



Universidade do Porto
Faculdade de Engenharia
FEUP

SIMULADOR DO MOVIMENTO DO JOELHO HUMANO

CONCEPÇÃO DE UM SISTEMA PARA SIMULAR O MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO HUMANO

JOÃO FILIPE SOARES CAPELO

**Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, ramo Projecto e Construções
Mecânicas**

Sob a supervisão:

Professor Mário Vaz

Porto, 28 de Junho de 2011

SIMULADOR DO MOVIMENTO DO JOELHO HUMANO - Concepção de um sistema para
simular o movimento de flexão e extensão do joelho Humano.

JOÃO FILIPE SOARES CAPELO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para obtenção
do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, ramo Projecto e Construções Mecânicas

O Presidente do Júri

(Lúcia Maria de Jesus Simas Dinis)

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e ao meu irmão, que em mim, são sempre uma certeza. O meu prazer em descobrir, encontrar e renovar, nasce da riqueza de os ter sempre ao meu lado.

Ao professor Mário Vaz, pela permanente disponibilidade e orientação, que se revelaram determinantes na execução da dissertação, e pela transmissão de conhecimento, que me fizeram desenvolver novas competências.

À professora Dra. Luísa Estriga, pela colaboração na disponibilidade de informação, bem como pela dedicação que teve neste desafio.

Ao meu amigo Ricardo Relhas, pelo apoio e incentivo dado desde o início do nosso percurso académico.

RESUMO

Desenvolvimento de um projecto de concepção de um simulador autónomo de movimento do joelho, analisando o comportamento ao longo do movimento de flexão e extensão.

Na definição e planeamento do projecto procedeu-se a uma análise criteriosa das soluções já existentes para a realização da selecção dos componentes necessários ao funcionamento do simulador (alimentação pneumática, componentes estruturais e acessórios de fixação).

Na execução e no controlo do projecto realizou-se a criação do simulador do joelho identificando os respectivos componentes e funcionamento mecânico.

De uma forma geral, o simulador é constituído por um cilindro pneumático e respectivos componentes de accionamento, um conjunto tíbia + fémur, uma estrutura constituída por perfis standard e um sistema de *cardan*.

O simulador desenvolvido realiza movimento de agachamento. Este simulador é ajustável às várias posições que o joelho humano adquire ao longo do movimento supracitado.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	3
RESUMO	4
ENQUADRAMENTO E MOTIVAÇÃO.....	8
1. INTRODUÇÃO.....	13
1.1 O QUE É O JOELHO	13
1.2 FUNÇÃO	13
1.3 BIOMECÂNICA.....	14
2. TRABALHO REALIZADO	22
2.1 ANATOMIA DO JOELHO	22
2.1.1 OSSOS E ARTICULAÇÕES DO JOELHO	23
2.1.2 O FÉMUR	25
2.1.3 TÍBIA E PERÓNIO	29
2.1.4 RÓTULA	33
2.1.5 ARTICULAÇÃO FÉMUR-RÓTULO-TIBIAL	35
2.1.6 MENISCOS E LIGAMENTOS	37
2.2 PATOLOGIAS DO JOELHO	40
2.3 MANOBRAS DE DIAGNÓSTICO DE LESÕES.....	46
2.4 SIMULADOR.....	48
2.4.1 ESTRUTURA PRINCIPAL.....	50
2.4.2 ENSAIOS COM COMPONENTES SINTÉTICOS	51
2.4.3 MECANISMO QUE PROVOCA A EXTENSÃO DO JOELHO (ACTUADOR LINEAR PNEUMÁTICO)	52
2.4.4 MECANISMO QUE PROVOCA A FLEXÃO DO JOELHO	57
2.4.5 COMPONENTE DE ESTABILIZAÇÃO E INTERLIGAÇÃO ENTRE A BASE DA ESTRUTURA E A TÍBIA	58
2.4.6 MONTAGEM DE CONJUNTO	60
3. Conclusão.....	63
ANEXOS	64
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	86

Índice de Figuras

FIGURA 1 – SEQUÊNCIA DE MOVIMENTO QUE CONDUZIU À GERAÇÃO DE UMA LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR	10
FIGURA 2 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA CLEVELAND CLINIC BIROBOTICS LAB.	11
FIGURA 3 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA AMTI FORCE AND MOTION.....	12
FIGURA 4 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA THE UNIVERSITY OF KANSAS.....	12
FIGURA 5 – O JOELHO É UMA ARTICULAÇÃO COM RISCO CONSTANTE DE SOFRER LESÕES	13
FIGURA 6 – A IMPORTÂNCIA DO JOELHO NA LOCOMOÇÃO HUMANA	14
FIGURA 7 – DIFERENTES TIPOS DE EXTENSÓMETROS EXISTENTES	15
FIGURA 8 – EXEMPLO DE FIBRA ÓPTICA	16
FIGURA 9 – METODOLOGIA DE ANÁLISE RECORRENDO A MEF.....	18
FIGURA 10 – MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	19
FIGURA 11 – EXEMPLO DO MÉTODO DE IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS DE INTERESSE PARA ANÁLISE DO MOVIMENTO	21
FIGURA 12 – PLANOS ANATÔMICOS	23
FIGURA 13 – EFEITO DE CUNHA NO MOVIMENTO.....	24
FIGURA 14 – REPRESENTAÇÃO DO FÉMUR (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR).....	28
FIGURA 15 – REPRESENTAÇÃO DA TÍBIA E DO PERÔNIO (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR).....	31
FIGURA 16 – REPRESENTAÇÃO DA RÓTULA (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR).....	33
FIGURA 17 – REPRESENTAÇÃO FÉMURÓ-RÓTULO-TIBIAL	35
FIGURA 18 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA ANTERIOR E POSTERIOR DA ARTICULAÇÃO FÉMUR-TIBIAL ..	36
FIGURA 19 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA SUPERIOR DOS MENISCOS E LIGAMENTOS DO JOELHO	37
FIGURA 20 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA ANTERIOR DOS MENISCOS E LIGAMENTOS DO JOELHO	38
FIGURA 21 – SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO VASCULAR E NERVOSO DA PERNA	39
FIGURA 22 – EVOLUÇÃO DO MOVIMENTO DE MARCHA	40
FIGURA 23 – REPRESENTAÇÃO DA FUNÇÃO DO MENISCO INTERIOR E EXTERIOR DURANTE A FLEXÃO E EXTENSÃO	42
FIGURA 24 – DISPOSIÇÃO DOS MENISCOS E RUPTURAS MENISCAIS.....	43
FIGURA 25 – MECANISMO DE POSSÍVEL RUPTURA DOS LIGAMENTOS.....	44
FIGURA 26 – RUPTURA DE LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR E POSTERIOR	45
FIGURA 27 – RUPTURA DOS LIGAMENTOS COLATERAIS	45
FIGURA 28 – SENTIDOS DE ROTAÇÃO NA PERNA	49
FIGURA 29 – SIMULADOR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO.....	50
FIGURA 30 – MOVIMENTO DO JOELHO DURANTE A FLEXÃO	51
FIGURA 31 – EXEMPLO DOS LIGAMENTOS DESENVOLVIDOS EM LABORATÓRIO	52
FIGURA 32 – DECOMPOSIÇÃO DE FORÇAS SOBRE A RÓTULA DURANTE A FLEXÃO DO JOELHO	53
FIGURA 33 – MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO POR ACÇÃO DO QUADRICÍPITE.....	54
FIGURA 34 – AMPLITUDES NO MOVIMENTO DE FLEXÃO	55
FIGURA 35 – MÚSCULOS FLEXORES DO JOELHO	57
FIGURA 36 – ROTAÇÃO EXTERNA DO JOELHO	59
FIGURA 37 – ROTAÇÃO INTERNA DO JOELHO	59
FIGURA 38 – PRINCIPAIS COMPONENTES DO SIMULADOR DO JOELHO.....	60

FIGURA 39 – DIVERSAS FASES DO DESLOCAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A FLEXÃO	61
FIGURA 40 – ESTABILIDADE TRANSVERSAL.....	62
FIGURA 41 – ESTRUTURA DO SIMULADOR.....	66
FIGURA 42 – TIBIA+PERÓPIO E FÉMUR	68
FIGURA 43 – CONJUNTO FÉMUR TIBIAL COM RÓTULA	68
FIGURA 44 – POSICIONAMENTO DO ACTUADOR PNEUMÁTICO FACE AO FÉMUR	70
FIGURA 45 – SUPORTE MONTADO	70
FIGURA 46 – CILINDRO MONTADO	71
FIGURA 47 – CONJUNTO CILINDRO MONTADO+FÉMUR	71
FIGURA 48 – CILINDRO SELECCIONADO	72
FIGURA 49 – BARRA COM PESOS ASSOCIADOS	74
FIGURA 50 – BARRA DE HALTERES MONTADA	74
FIGURA 51 – SISTEMA <i>CARDAN</i>	76
FIGURA 52 – FIXAÇÃO À ESTRUTURA	76
FIGURA 53 – <i>CARDAN</i> SELECCIONADO	77
FIGURA 54 – VÁLVULA REGULADORA GRLA-1/8-QS-6-D	79
FIGURA 55 – VÁLVULA DE MANIPULO VHER-BH-M04C-G18-LD	80
FIGURA 56 – SILENCIADOR U-1/8.....	81
FIGURA 57 – SUPORTE PARA MONTAGEM HFOE-D-MINI	81
FIGURA 58 – ACESSÓRIO DE LIGAÇÃO RÁPIDO QS-B-1/8-6-I-20	82
FIGURA 59 – FILTRO REGULADOR DE PRESSÃO LFR-1/8-D-MINI	83
FIGURA 60 – VÁLVULA ON/OFF HE-D-MINI	84
FIGURA 61 – TUBAGEM PUN-6X1-SI	85

ENQUADRAMENTO E MOTIVAÇÃO

Ao longo de séculos o Homem tem evoluído e sofrido inúmeras alterações motivadas essencialmente pela interacção com o meio em que habita. No que diz respeito à postura durante a marcha do Homem evoluiu no sentido de se deslocar com a coluna vertebral orientada na vertical. Desta forma todas as articulações foram sofrendo alterações com o intuito de se adaptarem às novas posturas.

A locomoção dos seres Humanos é executada através de um conjunto de articulações, nomeadamente aquelas que existem localizadas nos membros inferiores, isto é, na anca, na perna e no joelho.

O joelho é uma articulação fundamental para que o Homem consiga deslocar-se. Trata-se de uma articulação que associa uma grande estabilidade a uma mobilidade apreciável sob a acção de elevadas cargas. Esta articulação suporta cargas equivalentes ao peso do corpo em situações estáticas e superiores sempre que existam acções dinâmicas. Trata-se também de um elemento de enorme desgaste que se acentua com a idade, sobrecargas, nomeadamente na prática desportiva excessiva ou de alta competição. O estudo desta articulação tem vindo a assumir um elevado interesse procurando não só reduzir os danos provados pelo uso, o desgaste e a estabilidade mecânica que influenciará na locomoção normal do indivíduo.

Ao longo das últimas décadas tem-se verificado que o nível de vida dos seres Humanos tem evoluído, o que se reflecte num aumento médio da esperança de vida fazendo com que seja necessário começar a pensar em problemáticas que até à data não tinham surgido visto que não atingiam um ponto de saturação/desgaste. Por exemplo, outrora não se levantavam determinadas questões de durabilidade dos membros e articulações humanas, hoje isso já não acontece, bem pelo contrário, cada vez mais se pensa nesses assuntos dado o aparecimento de novos métodos que contribuem para o aumento dos anos de vida do indivíduo. O joelho é o exemplo de uma articulação de desgaste acentuado, ou pela idade avançada ou pela prática desportiva, devido a este sustentar o peso do corpo Humano.

Tem-se verificado a existência de diferentes entidades que promovem projectos/estudos para desenvolver mecanismo capazes de substituir ligamentos, meniscos e até mesmo a articulação por completo (próteses). Exemplo disso é o caso da Universidade de Leuven na Bélgica [20], em que segundo Friedl De Groote têm um departamento dedicado à investigação de

problemáticas do joelho, isto é, investigam métodos de conceber ligamentos e meniscos para posterior substituição no Ser Humano. Tal só é possível pela análise realizada na fase inicial em que são observadas as cargas e esforços a que os ligamentos e meniscos se encontram sujeitos aquando acções de deslocamento, rotação e cargas excessivas. Exemplo disso foi o caso de estudo da Dra. Estriga na sua investigação de Doutoramento *“Philosophy in Sports Sciences”* em que analisou o comportamento do ligamento cruzado anterior em atletas de andebol do sexo feminino com o objectivo de prever lesões e precavê-las com exercício especificado e/ou acompanhamento médico. Não menos importante é a entidade que promove o desenvolvimento das estruturas sintéticas capazes de simular a estrutura óssea, que é o caso da *SAWBONES* [21]. Segundo Carolina Malmborn-Svensson a *SAWBONES* é líder em modelos médicos de ortopedia e educação médica, desenvolvendo especificamente para o uso em exercícios de habilidade motora.

Nos dias de hoje, privilegia-se a abordagem multidisciplinar dos problemas relacionados com a saúde pois em muitos deles a componente biológica está associada a outras vertentes do conhecimento como a química, a electrónica e a mecânica. Assim sendo, pode dizer-se que a Medicina e a Engenharia andam de “mão dada” na resolução de alguns problemas que afectam o ser humano. Tal situação é evidente na reabilitação de articulações e estruturas rígidas do organismo humano que se destinam a suportar carga em movimento. Estas duas ciências unidas são capazes de detectar e solucionar inúmeros problemas, desenvolvendo mecanismos para simular o corpo Humano de modo a permitir realizar testes em modelos sintéticos para posterior aplicação na clínica. As próteses são o exemplo de mecanismos desenvolvidos para promover qualidade de vida em indivíduos sofrendo de patologias que restringem a mobilidade, idosos ou acidentados. Por isso existem cada vez mais empresas ligadas ao desenvolvimento destes dispositivos, o que contribui para o progresso patológico e conceber modelos que melhor aproximam os sistemas biológicos, como é o caso da *OTTO BOCK* [22] que desenvolve inúmeros equipamentos, nomeadamente próteses que substituem na íntegra o joelho.

Motivado pela experiência já adquirida no sector empresarial e por sentir necessidade de desenvolver o meu conhecimento científico, abraço este projecto, aproveitando o conhecimento e experiência de aplicação do simulador já existente no Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental da FEUP/INEGI.

Este projecto tem como objectivo a concepção de um mecanismo completamente autónomo que simule o movimento do joelho, para simular o movimento de agachamento (flexão e

extensão). É denotar que o projecto não chegou à fase de implementação, ou seja, não foi construído o simulador, ficando-me pela idealização do mesmo. O simulador terá como aplicação a análise dos esforços, deslocamentos e estabilidade mecânica envolvidos não só no movimento normal como também nas situações com elevado risco de lesão e na avaliação de cirurgias de joelho, com especial incidência na cirurgia ligamentar. Especial atenção deverá ser dada ao estudo de lesões no desporto, nomeadamente no andebol feminino, com vista a poder promover uma actividade física que a possa prevenir. Segundo Dra. Luísa Estriga [15] cerca de 1/3 das jogadoras de andebol federadas em Portugal foram estudadas em três épocas diferentes, averiguando-se que a ruptura do Ligamento Cruzado Anterior é das mais frequentes na modalidade. A figura 1 ilustra as diversas etapas de um movimento em que uma lesão deste tipo pode ocorrer.

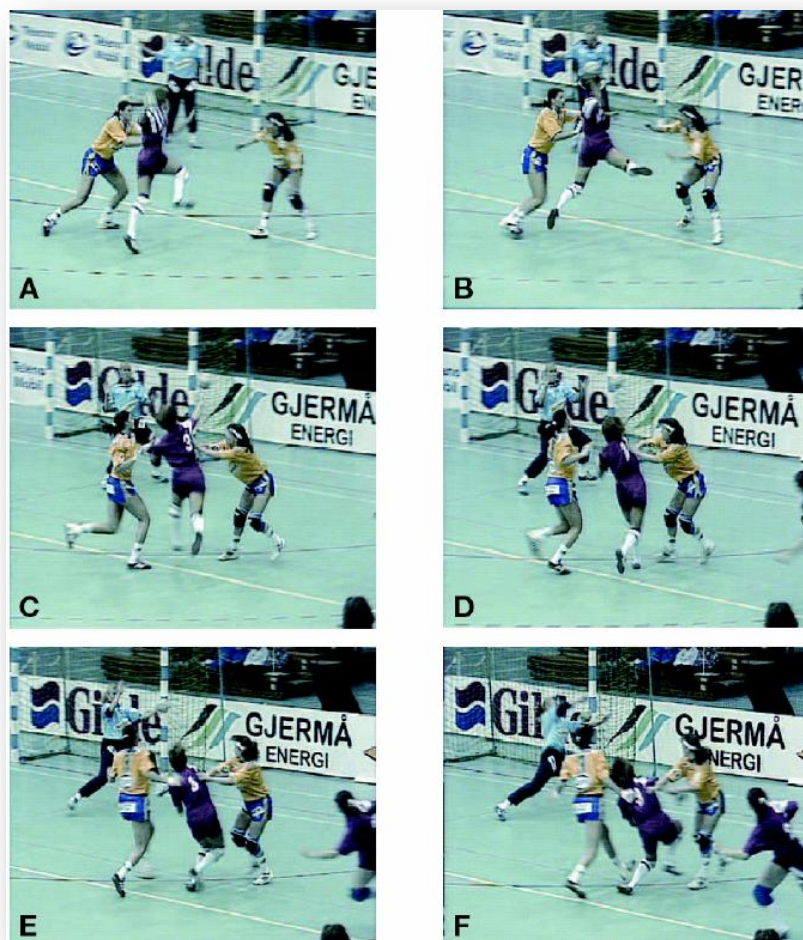


FIGURA 1 – SEQUÊNCIA DE MOVIMENTO QUE CONDUZIU À GERAÇÃO DE UMA LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

[15]

Para se perceber melhor o motivo pela qual este tipo de lesões (ilustrada na figura 1) e outras ocorrem, há investigadores que se dedicam ao desenvolvimento de simuladores do movimento do joelho. Exemplo disso são os diferentes simuladores desenvolvidos por instituições de investigação. A *Cleveland Clinic BioRobotics Lab.* desenvolveu um simulador que apoia numa base rotativa (com o intuito de simular a rotação existente no joelho que afectará os ligamentos cruzados) em que a “tibía” se encontra fixa na estrutura.

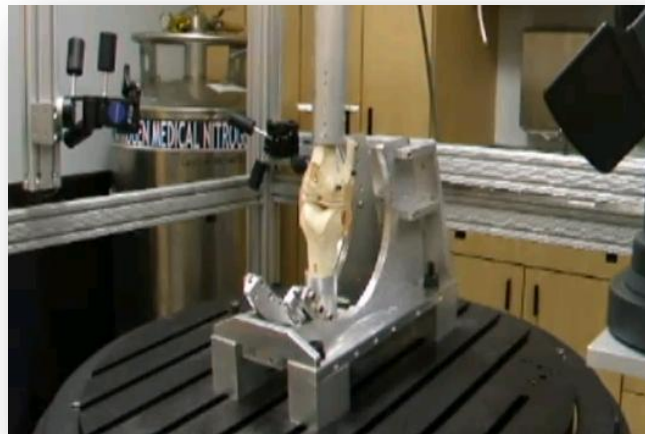


FIGURA 2 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA CLEVELAND CLINIC BIOBOTICS LAB.

[24]

Já a *AMTI Force and Motion* desenvolveu um simulador que permite analisar qual a influência das cargas aplicadas sobre o menisco. A figura 3 representa o modo como é feita esta aplicação.



FIGURA 3 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA *AMTI FORCE AND MOTION*
[23]

À semelhança das outras instituições, *The University of Kansas* promoveu um simulador numa situação do movimento de agachamento. Este tipo de simulador permite analisar os deslocamentos, o comportamento do menisco aquando o aumento de carga e consequentemente quais as complicações que surgiram nos ligamentos cruzados e laterais.

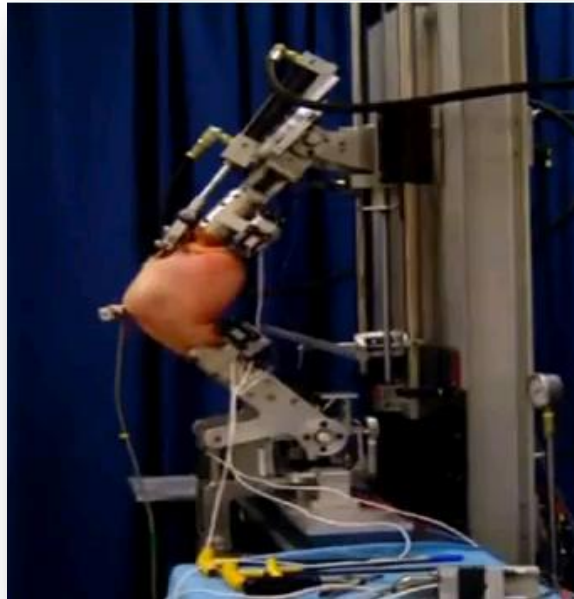


FIGURA 4 – SIMULADOR DESENVOLVIDO PELA *THE UNIVERSITY OF KANSAS*
[13]

1. INTRODUÇÃO

Os joelhos constituem uma ferramenta preciosa para a locomoção do Homem, sendo que a sua complexidade estrutural acompanha a sua simplicidade e fluidez de movimento.

1.1 O QUE É O JOELHO

Segundo Gustavo Kaempf [1], é a maior articulação do corpo humano dividida em duas articulações distintas:

- Entre o fémur e a tíbia chamada de fémur-tibial;
- Entre o fémur e a patela denominada fémur-patelar.

1.2 FUNÇÃO

Numa perspectiva biomecânica, o joelho é uma articulação muito importante, que conjuga de uma forma harmoniosa estabilidade e movimento. Porém, como as suas superfícies de contacto possuem um encaixe frouxo, condição necessária para a boa mobilidade que apresenta, encontra-se exposta de uma forma mais ou menos regular a lesões. O joelho trabalha essencialmente à compressão, pela acção do peso próprio do corpo, pelo que ocorrem com frequência lesões, traumáticas ou degenerativas, devido à permanente solicitação a que é sujeito.

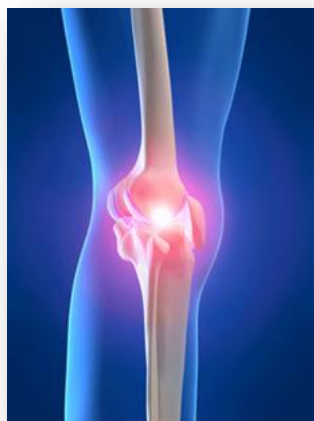


FIGURA 5 – O JOELHO É UMA ARTICULAÇÃO COM RISCO CONSTANTE DE SOFRER LESÕES
[2]

1.3 BIOMECÂNICA

Segundo Donald Peterson [3] a biomecânica consiste no estudo mecânico dos seres vivos, nomeadamente do Homem. Podem ser consideradas dois tipos de biomecânica, a externa e a interna. A biomecânica externa consiste no estudo e análise das forças físicas que actuam sobre os corpos. Por sua vez, a interna analisa a mecânica e os aspectos físicos das articulações, ou seja, dos ossos e dos tecidos do corpo. Na figura 6 estão presentes os três campos da biomecânica, isto é, a estática, cinemática e dinâmica, respectivamente.



FIGURA 6 – A IMPORTÂNCIA DO JOELHO NA LOCOMOÇÃO HUMANA
[4]

No estudo realizado foi focada a biomecânica interna, uma vez que a concepção do sistema para simulação do movimento do joelho Humano tem como objectivo primordial a análise de esforços, tensões e deslocamentos. Existem inúmeros métodos de realizar essas análises, nomeadamente por aplicação de extensómetros (extensometria), por fibra óptica e por simulação numérica, isto quando se fala em biomecânica estática em que é realizada uma análise estrutural.

Segundo um trabalho realizado na óptica de mecânica experimental sobre a biomecânica do joelho [26] a extensometria é um conjunto de técnicas utilizadas para a análise experimental de tensões e deformações em estruturas mecânicas. Estas

estruturas apresentam deformações sob carregamento ou sob efeito de temperatura. Para determinar o estado de deformação em torno de um ponto de um corpo é necessário conhecer as extensões em várias direcções nesse ponto. Estas extensões são obtidas através de extensómetros.

Os extensómetros são transdutores utilizados experimentalmente para avaliar as deformações ocorridas num dado ponto e numa dada direcção de um corpo. Na verdade estes transdutores apenas medem a variação de distância – ΔL de dois pontos inicialmente afastados de – L . Sendo a deformação obtida por $\epsilon = \Delta L/L$.

Os extensómetros podem-se classificar de acordo com o seu princípio de funcionamento. Os mais correntes são os extensómetros mecânicos, ópticos (em que a ampliação do deslocamento relativo das extremidades da base é conseguido por meios ópticos – espelhos, lentes), de resistência, de corda vibrante, eléctricos de indução, semicondutores e foto-elásticos.

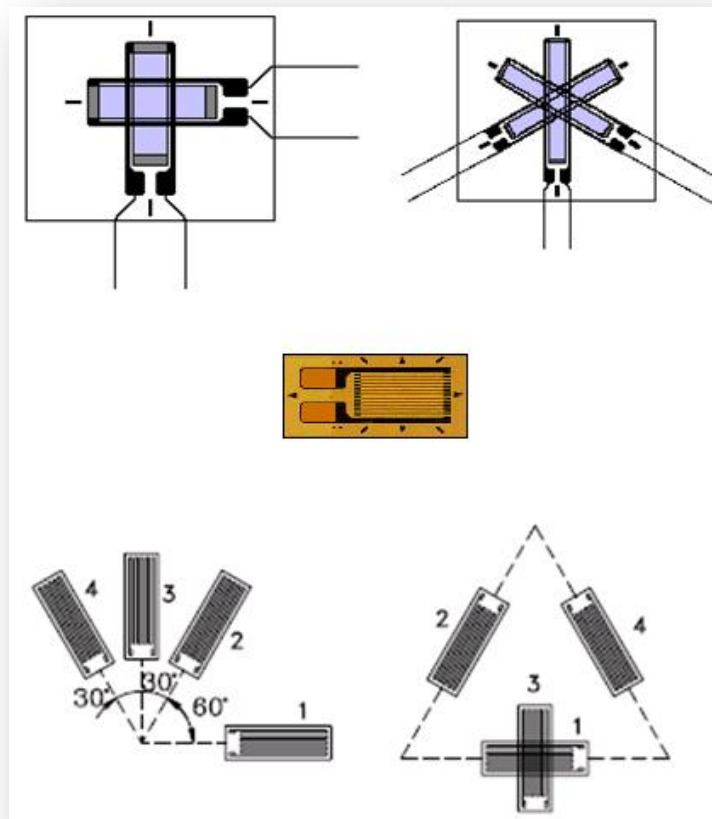


FIGURA 7 – DIFERENTES TIPOS DE EXTENSÓMETROS EXISTENTES
[17]

No campo da medicina a fibra óptica tornou-se uma mais-valia no que diz respeito à monitorização de temperaturas e deformações. As suas dimensões reduzidas (um décimo de milímetro) e o facto de na mesma fibra óptica poderem co-existir diversos sensores, revelou-se importante no estudo da locomoção humana, podendo por exemplo medir ângulos de movimento do joelho e seus padrões de marcha.

Hoje em dia, tem-se uma variedade de aplicações de sistemas sensores com fibras ópticas em diagnóstico e cirurgia. Inseridos através de cateteres ou subcutaneamente, sensores de fibras ópticas miniaturizados permitem monitorizar funções biológicas internas dos pacientes. Estes sensores, que podem permanecer aplicados no paciente durante um longo período, permitem testar e acompanhar processos biológicos em tempo real de importância vital. Podem ser destacados os seguintes sistemas sensores com fibras ópticas:

- ✚ Sensores de temperatura;
- ✚ Sensores de pressão;
- ✚ Sensores magnéticos;
- ✚ Sensores de pH;
- ✚ Sensores de caudal;

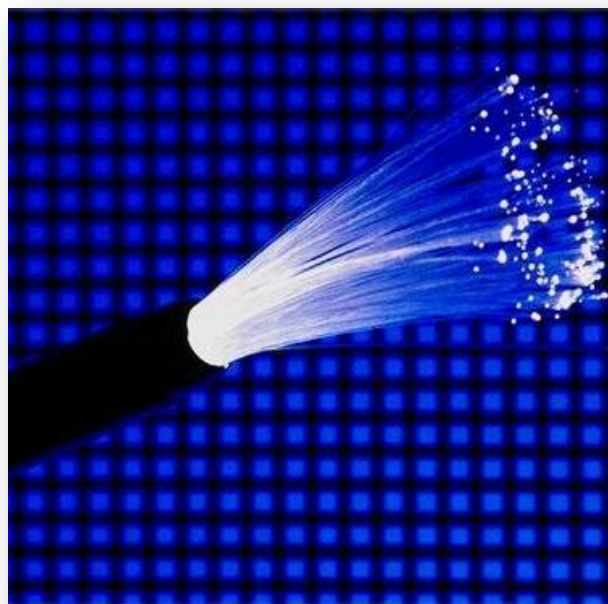


FIGURA 8 – EXEMPLO DE FIBRA ÓPTICA

[18]

Segundo João Carneiro [5] a outra área em a simulação numérica entra é no Método de Elementos Finitos. Têm sido utilizados no desenvolvimento de próteses, sendo possível analisar características de um doente particular e personalizar a concepção de uma prótese ideal. De uma forma geral, o MEF é utilizado na busca de soluções de problemas complexos de diversas áreas do conhecimento, para os quais não se conhece uma solução exacta que possa ser expressa de forma analítica.

A aplicação do MEF a problemas realistas de engenharia, frequentemente complexos, exige muitas vezes, a disponibilidade de meios computacionais significativos, por isso é que o desenvolvimento do método tenha vindo a acontecer de acordo com o aumento da disponibilidade tecnológica.

O MEF pode ser encarado de duas perspectivas distintas:

- ✚ O ponto de vista do utilizador, que recorre ao uso de um programa comercial de simulação numérica baseado para resolver problemas de engenharia;
- ✚ O ponto de vista do programador que desenvolve o programa propriamente dito.

Existem muitos programas de simulação numérica baseados no MEF, por exemplo ABAQUS, ANSYS, etc. Estes programas são frequentemente capazes de lidar com vários tipos de problemas.

Vários estudos a nível computacional têm sido desenvolvidos para tentar traduzir o comportamento biomecânico da articulação do joelho, e permitindo perceber os problemas que afectam esta articulação.

O método pode ser aplicado à resolução de problemas unidimensionais, mas, mais frequentemente, pretende-se determinar a solução numa área ou volume tridimensional genérico.

Como primeira fase, o domínio que se pretende é dividido num número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos, designados por elementos finitos. Os pontos que ligam estes elementos (chamados de nós) constituem a malha de elementos finitos.

Os elementos finitos podem assumir formas geométricas diversas, sendo elas: unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais. Os elementos bidimensionais frequentemente são triangulares ou quadriláteros. Já os elementos tridimensionais geralmente são hexaedros, tetraedros ou pentaedros. Deste modo, torna-se possível substituir o problema de determinar o deslocamento de um número infinito de pontos de um domínio contínuo pelo cálculo dos deslocamentos de um número finito de pontos, os nós da malha de elementos finitos.

Uma vez determinado os deslocamentos nodais, calculam-se as deformações correspondentes e, a partir destas, o estado de tensão. Posteriormente, todas essas informações são disponibilizadas para o utilizador do programa.

São três os estágios para a simulação numérica pelo método dos elementos finitos:

- ✚ Pré-processamento;
- ✚ Análise;
- ✚ Pós-processamento.

A fase de pré-processamento diz respeito à construção do modelo geométrico do sistema a estudar e a definição dos carregamentos e das condições a que este será submetido. É também nessa primeira fase que todas as propriedades mecânicas e/ou físicas dos materiais a utilizar no modelo são definidas. Também se definem todos os carregamentos e as restrições a que o modelo possa ser submetido. A estas restrições chamamos de condições de fronteira.

A fase de pós-processamento encarrega-se de apresentar as informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados. A figura 9 apresenta uma representação da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao MEF.

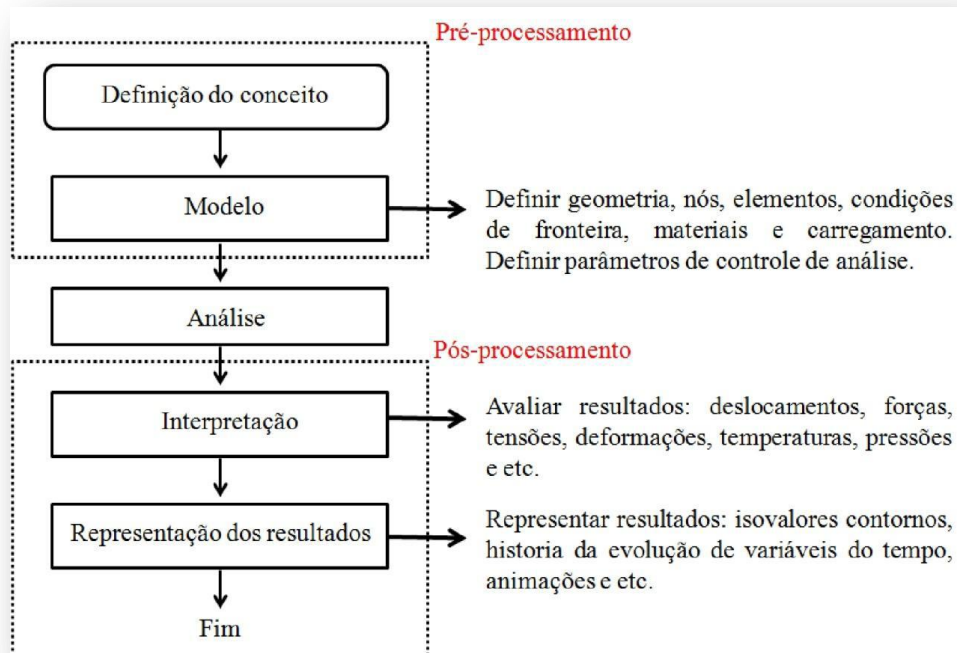


FIGURA 9 – METODOLOGIA DE ANÁLISE RECORRENDO A MEF

[5]

Foi realizada por João Carneiro uma simulação em elementos finitos do movimento de flexão do joelho. Para tal foi utilizado um modelo da articulação do joelho cedido pelo docente Dr. Renato Jorge, e utilizando as propriedades mecânicas dos ligamentos cruzados anterior e posterior obtidos em [5].

Na figura 10 é possível ver os diferentes elementos que constituem a articulação do joelho, sendo necessário referir que não foi incluída a rótula neste modelo, pelo que o seu efeito também não foi considerado.

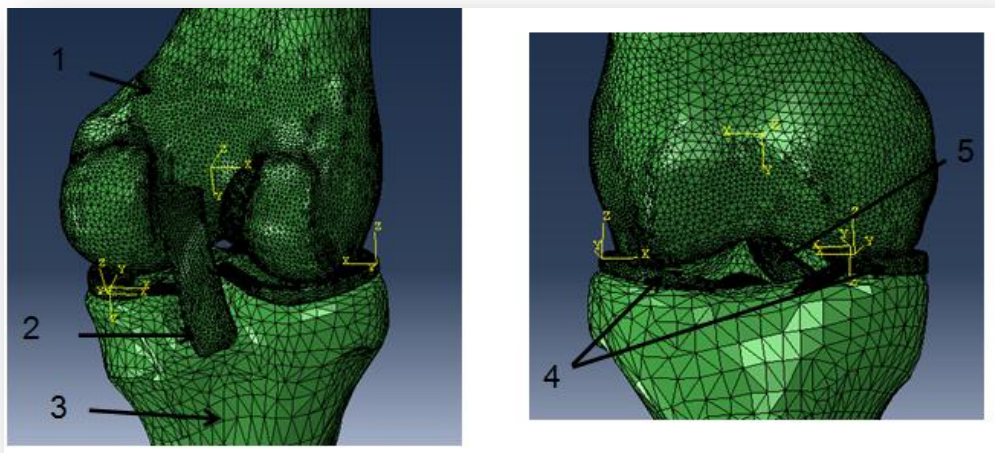


FIGURA 10 – MODELO DE ELEMENTOS FINITOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

[5]

Legenda:

1. Fémur;
2. Ligamento Cruzado Posterior;
3. Tíbia;
4. Meniscos;
5. Ligamento Cruzado anterior

Tendo em conta a hiperelasticidade dos ligamentos, é necessário abordar a simulação tendo em conta essa característica extremamente importante desses tecidos.

Um material hiperelástico é um material para o qual existe uma função de energia livre de Helmholtz (energia de deformação) tal que:

$$P = \frac{\partial \varphi}{\partial F}$$

Quando um material apresenta uma relação constitutiva idêntica à que está acima expressa, isto é, se a função de energia de deformação φ existir, então é possível demonstrar que o trabalho feito pelo campo de tensões durante um certo intervalo de tempo é independente do percurso.

A resposta de materiais hiperelásticos é a derivada da função de energia de deformação φ , sendo que existem variados modelos que descrevem a hiperelasticidade de materiais, tais como o modelo de Odgen, Mooney-Rivlin e Neo-Hooke, sendo que a simulação foi realizada usando a teoria de Neo-Hooke.

Segundo Neo-Hooke:

$$\varphi = \varphi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3)$$

Com $N=1$ e $\alpha=2$:

$$\varphi = c_{10}(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2);$$

$$\varphi = c_{10}(I_1 - 3);$$

N : número de termos, positivo, que controla o número de termos do modelo;

μ_p : módulo de corte do material;

α_p : constantes adimensionais;

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$: alongamentos relativos principais;

Para o modelo em causa temos as seguintes constantes hiperelásticas do modelo de Neo-Hooke:

C_{10} : 10.55 Mpa;

D : 1e-5;

Já a biomecânica cinemática preocupa-se por analisar os movimentos, através de sistemas de cinemática, isto é, medir a posição, orientação, velocidade e aceleração. Segundo [27] o instrumento básico para medidas cinemáticas é o baseado em câmeras de vídeo que registam a imagem do movimento ou as coordenadas de pontos de interesse e com auxílio de software específico calculam as variáveis cinemáticas.

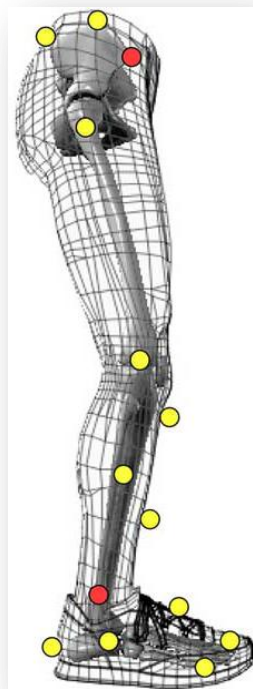


FIGURA 11 – EXEMPLO DO MÉTODO DE IDENTIFICAÇÃO DOS PONTOS DE INTERESSE PARA ANÁLISE DO MOVIMENTO
[28]

Por sua vez, a biomecânica dinâmica é uma junção da biomecânica estática e cinemática, ou seja, analisa os movimentos e forças segundo sistemas de cinemetria e de medição de forças.

2. TRABALHO REALIZADO

2.1 ANATOMIA DO JOELHO

Para entender melhor como ocorrem os problemas ao nível do joelho, é importante ter a noção da sua anatomia e de como funcionam as diversas estruturas em conjunto.

A posição anatómica é uma convenção adoptada em anatomia para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e os restantes componentes do corpo humano. Na posição anatómica, o corpo deve ficar erecto (de pé), calcanhares unidos, com os olhos orientados para o horizonte, os pés também apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos e apoiados ao tronco e com as palmas das mãos voltadas para frente (os dedos estendidos e unidos) [5].

O corpo humano na posição anatómica pode ser dividido em diferentes planos, tal como é possível averiguar na figura abaixo:

- ✚ O plano medial, sagital ou sagital medial passa através do eixo mais longo que cruza o corpo, dos pés até a cabeça; este plano separa o corpo em antímeros direito e esquerdo. O que quer que esteja situado próximo a este plano é chamado medial, e o que está longe dele, é lateral.
- ✚ O plano frontal ou plano coronal passa também pelo eixo maior (dos pés à cabeça), mas é perpendicular ao plano medial, separando a frente do corpo, ou ventre, da parte de trás, ou dorso. Algo em posição à frente do plano frontal é chamado anterior, ao passo que algo situado atrás desse plano é chamado posterior.
- ✚ O plano horizontal, transversal ou axial atravessa o eixo menor do corpo, do dorso até ao ventre, isto é, da posição posterior para a anterior. As partes em que divide o corpo Humano são designadas por superior e inferior.

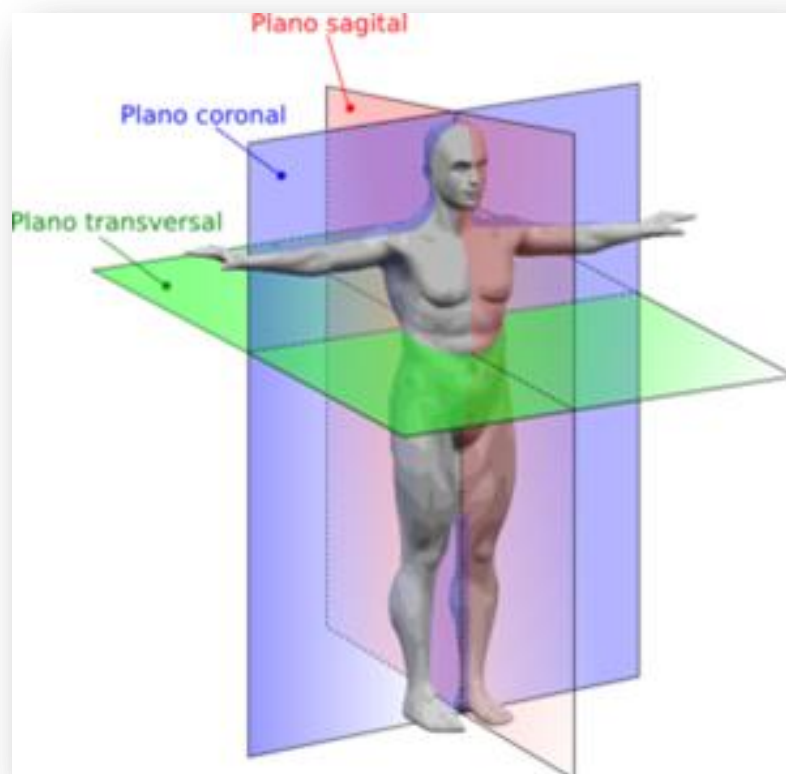


FIGURA 12 – PLANOS ANATÔMICOS
[6]

Centrando a atenção no elemento em estudo o joelho é constituído por:

- ✚ Ossos e articulações;
- ✚ Ligamentos;
- ✚ Tendões;
- ✚ Músculos;
- ✚ Nervos;
- ✚ Vasos sanguíneos.

2.1.1 OSSOS E ARTICULAÇÕES DO JOELHO

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). A rótula, por sua vez, situa-se na parte anterior do joelho.

A articulação do joelho é uma articulação sinovial. As articulações sinoviais são envolvidas por uma cápsula que contém um líquido, chamado líquido sinovial, que lubrifica a articulação.



FIGURA 13 – EFEITO DE CUNHA NO MOVIMENTO
[7]

A extremidade distal do fêmur une-se ao topo da tíbia para formar a articulação do joelho. O fêmur termina formando dois côndilos: o côndilo femoral interno e o côndilo femoral externo, os quais articulam com a superfície da tíbia. Esta superfície é formada por dois "pratos": o prato tibial interno e o prato tibial externo.

O perônio não entra realmente na constituição anatômica do joelho, possui uma pequena articulação que o une à extremidade superior da tíbia: articulação perônio-tibial superior. Esta articulação normalmente move-se muito pouco.

A cartilagem articular é o material que cobre as extremidades dos ossos de qualquer articulação. Este material mede cerca de 6 mm de espessura na maioria das grandes articulações. É branca e brilhante e tem uma consistência elástica (comportamento semelhante ao de um elastômero). A cartilagem articular é uma substância escorregadia que permite às superfícies deslizarem uma na outra, com baixo atrito.

A função da cartilagem articular é a de absorver choques e proporcionar uma superfície extremamente lisa para facilitar o movimento. No esqueleto humano existe cartilagem articular essencialmente em todos os lugares em que duas superfícies ósseas se movem, ou se articulam.

No joelho, a cartilagem articular cobre as extremidades do fêmur, o topo da tíbia, e a face posterior da rótula.

Em seguida é analisada de uma forma mais profunda a anatomia das estruturas ósseas supracitadas.

2.1.2 O FÉMUR

É naturalmente o osso mais longo e forte do corpo humano estando o seu comprimento associado ao modo de locomoção e a sua resistência ao peso e forças musculares envolvidas. Na posição anatómica os fémures são oblíquos sendo as suas cabeças separadas pela largura pélvica e as suas diáfises convergentes medialmente aproximando-se no joelho. A obliquidade do fémur aproxima os pés trazendo-os para a linha de peso do corpo visto que os restantes ossos da perna descem verticalmente. A diminuição desta base de sustentação diminui a estabilidade mas facilita o movimento aumentando a velocidade e a suavidade. A obliquidade do fémur é variável no entanto é indubitavelmente superior no sexo feminino devido à maior largura pélvica e ao facto de possuírem fémures mais curtos.

Como osso longo que é, possui uma extremidade proximal, uma diáfise quase cilíndrica e arqueada para a frente e uma extremidade distal.

A sua extremidade proximal é constituída por: uma cabeça, um colo, um trocanter maior e um trocanter menor, descritas abaixo:

Cabeça

- De geometria ligeiramente maior do que a metade de uma esfera;
- Dirigida antero-medialmente para se articular com o acetábulo da pelve;
- Perto do centro possui uma fóvea onde se insere o ligamento da cabeça do fémur;

Colo

- De aproximadamente 5cm de comprimento;
- Liga a cabeça à diáfise num ângulo de cerca de 125°;
- A face anterior do colo é achatada e marcada na junção com a diáfise por uma linha intertrocantérica rugosa;
- A face posterior é transversalmente convexa e a sua junção com a diáfise é marcada pela crista intertrocantérica;

Trocanter Maior

- Grande e quadrangular projecta-se superiormente a partir da junção do colo e diáfise;
- Nele se inserem os músculos glúteos médios e mínimo e outros músculos da pelve;

Trocanter Menor

- Projecção cónica póstero-medial da diáfise na face pósterio-inferior da sua junção com o colo;
- Nele insere-se o músculo ilíaco;

Linha intertrocantérica

- Na junção das faces anteriores do colo e diáfise;
- Distalmente é contínua com a linha espiral;

Crista intertrocantérica

- Na junção das faces posteriores do colo e diáfise;
- Desce medialmente a partir do trocanter maior para o menor;
- Um pouco acima do seu centro está um tubérculo quadrado;

Na diáfise encontramos alguns acidentes anatómicos como a linha áspera que se forma inferiormente à união da linha espiral, mais medial, com a tuberosidade glútea (inserção do músculo glúteo máximo).

Inferiormente, na extremidade distal, o fémur tem dois côndilos e dois epicôndilos, uma fossa intercondiliana, face rotuliana, faces tibiais e face poplíteia.

Côndilo Lateral

- É menos proeminente que o medial sendo lateralmente achatado;
- É mais maciço e está mais directamente em linha com o corpo do fémur;
- O seu ponto mais proeminente é o epicôndilo lateral;
- A sua face medial é a parede lateral da fossa intercondiliana;
- Na sua face lateral está inserido o ligamento colateral lateral sendo que na impressão pósterio-superior a este está inserida parte da cabeça do músculo gastrocnémio;

- Nele também se insere posteriormente o tendão do músculo poplíteo;

Côndilo medial

- Possui proximamente um tubérculo do adutor que recebe o tendão do músculo adutor magno;
- O ápice do côndilo é o epicôndilo medial sendo inferior ao tubérculo;
- Recebe proximamente o ligamento colateral medial;

Fossa intercondiliana

- Separa posteriormente os dois côndilos;
- Na frente é limitada pelo bordo distal da face rotuliana pela linha intercondiliana;
- Nela se inserem os ligamentos cruzados: o posterior mais medialmente e o anterior mais superior e lateralmente;

Face rotuliana

- Separada das faces tibiais por dois ténues sulcos que cruzam o côndilo obliquamente;
- Entra em contacto com a face articular da rótula;

Faces tibiais

- Convexas em todas as direcções, condição determinante nos movimentos rotatórios, adjuntos e conjuntos da articulação do joelho;
- Articulam com os meniscos;

Face poplíteia

- Situada na posteriormente e delimitada pelas linhas supracondilianas lateral e medial;

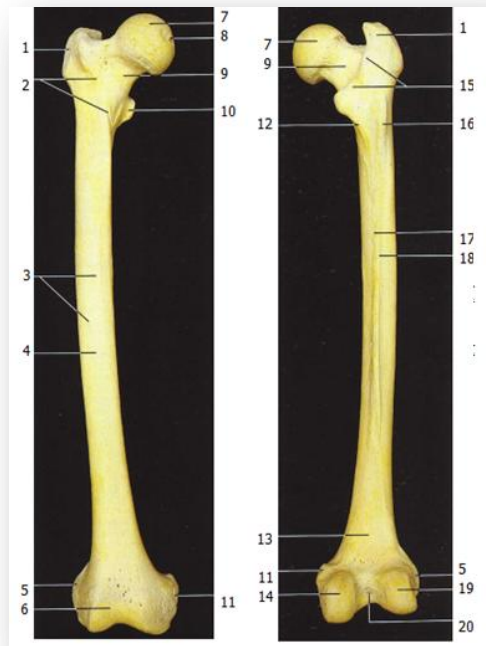


FIGURA 14 – REPRESENTAÇÃO DO FÉMUR (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR)
[5]

- 1- Trocânter maior
- 2- Linha intertrocantérica
- 3- Foramen para artérias nutritícias
- 4- Diáfise
- 5- Epicôndilo lateral
- 6- Face rotuliana
- 7- Cabeça
- 8- Fóvea para o ligamento da cabeça do úmero
- 9- Colo
- 10- Trocânter menor
- 11- Epicôndilo medial
- 12- Linha pectínea
- 13- Triângulo poplíteo
- 14- Côndilo medial
- 15- Crista intertrocantérica
- 16- Tuberosidade glútea
- 17- Lábio interno da linha áspera
- 18- Lábio externo da linha

2.1.3 TÍBIA E PERÓNIO

A tíbia, medial e muito mais resistente do que o perónio, é o segundo osso mais comprido do corpo sendo apenas excedida pelo fémur.

A sua diáfise é primática em secção, com extremidades proximal e distal expandidas. Possui três faces e três bordos: anterior, medial e lateral.

A extremidade proximal expandida de modo transverso é uma superfície de sustentação para o peso do corpo transmitido através do fémur. Possui côndilos medial e lateral maciços, uma área intercondiliana e uma tuberosidade.

Côndilo medial

- É maior mas projecta-se menos;
- A sua face articular oval é côncava estendendo-se até ao tubérculo intercondiliano medial
- Nele assenta o menisco medial que articula com o côndilo medial do fémur;

Côndilo lateral

- Projecta-se sobre o corpo postero-lateralmente, acima de uma pequena faceta circular para a articulação proximal com o perónio;
- A face articular proximal para o côndilo lateral do fémur é quase circular centralmente côncava estendendo-se até ao tubérculo intercondiliano lateral;
- Nele assenta o menisco lateral que articula com o côndilo lateral do fémur;

Área intercondiliana

- Entre as faces articulares dos côndilos;
- É rugosa mas estreitada centralmente onde forma a eminência intercondiliana cujos bordos se projectam como tubérculos intercondilianos;
- Na parte anterior e posterior da eminência a área intercondiliana alarga-se à medida que as faces articulares divergem;
- Na área intercondiliana anterior encontram-se inseridos de anterior para posterior respectivamente: corno anterior do menisco medial, ligamento cruzado anterior e corno anterior do menisco lateral;

- Na área intercondiliana posterior encontram-se inseridos de anterior para posterior respectivamente: corno posterior do menisco lateral, corno posterior do menisco medial e ligamento cruzado posterior;

Tuberosidade da tíbia

- Situada na extremidade proximal do bordo anterior da tíbia;
- É o ápice truncado de uma área triangular;
- O ligamento rotuliano está inserido na sua porção proximal;

A extremidade distal da tíbia ligeiramente expandida tem faces anterior, medial, lateral e distal. Projecta-se infero-medialmente como maléolo medial.

O perónio é muito mais fino que a tíbia não estando envolvido directamente na transmissão do peso.

É constituído por uma cabeça proximal, um colo, um longo corpo ou diáfise e um maléolo lateral distal.

Cabeça

- Ligeiramente dilatada;
- Possui uma faceta arredondada na sua face medial para articular com uma faceta na face ínfero-lateral do côndilo lateral da tíbia;
- O seu ápice é denominado apófise estilóide sendo palpável 2cm abaixo da articulação do joelho;

Maléolo lateral

- Possui face lateral (subcutânea), face posterior, face anterior e face medial, esta última tem uma faceta articular triangular para articular com os ossos do tarso;

Corpo

- Faces lateral, antero-medial e posterior;

- Bordos anterior, posterior e interósseo (os bordos interósseos da tíbia e perônio são unidos entre si através de uma membrana interóssea separando os músculos anteriores e posteriores da perna);
- Na porção distal do corpo possui uma faceta articular para a articulação tíbioperonial distal;

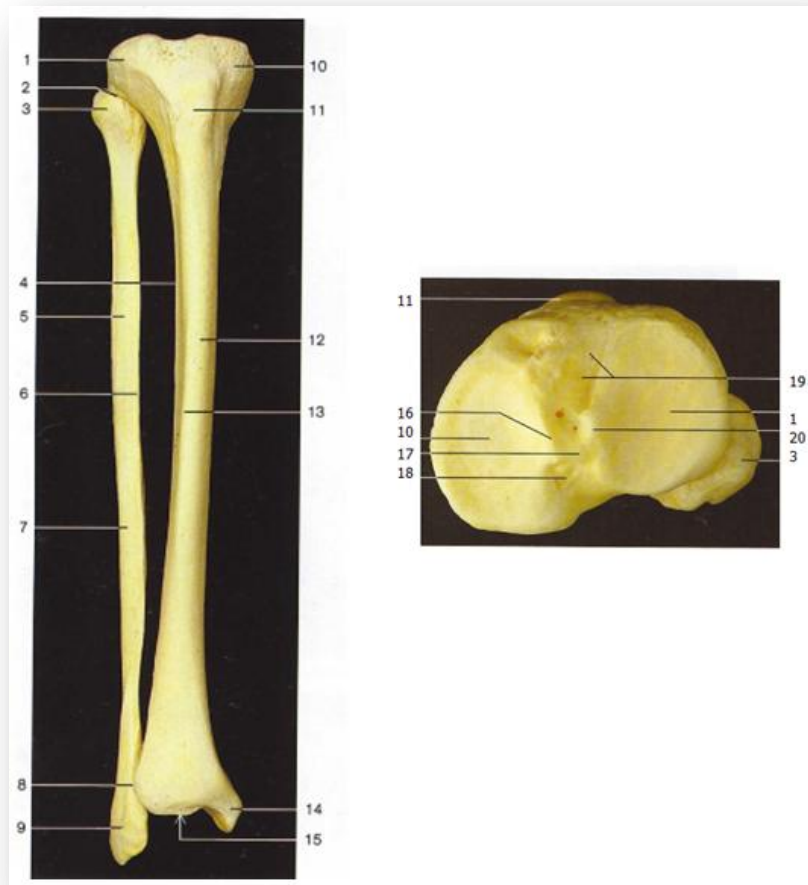


FIGURA 15 – REPRESENTAÇÃO DA TÍBIA E DO PERÔNIO (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR)
[5]

- 1- Côndilo lateral da tíbia;
- 2- Articulação tibioperonial proximal;
- 3- Cabeça do perônio;
- 4- Bordo interósseo da tíbia;
- 5- Corpo do perônio;
- 6- Bordo interósseo do perônio;
- 7- Face lateral do perônio;

- 8- Articulação tibioperonial distal;
- 9- Maléolo lateral;
- 10- Côndilo medial da tíbia;
- 11- Tuberosidade da tíbia;
- 12- Corpo da tíbia;
- 13- Bordo anterior da tíbia;
- 14- Maléolo medial;
- 15- Face articular inferior da tíbia para o tarso;
- 16- Tubérculo intercondiliano medial;
- 17- Eminência intercondiliana;
- 18- Área intercondiliana posterior;
- 19- Área intercondiliana anterior;
- 20- Tubérculo intercondiliano lateral;

2.1.4 RÓTULA

Está incrustada no tendão do músculo quadricípites da coxa, anterior à articulação do joelho.

Achatada, distalmente triangular, possui face anterior e posterior, três bordos e um ápice.

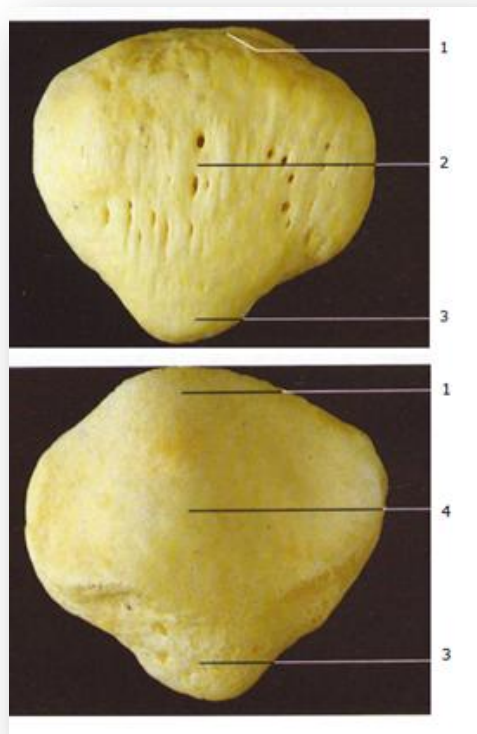


FIGURA 16 – REPRESENTAÇÃO DA RÓTULA (VISTAS ANTERIOR E POSTERIOR)
[5]

- 1- Bordo superior;
- 2- Face anterior;
- 3- Ápice;
- 4- Face articular;

Face anterior

- Convexa, subcutânea, é perfurada por vasos nutritícios;
- Longitudinalmente estriada;

- Separada da pele por uma bolsa adiposa pré-rotuliana e coberta por uma expansão do tendão do músculo quadriceps que se mistura distalmente com as fibras superficiais do ligamento rotuliano;

Face posterior

- Tem uma área articular oval cruzada por uma crista vertical que se ajusta ao sulco na face rotuliana do fémur e divide a área articular da rótula em facetas medial e lateral, com a lateral sendo maior;
- As facetas e a crista estão cobertas por cartilagem articular;

Ápice

- Distal à face articular, nele se insere o ligamento rotuliano;
- A área entre o ápice e a face articular é coberta por uma bolsa adiposa infra-rotuliana;

Bordos superior, medial e lateral

- Bordo superior é local de inserção do tendão do músculo quadrícipes (recto da coxa e vasto intermédio);

Bordos medial e lateral convergem distalmente e neles estão inseridas as expansões dos tendões dos músculos vasto medial e lateral (retináculos medial e lateral da rótula).

2.1.5 ARTICULAÇÃO FÉMUR-RÓTULO-TIBIAL



FIGURA 17 – REPRESENTAÇÃO FÉMURO-RÓTULO-TIBIAL
[5]

- 1- Rótula
- 2- Epicôndilo lateral do fêmur
- 3- Côndilo lateral do fêmur
- 4- Côndilo lateral da tíbia
- 5- Articulação tibioperonial proximal
- 6- Cabeça do perônio
- 7- Tuberosidade da tíbia

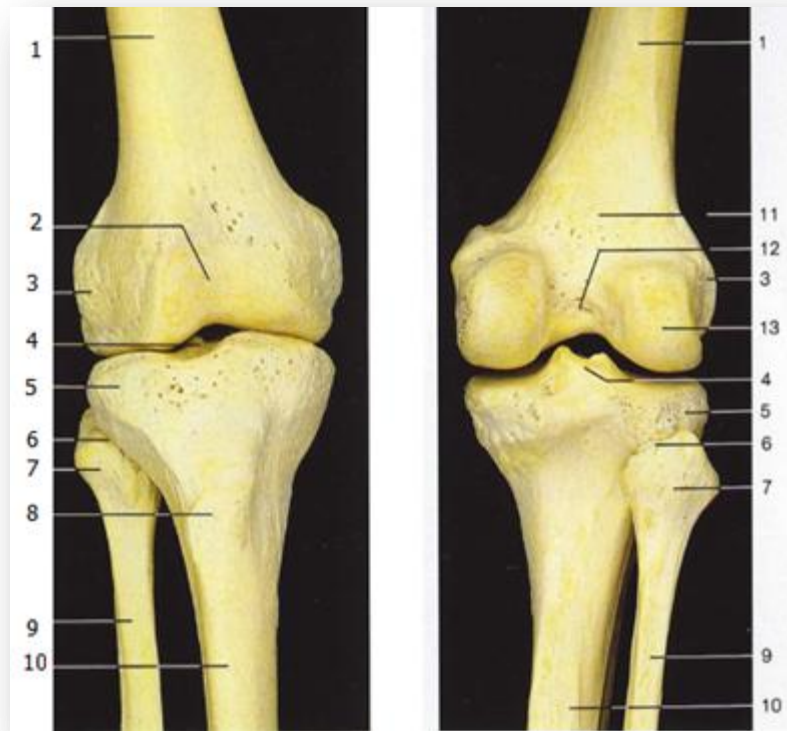


FIGURA 18 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA ANTERIOR E POSTERIOR DA ARTICULAÇÃO FÉMUR-TIBIAL
[5]

- 1- Diáfise do fêmur
- 2- Face rotuliana
- 3- Epicôndilo lateral do fêmur
- 4- Eminência intercondiliana
- 5- Côndilo lateral da tíbia
- 6- Articulação tibioperonial proximal
- 7- Cabeça do perônio
- 8- Tuberosidade da tíbia
- 9- Corpo do perônio
- 10- Corpo da tíbia
- 11- Face poplítea
- 12- Fossa intercondiliana
- 13- Côndilo lateral do fêmur

2.1.6 MENISCOS E LIGAMENTOS

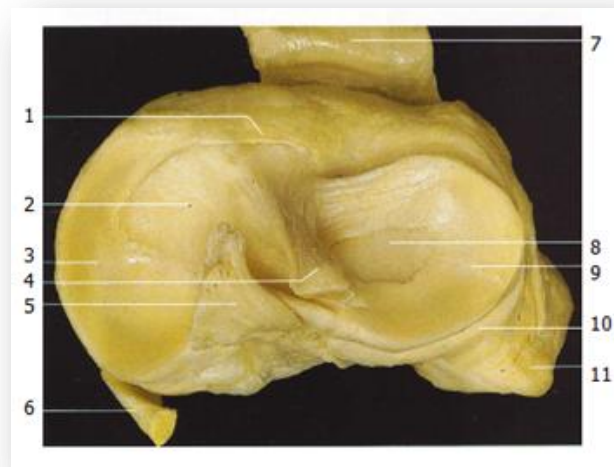


FIGURA 19 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA SUPERIOR DOS MENISCOS E LIGAMENTOS DO JOELHO
[5]

- 1- Ligamento transverso do joelho
- 2- Côndilo medial da tíbia
- 3- Menisco medial
- 4- Ligamento cruzado anterior
- 5- Ligamento cruzado posterior
- 6- Tendão do músculo semimembranoso
- 7- Ligamento rotuliano
- 8- Côndilo lateral da tíbia
- 9- Menisco lateral
- 10- Inserção distal e posterior da cápsula articular do joelho
- 11- Cabeça do perônio

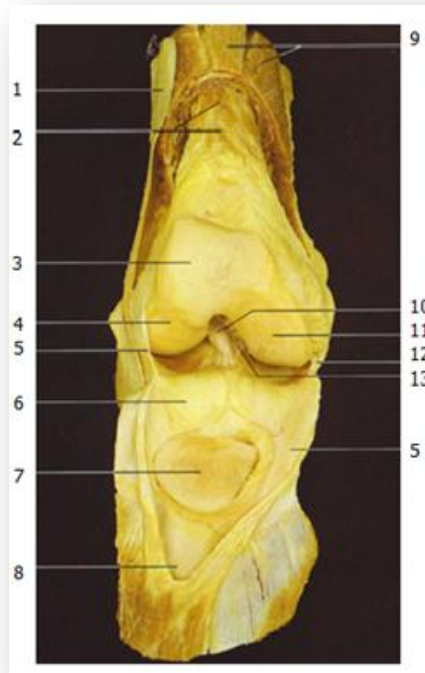


FIGURA 20 – REPRESENTAÇÃO DA VISTA ANTERIOR DOS MENISCOS E LIGAMENTOS DO JOELHO
[5]

- 1- Tracto ileotibial
- 2- Músculo vasto intermédio
- 3- Face rotuliana
- 4- Côndilo lateral do fémur
- 5- Cápsula articular
- 6- Bolsa adiposa infra-rotuliana
- 7- Rótula (face articular)
- 8- Bolsa serosa supra-rotuliana
- 9- Músculo quadriceps femoral
- 10- Ligamento cruzado anterior
- 11- Côndilo medial do fémur
- 12- Ligamento colateral medial
- 13- Ligamento cruzado posterior

2.1.7 MÚSCULOS

O aparelho extensor do joelho é o motor que impulsiona a articulação do joelho e nos permite caminhar. Situa-se em frente da articulação e é constituído pela rótula, pelo tendão rotuliano,

pelo tendão quadrícepete, e pelo músculo quadrícipite. Os quatro músculos do quadrícipite, na frente da coxa, são os músculos que se ligam ao tendão do quadrícipite. Quando esses músculos contraem, eles promovem a extensão da articulação do joelho (por exemplo quando se levanta de uma posição de agachamento).

A rótula tem um funcionamento que mecanicamente se assemelha a uma roldana, razão pela qual esta (constituída pelo tendão quadrícepete, rótula e tendão rotuliano) funciona à superfície da face anterior da rótula na frente do fémur, podendo afectar a função global do joelho. A rótula funciona como um ponto de apoio, aumentando a força exercida pelo músculo quadrícipite enquanto o joelho se estende.

Os músculos isquiotibiais são os músculos da parte de posterior do joelho e da coxa. Quando esses músculos se contraem, dobram-se os joelhos.

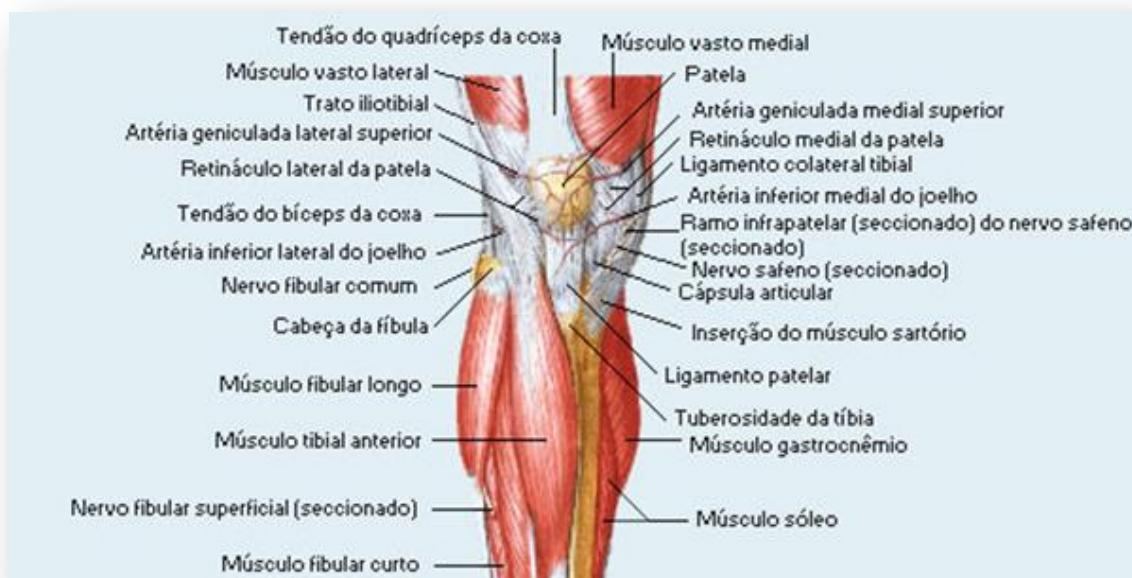


FIGURA 21 – SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO VASCULAR E NERVOSO DA PERNA
[8]

Segundo Mark Dutton [29] durante o apoio de peso na marcha, a articulação do joelho está sujeita a grandes cargas musculares constantes, flexões e forças cinéticas giratórias. Essas forças tornam-se particularmente significativas durante a prática de actividades desportivas, que exercem tensões adicionais nas articulações.

Durante as caminhadas, a força de reacção da articulação do joelho apresenta dois picos, o primeiro imediatamente após o contacto inicial (duas ou três vezes o peso corporal) e o segundo durante o pré-balanço (três a quatro vezes o peso corporal). As forças de reacção da

articulação do joelho aumentam de 5 a 6 vezes o peso corporal nas corridas e ao subir escadas, e oito vezes nas caminhadas em declive.

O joelho produz o movimento de flexão e estende-se duas vezes durante cada ciclo da marcha, isto é, uma com e outra sem apoio de peso.

A flexão é cerca de 20 graus durante o intervalo de resposta às cargas, actuando como mecanismo amortecedor de choques. O joelho começa a estender-se e, na medida em que o calcanhar eleva-se na fase de apoio final, estende-se quase totalmente, efectuando a flexão de novo após o início da fase de apoio. Em seguida, ocorre a flexão, permitindo o avanço do membro inferior durante a fase de balanço, com deslocamento vertical mínimo do centro de gravidade. Continuando na posição da flexão, enquanto a perna se movimenta na fase de balanço, antes de estender-se novamente.

A artrocinemática envolvida na resposta às cargas inclui o deslizamento anterior dos côndilos femorais, cuja finalidade é desbloquear o joelho. Tal deslizamento é controlado pela restrição passiva do LCP, bem como a contracção activa dos músculos quadríceps. No entanto, a rotação interna excessiva do fémur com apoio do peso, durante a fase de apoio, pode resultar em tensões anormais sobre a articulação patelo-femoral.

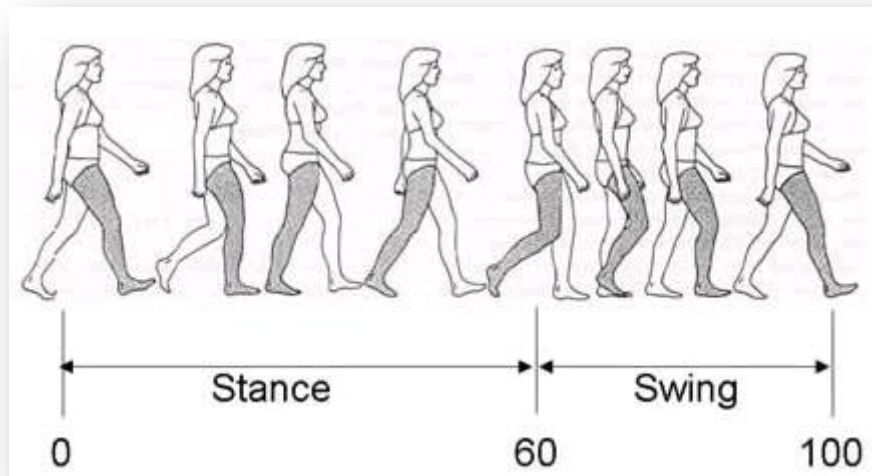


FIGURA 22 – EVOLUÇÃO DO MOVIMENTO DE MARCHA
[31]

2.2 PATOLOGIAS DO JOELHO

A informação que se segue é extraída referência importante no estudo das patologias da articulação do joelho [9]. É denotar que existem diferentes tipos de lesões a nível do joelho,

podendo ser precoces, logo provocadas essencialmente pela prática desportiva excessiva, e/ou degenerativas. Essas, podem-se dividir em três grandes grupos:

✚ Lesões traumáticas do joelho

- Fracturas;
- Luxação da rótula;

✚ Lesões ligamentares

- Lesões ligamentares de predomínio interno e central, isto é, dos ligamentos colaterais e cruzados;

✚ Lesões meniscais;

- Devido a uma torção do joelho semiflectido, com a presença de uma dor repentina de impotência funcional;
- Derrame intra-articular;

2.2.1 LESÕES DO MENISCO

As lesões do menisco são raras na infância, ocorrendo principalmente no final da adolescência, com pico na terceira e quarta décadas de vida. A principal causa é o trauma ("acidentes agudos") da articulação, porém, após os 50 anos de vida deve-se principalmente a artrite do joelho. O menisco pode apresentar vários tipos de lesão: rupturas parcial, total e complexas. Além disso, a ruptura do menisco pode ocorrer sozinha ou associada à ruptura de ligamento.

O indivíduo, geralmente, conta uma história de queda, rotação do joelho ou outro trauma, sente dor no joelho, apresenta-se mancando e a articulação mostra crepitações (barulhos, estalos) e limitação do movimento (o joelho não se consegue mover em todas as direcções na amplitude normal).

Nos casos de lesões leves e em que o paciente não está a sentir nenhum sintoma, não é necessária cirurgia. Já nos casos de dor persistente, pode ser realizado um exame chamado artroscopia. Nesse exame, um aparelho é introduzido na articulação e permite que o médico veja directamente as lesões presentes. Durante o exame, pode ser feito o tratamento, com retirada da parte rompida do menisco. A recuperação total da função do joelho ocorre em 4-6 semanas.

As lesões de algumas partes do menisco não precisam ser retiradas, pois recebem bastante sangue da circulação, e isso facilita a cicatrização da ruptura. Já as grandes rupturas exigem o reparo. Em alguns casos, é necessário também a reconstrução de um ligamento do joelho,

para ajudar na estabilização da articulação e impedir que o joelho adquira uma movimentação anormal.

Sabe-se que a retirada do menisco, em idade precoce, está associada a um risco maior de osteoartrite em idade mais jovem. Uma alternativa, que previne essa complicação, é o transplante de menisco, que conduz a bons resultados.

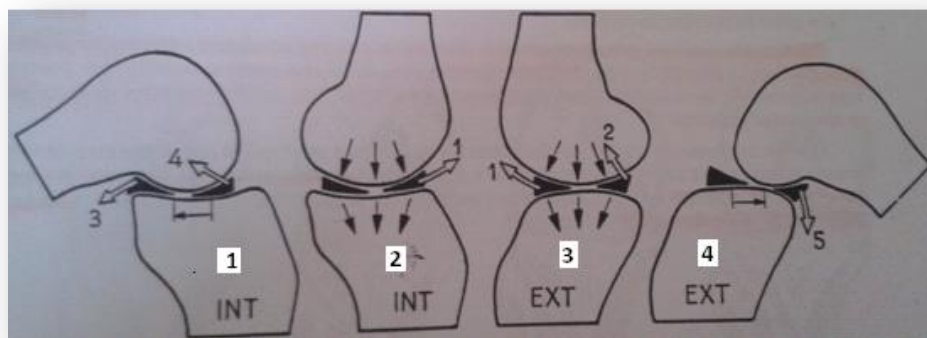


FIGURA 23 – REPRESENTAÇÃO DA FUNÇÃO DO MENISCO INTERIOR E EXTERIOR DURANTE A FLEXÃO E EXTENSÃO
[11]

Através da figura 23 é possível perceber qual a função dos meniscos, isto é, durante o movimento de flexão o menisco interno 1 é puxado para trás pela expansão do semi-membranoso, por sua vez o menisco externo 4 é puxado para trás pela expansão do poplíteo. Contudo, durante a extensão o menisco interno 2 e externo 3 são puxados para a frente pelas pregas alares menisco-rotulianas. Deste modo, os meniscos contribuem para a distribuição do líquido sinovial, na estabilidade secundária da articulação do joelho e fundamentalmente na distribuição das cargas nas superfícies articulares.

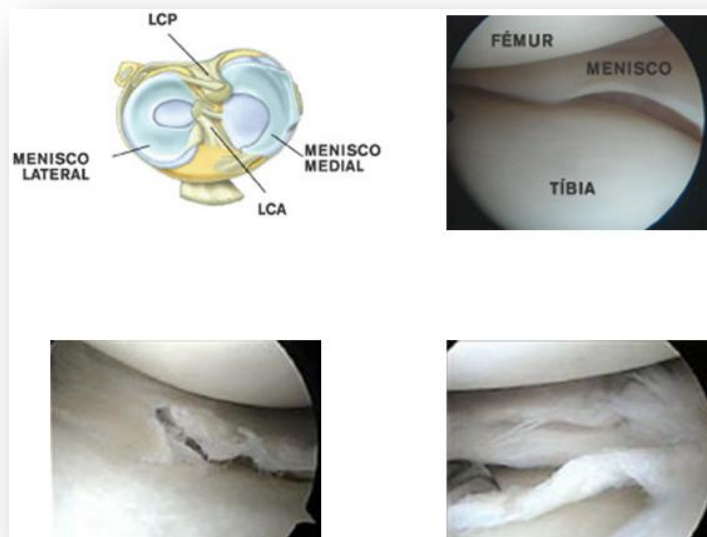


FIGURA 24 – DISPOSIÇÃO DOS MENISCOS E RUPTURAS MENISCAIS
[9]

2.2.2 LESÕES LIGAMENTARES

Segundo José Noronha [30] a lesão ligamentar mais comum é a do ligamento cruzado anterior, dada a sua importância na estabilização do joelho. A rotura isolada do LCA ocorre com frequência em desportistas, sendo bilateral em alguns casos.

O mecanismo de lesão mais frequente consiste na grande tensão do LCA gerada numa situação que combina leve flexão, varo e rotação externa do fémur ao mesmo tempo que ele se apoia no LCP que é mais resistente. Este mecanismo por vezes também origina arrancamento ósseo. Os ligamentos trabalham em conjunto com os meniscos e, frequentemente nas lesões agudas, ocorre comprometimento de mais de uma estrutura. Nas lesões de ligamentos, podemos observar estiramento com ou sem instabilidade do joelho ou ruptura completa do mesmo.

Essas lesões acontecem muito comumente em actividades desportivas, quando o pé está fortemente apoiado no chão e a perna sofre uma rotação brusca. O indivíduo pode sentir o estiramento/ruptura do ligamento, e é incapaz de continuar a actividade que estava a praticar. Alguns ligamentos são lesados mais frequentemente do que outros, e cada um requer um tipo específico de tratamento.

O paciente apresenta uma dor forte e pode mostrar também espasmos musculares. Em alguns casos, existe derrame de sangue dentro do espaço da articulação, uma situação chamada hemartrose. O médico deve sempre pesquisar uma possível lesão de menisco associada. Existe também a possibilidade de o comprometimento do ligamento ser crónico e o indivíduo conta

que o joelho às vezes não completa o movimento. Frequentemente, nesses casos, esses pacientes não procuram o médico logo que os sintomas se iniciam, mas quando surgem outros sintomas como fraqueza muscular e perda da capacidade para andar.

O tratamento indicado, como já foi dito, vai depender do ligamento lesado e da gravidade da lesão. Pode ser necessária reconstrução cirúrgica, especialmente em atletas. O processo de reabilitação, após a cirurgia, é de extrema importância para garantir a mobilidade completa da articulação. A grande maioria dos casos atinge recuperação completa ou quase completa da movimentação normal do joelho.

Em desportos com muita exposição dos joelhos aos traumatismos, especialmente forças de torção como ocorrem numa mudança de direcção, são frequentes as rupturas dos ligamentos cruzados.

No entanto, forças de baixas magnitude podem também causar rupturas em ligamentos enfraquecidos pela idade, doença, imobilização, esteróides ou insuficiência vascular. Devido a isso, um bom fortalecimento muscular e proprioceptivo, promove uma mais segura prática de exercício físico e pode, em muitas situações, anular os sintomas de instabilidade habitualmente associados com estas lesões.

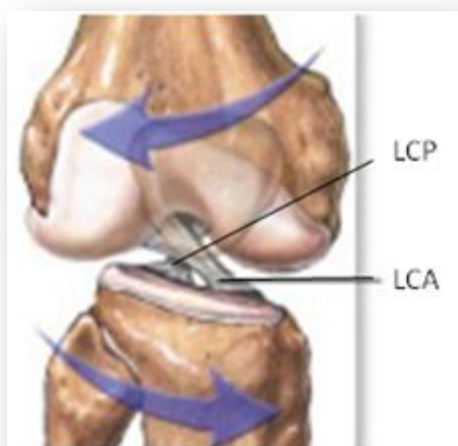


FIGURA 25 – MECANISMO DE POSSÍVEL RUPTURA DOS LIGAMENTOS
[9]

Uma desaceleração súbita, combinada a uma mudança de direcção enquanto em corrida, rodando ou aterrando de um salto, ou então por extensão excessiva do joelho em qualquer direcção, pode causar uma lesão no ligamento cruzado anterior.

As lesões do ligamento cruzado posterior são mais raras e, habitualmente, são acompanhadas da lesão de outras estruturas, nomeadamente da cápsula e outras estruturas postero-laterais.

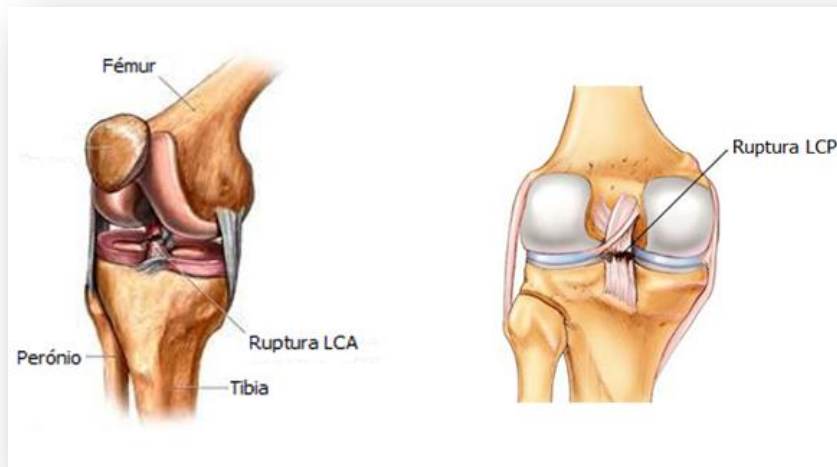


FIGURA 26 – RUPTURA DE LIGAMENTOS CRUZADOS ANTERIOR E POSTERIOR
[9]

Temos ainda a ruptura dos ligamentos colaterais, que resultam habitualmente de um traumatismo na face lateral ou medial da articulação do joelho que cause um esforço em valgo ou varo que ultrapassa o limite de resistência mecânica das fibras dos ligamentos colaterais. Actualmente existem ortóteses que nestas situações estabilizam o joelho, mas ao mesmo tempo permitem fazer flexão-extensão e assim manter a actividade do quadríceps.



FIGURA 27 – RUPTURA DOS LIGAMENTOS COLATERAIS
[9]

2.2.3 DESLOCAMENTO DA PATELA

O deslocamento de patela é uma importante causa de hemartrose e deve sempre ser pesquisado nos casos de trauma agudo do joelho. Esta lesão ocorre quando o joelho está dobrado e a perna sofre uma força de "rotação para fora". É mais comum em mulheres, na segunda década de vida.

Nestes casos o indivíduo relata que a patela (rótula) deslocou "para fora", ou então pode ainda dizer que o restante do joelho deslocou "para dentro". Porém, geralmente, o deslocamento só é visualizado na hora em que ocorre, pois a redução (ou seja, o regresso da patela para a posição inicial) ocorre quando a pessoa estica a perna

Existem várias formas de tratamento para esta lesão, incluindo imobilização imediata associada a exercícios para fortalecimento muscular, imobilização com gesso por 6 semanas seguida de reabilitação, cirurgia, etc. É importante que se faça um estudo da presença de possíveis factores predisponentes. Se o deslocamento ocorrer novamente, é necessário fazer um realinhamento da patela.

2.3 MANOBRAS DE DIAGNÓSTICO DE LESÕES

As manobras de diagnóstico de lesões segundo Daniel Rosa [10].

2.3.1 ROTAÇÃO LATERAL DO JOELHO

- ✚ Dor no lado interno do joelho com a realização desta manobra pode indicar lesão do ligamento colateral medial ou do ligamento coronário medial;
- ✚ Dor no lado lateral do joelho com a mesma manobra sugere lesão do tendão poplíteo (tendinite);
- ✚ Limitação do movimento (rotação lateral) é típica das aderências ligamentares do ligamento colateral medial;
- ✚ Amplitude do movimento aumentada resulta de frouxidão das estruturas ligamentares do compartimento medial e do ligamento cruzado anterior;

2.3.2 ROTAÇÃO MEDIAL DO JOELHO

- ✚ Dor na região lateral geralmente indica lesão do ligamento coronário lateral;

- ✚ Uma amplitude aumentada do movimento, significa uma frouxidão dos ligamentos cruzados anterior e posterior e da porção dorsolateral da cápsula articular;

2.3.3 FLEXÃO DO JOELHO

- ✚ Diversas condições conduzem à limitação da flexão do joelho: lesões capsulares, aderências ligamentares, desarranjo interno e condições extra-articulares;

2.3.4 EXTENSÃO DO JOELHO

- ✚ Limitação da extensão, com sensação espástica, em combinação com limitação da flexão indica atrite aguda;
- ✚ Limitação discreta, não dolorosa, com crepitação é típica da artrose;
- ✚ Uma limitação de 10 a 30 graus, com bloqueio elástico, é evidente de deslocamento meniscal;
- ✚ Dor no final da amplitude do movimento é com frequência sinal de pequeno problema ligamentar;

Pelo que acaba de ser dito algumas lesões podem ser diagnosticadas através de alterações na mobilidade da articulação o que sugere a possibilidade de desenvolver um mecanismo que permita auxiliar o diagnóstico. Esse mecanismo existe de facto e é utilizado na avaliação de lesões.

2.3.5 STRESS EM VALGO (PRESSÃO FORTE NO JOELHO, EXERCIDA DE FORA PARA DENTRO)

- ✚ Dor medial durante a manobra é típica do estiramento do ligamento colateral medial;
- ✚ Amplitude aumentada em 30 graus de flexão é típica da ruptura ligamentar no compartimento medial;
- ✚ Amplitude aumentada em extensão significa provável lesão do ligamento cruzado posterior;

2.3.6 STRESS EM VARO (PRESSÃO FORTE NO JOELHO, EXERCIDA DE DENTRO PARA FORA)

- ✚ Dor lateral significa lesão do ligamento colateral lateral;
- ✚ Dor medial pode indicar corpo livre ou menisco medial impactado;
- ✚ Amplitude aumentada em 30 graus em flexão é típica de ruptura do ligamento colateral lateral;
- ✚ Amplitude aumentada na extensão completa significa provável ruptura do ligamento cruzado posterior;

2.3.7 TESTE DE GAVETA ANTERIOR (TRACCIONAR A TÍBIA PARA A FRENTE NA POSIÇÃO DEITADA COM O JOELHO FLECTIDO) E POSTERIOR (EMPURRAR)

- ✚ A dor é indicativa de pequena lesão do ligamento cruzado anterior;
- ✚ O aumento da amplitude é observado nas rupturas do ligamento cruzado anterior e/ou da cápsula posterior;

2.4 SIMULADOR

Com a construção do simulador da articulação do joelho o objectivo primordial é apoiar a clínica em torno desta articulação. Os graus de liberdade, a estabilidade, o movimento e as forças poderão ser avaliadas com este simulador. É denotar que numa fase inicial do projecto o objectivo é fazer a análise com modelos sintéticos, mas à posterior subsituir-se-ão por modelos cadavéricos. Através da figura 28 é possível verificar quais os sentidos de rotação existentes na perna, contudo, para o caso de estudo apenas irá ser analisada rotação do joelho e a existente na base da tíbia.

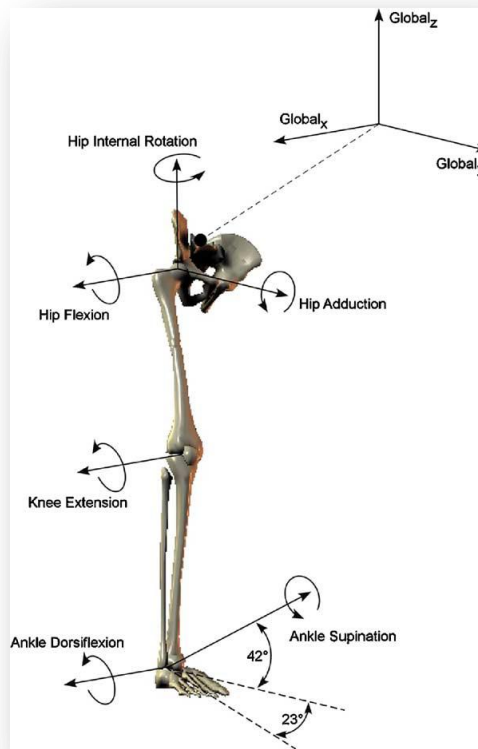


FIGURA 28 – SENTIDOS DE ROTAÇÃO NA PERNA
[28]

Não só a cirurgia do joelho, ligamentar e reconstrutiva, como o treino desportivo, para prevenção de lesões, poderão tirar vantagem deste sistema.

Como já foi dito anteriormente o simulador idealizado pela *Cleveland Clinic BioRobotics Lab*. efectua os movimentos segundo uma base rotativa. Não se optou por este tipo de ideologia uma vez que as forças transmitidas são limitativas dada a fixação da tibiaestão, não simulando os esforços nos ligamentos e meniscos do modo correcto. Um dos outros motivos foi o facto de este não recrear movimentos segundo o plano coronal. No que se refere ao desenvolvimento *AMTI Force and Motion*, pode-se afirmar que é um modelo limitativo, isto porque apenas permite simular o desgaste do menisco através da aplicação de cargas, não cumprindo com os requisitos pretendidos para o modelo idealizado. Já o simulador construído pela *The University of Kansas* apresenta bastante dinamismo e possibilidade de fazer inúmeras análises, tais como as pretendidas, recaindo a escolha sobre este tipo de simulador.

Após a realização de um *benchmarking* ficou definido que o ponto de partida para a realização do simulador do movimento de flexão e extensão do joelho seria o que se apresenta a seguir:

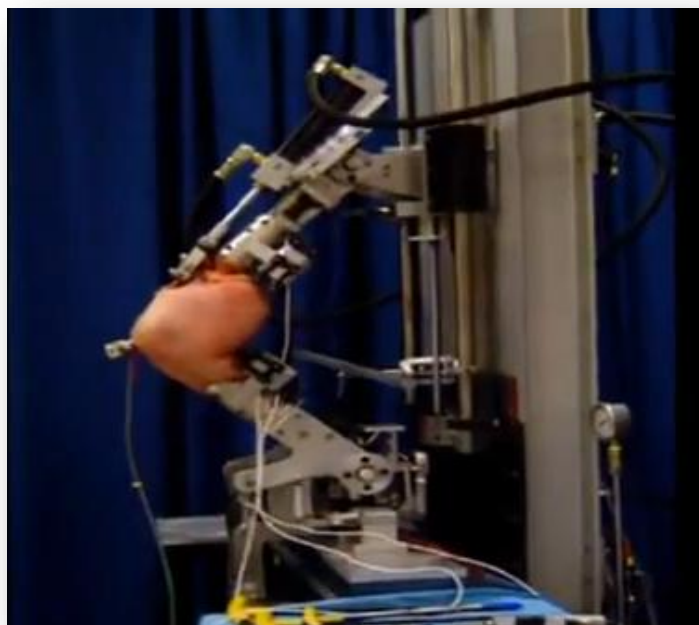


FIGURA 29 – SIMULADOR DO MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO
[13]

Este tipo de simulador torna-se bastante complexo para ser produzido nesta fase do projecto. Como tal, ter-se-á de optar por uma solução que tome por base este simulador mas de execução mais simplista, o que levará a um custo de produção igualmente mais reduzido. Ao longo deste capítulo, ir-se-á descrever o método como foi idealizado o simulador, desde a sua estrutura, mecanismo de flexão e extensão à estrutura óssea.

2.4.1 ESTRUTURA PRINCIPAL

Numa fase inicial, foi seleccionada estrutura que iria sustentar todos os componentes constituintes do simulador. Era importante que fosse uma estrutura de fácil execução, rápida montagem, reajustável e de custo reduzido.

Utilizando como base o simulador acima representado idealizou-se a estrutura principal do simulador (ver ANEXO A). Já nesta idealização estão presentes alterações significativas face ao existente com o intuito de cumprir com os objectivos estipulados.

A estrutura apresenta uma base de assentamento bastante sólida e robusta que conferirá a estabilidade pretendida ao mecanismo. Assim, está preparada para receber os componentes

sintéticos (fémur, tíbia e perónio e rótula), sistema de flexão (barra com pesos) e extensão (cilindro pneumático de duplo efeito). A estrutura escolhida apresenta-se como sendo uma mais-valia dada a sua versatilidade, isto porque a qualquer altura com pequenos reajustes existe a possibilidade de fazer outro tipo de análises. Por exemplo, se numa fase inicial se estiver a analisar os deslocamentos lineares do joelho aquando o movimento de flexão/extensão e os resultados não forem os pretendidos, poder-se-á sobrelevar com uma dada inclinação a tíbia através do sistema *cardan* existente, com o intuito de promover um menor desgaste dos ligamentos e meniscos.

2.4.2 ENSAIOS COM COMPONENTES SINTÉTICOS

Como foi dito anteriormente, o custo é um factor sempre a ter presente, assim no que diz respeito aos modelos sintéticos utilizados também não foi excepção.

Dada a complexidade do joelho, não se poderia optar por um sistema simples de rótula plana, isto porque não representa o movimento executado pelo mesmo. O movimento do joelho é caracterizado por um movimento de escorregamento com rotação, isto é, é um movimento de rotação policentrico do que resulta um movimento um pouco complexo, coisa que não é possível simular com uma rótula plana (movimento unicamente de rotação sobre o próprio eixo).

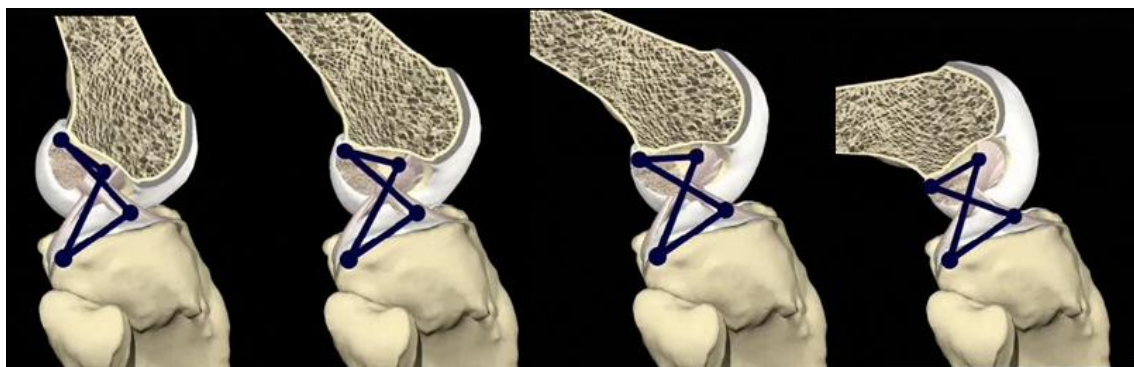


FIGURA 30 – MOVIMENTO DO JOELHO DURANTE A FLEXÃO

Assim, optou-se pela aquisição de modelos sintéticos adquiridos numa empresa líder em modelos médicos de ortopedia, isto é, do fémur mais a tíbia com o perónio e dos respectivos ligamentos cruzados e laterais. Estes componentes são capazes de reflectir o comportamento, dos ossos envolvidos, muito próximo do real.

Contudo, ainda era necessário promover o travamento frontal do joelho no movimento de flexão. Para tal, idealizou-se a colocação de uma rótula com os respectivos ligamentos rotulianos que impediriam, em conjunto com os ligamentos cruzados (estes também asseguram a estabilidade segundo o plano transversal), que o fémur e a tíbia se separem, promovendo assim um movimento realista. No ANEXO B mostram-se alguns dos modelos supracitados.

Dado o modo como o simulador se encontra concebido, é possível analisar os esforços a que os ligamentos se encontram sujeitos. Assim é fácil perceber qual a gravidade caso um destes sofra algum esforço anormal. O objectivo deste tipo de análise é prevenir o desgaste precoce dos ligamentos evitando a cirurgia através de exercício físico específico. Caso não seja possível evitar a cirurgia, segundo Keith Baar [19] nos dias de hoje já existem tecidos artificiais que podem reduzir, significativamente, o tempo de recuperação dos pacientes. Os ligamentos são tecidos resistentes que unem os ossos e podem ser vulneráveis a lesões, algumas que podem levar cerca de um ano para cicatrizar, mas com este tipo de tecnologia a recuperação pode ser reduzida para 4 semanas.

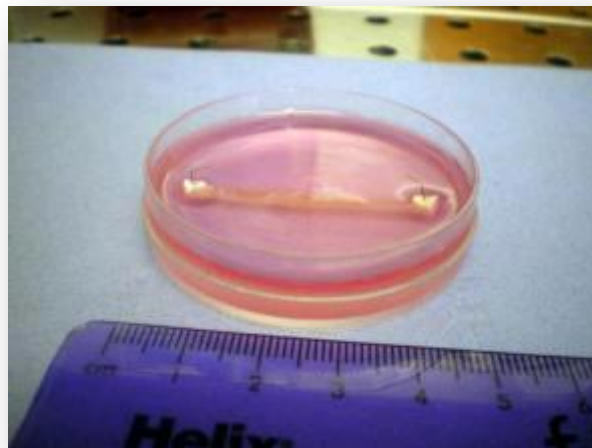


FIGURA 31 – EXEMPLO DOS LIGAMENTOS DESENVOLVIDOS EM LABORATÓRIO
[19]

2.4.3 MECANISMO QUE PROVOCA A EXTENSÃO DO JOELHO (ACTUADOR LINEAR PNEUMÁTICO)

Segundo Kapandji [11] o músculo extensor do joelho é o quadricípite crural. Este, é um músculo potente, apresenta uma secção fisiológica de 148cm², o que, com 8cm de percurso

lhe confere uma potência de trabalho elevada. O quadricípite é três vezes mais forte que os músculos flexores. Contudo, para manter a posição de pé este não é necessário, logo não é accionado. No entanto, mal se inicie a flexão o quadricípite entra imediatamente em acção promovendo a flexão de um modo mais controlado.

Sabendo que a rótula é um osso contemplado no aparelho extensor do joelho, é importante ter presente que o papel fundamental deste é aumentar a eficácia do quadricípite (músculo extensor) transportando para a frente a força de tracção. A imagem que se segue apresenta a decomposição das forças aplicadas pelo movimento flexão-extensão sobre a rótula.

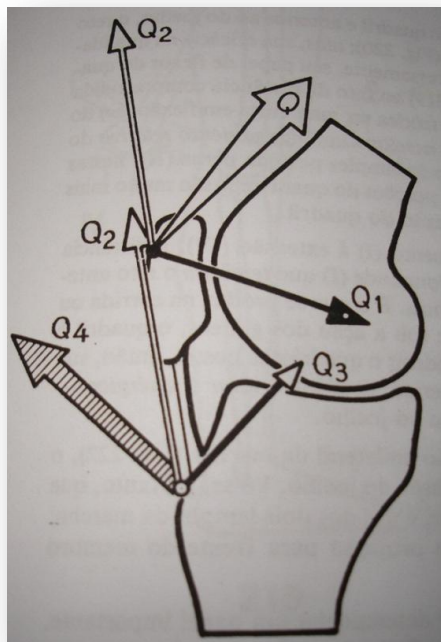


FIGURA 32 – DECOMPOSIÇÃO DE FORÇAS SOBRE A RÓTULA DURANTE A FLEXÃO DO JOELHO
[11]

Por sua vez, a imagem que se segue é representativa da influência da acção quadricípite no movimento de extensão.

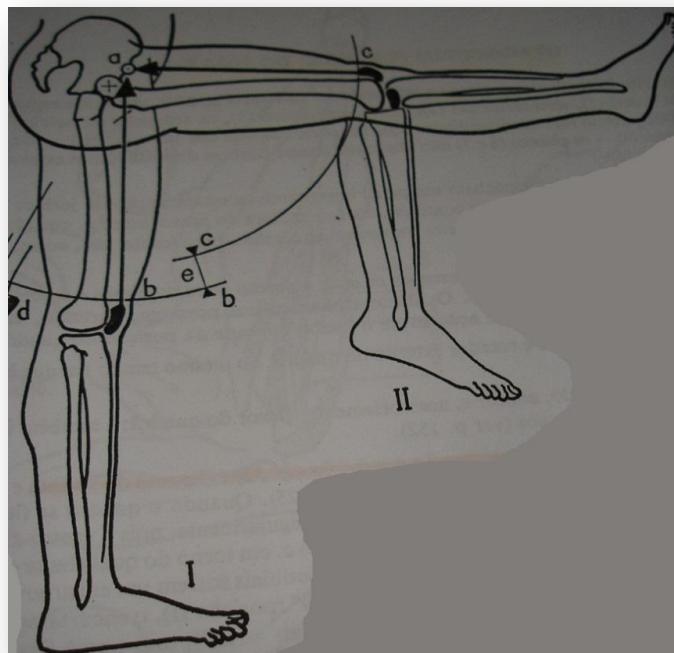


FIGURA 33 – MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO JOELHO POR ACÇÃO DO QUADRICÍPITE
[11]

Após a análise da informação apresentada acima partiu-se para a idealização dos componentes intervenientes no movimento de extensão. Como foi dito anteriormente o músculo responsável pela extensão é o quadricípite, o componente encontrado que irá desempenhar a mesma função no simulador idealizado é um cilindro pneumático. Esse cilindro terá um curso de 150mm, fará uma força máxima de 1000N, será de duplo efeito (dadas as características necessárias) e uma secção reduzida (compacto) para que fique o mais próximo do fémur, tal como o quadricípite (ver dados técnicos do cilindro no ANEXO C).

A força que o cilindro terá de ser obtida através do esforço que o joelho de um indivíduo de 100 kg suportará. A figura 34 representa o método de análise.

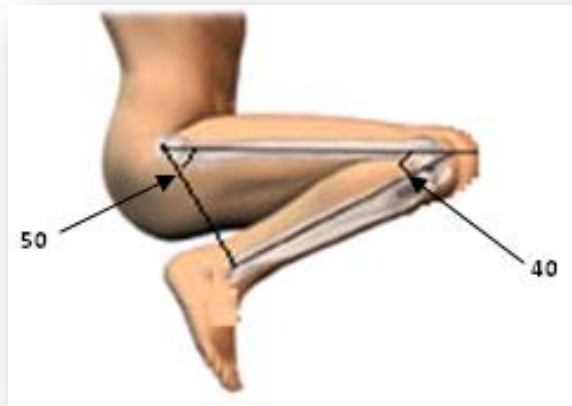


FIGURA 34 – AMPLITUDES NO MOVIMENTO DE FLEXÃO
[32]

Sabe-se que num movimento de flexão para uma situação de agachamento o ângulo formado entre a tíbia e o fémur é de 40° .

$$F = P \times A$$

Com,

- ✚ P = pressão de trabalho (6 bar = 6,12kgf/cm²);
- ✚ F = força do cilindro;
- ✚ A = área do êmbolo do cilindro;

Cálculo da força sobre o joelho:

- ✚ $F_g = mg$;
- ✚ $F_g = 1000 \text{ (N)} \leftrightarrow F_g = 100 \text{ (kgf)}$;
- ✚ $F = F_g / \cos 50^\circ$;
- ✚ $F = 1036,30 \text{ (N)} \leftrightarrow F = 103,63 \text{ (kgf)}$;

Em que;

- ✚ F_g = força gravítica;
- ✚ m = massa do individuo;
- ✚ g = aceleração gravítica;

Agora já é possível ir à expressão inicial e obter qual o diâmetro do êmbolo necessário para a força pretendida (1036,30N).

$$A = \frac{F}{P} \leftrightarrow A = \frac{103,63}{6,12} \leftrightarrow A = 16,928 \text{ (cm}^2\text{)};$$

$$D = \sqrt{\frac{4xA}{\pi}} \leftrightarrow D = 4,6 \text{ (cm)} \leftrightarrow D = 46 \text{ (mm)};$$

Com o diâmetro do êmbolo e da força necessária já é possível seleccionar o cilindro, tal como é possível averiguar no ANEXO C.

Pretende-se que o movimento seja executado em 10 segundos, para tal foi necessário saber quais as condicionantes a implementar.

$$\text{Débito de ar} = \frac{\Delta V}{\Delta t};$$

$$\Delta V = \pi \times 0,025^2 \times 0,150 \leftrightarrow \Delta V = 2,95 \times 10^{-4} \text{ (m}^3\text{)};$$

$$\Delta t = 10 \text{ (s)};$$

$$\text{Débito de ar} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \leftrightarrow \text{Débito de ar} = 2,95 \times 10^{-5} \left(\frac{\text{m}^3}{\text{s}} \right);$$

$$A = \pi \times r^2 \leftrightarrow A = 1,96 \times 10^{-3} \text{ m}^2;$$

$$v = \frac{\text{débito de ar}}{A} \leftrightarrow v = 0,15 \left(\frac{\text{m}}{\text{s}} \right)$$

Em que:

V1 = volume inicial no êmbolo;

V2 = volume final no êmbolo;

Δt = tempo que o êmbolo demora a ficar cheio ou vazio;

v = velocidade linear;

Os cilindros de duplo efeito são accionados por ar comprimido injectado em ambas as câmaras, realizando trabalho nos dois sentidos. O retorno efectua-se segundo o mesmo modo que o avanço, ou seja, por acção de ar comprimido. Contudo, no caso desta aplicação o retorno é realizado por acção do ar comprimido e o avanço segundo a acção de uma força exterior, resultante da acção gravítica, tal como se averiguará mais à frente.

Para a fixação do actuador linear criou-se um suporte que sustentará o fémur na retaguarda do mesmo que terá na face frontal o cilindro de duplo efeito. No ANEXO C são exibidas imagens representativas do modo de como é fixo o fémur e o cilindro num conjunto solidário.

É denotar que o suporte irá ficar sempre paralelo ao fémur qualquer que seja a sua posição, isto dado a sua construção que mimetiza a anatomia do joelho.

2.4.4 MECANISMO QUE PROVOCA A FLEXÃO DO JOELHO

Segundo Kapandji [11] os músculos flexores do joelho encontram-se alojados na zona posterior da coxa, são os músculos ísquio-tibiais:



FIGURA 35 – MÚSCULOS FLEXORES DO JOELHO
[11]

- 1- Biceps crural;
- 2- Semi-tendinoso;
- 3- Semi-membranoso;
- 4- Recto interno;
- 5- Sartório;
- 6- Gêmeos;
- 7- Gêmeos;

Apesar de os elementos referidos nos pontos 6 e 7 não serem flexores do joelho, são bastante importantes para a estabilização do mesmo.

Mediante a informação obtida acima, para se proceder ao movimento de flexão do joelho optou-se pela aplicação de um conjunto de pesos associados à parte móvel da estrutura. Desta forma se consegue a flexão do joelho recorrendo a uma carga que simule o peso do corpo sem preocupação de simular a acção muscular durante este movimento.

Através do ANEXO D é possível averiguar que as massas associadas irão estar fixas a uma barra que posteriormente estará montada conjuntamente com o suporte do cilindro.

Assim, a força gravítica irá ser utilizada no movimento para descendente aquando o movimento de flexão, promovendo a flexão assim que o actuador pneumático deixe de actuar.

2.4.5 COMPONENTE DE ESTABILIZAÇÃO E INTERLIGAÇÃO ENTRE A BASE DA ESTRUTURA E A TÍBIA

Segundo Kapandji [11] os músculos flexores são ao mesmo tempo os músculos rotadores e estabilizadores do joelho.

Assim sendo, a ligação utilizada deverá permitir efectuar rotação mantendo a ligação. Para este efeito foi seleccionada uma ligação por *cardan* (permite rotações nos três eixos mas impede qualquer deslocamento). Desta forma se consegue simular na perfeição o movimento realizado entre a tibia e o pé, ao longo do movimento de flexão e extensão executado pelo joelho, garantindo a estabilização e rotação externa (poderá ir até uma amplitude de 40º, [11]) e interna (poderá ir até uma amplitude de 30º, [11]). Essa rotação poderá ser conseguida no simulador através do reposicionamento do elemento *cardan*.

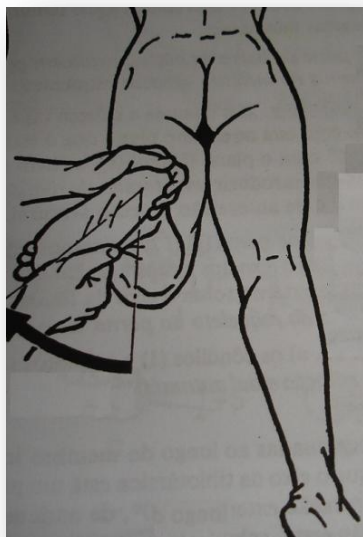


FIGURA 36 – ROTAÇÃO EXTERNA DO JOELHO
[11]

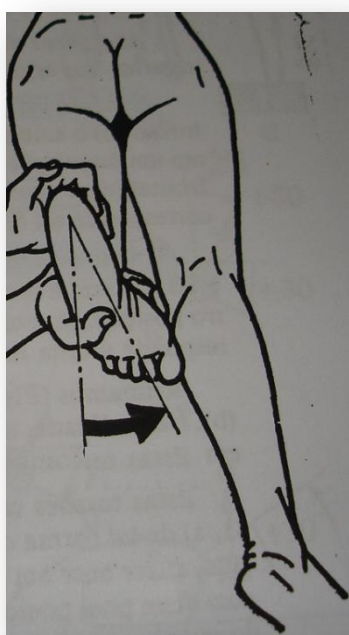


FIGURA 37 – ROTAÇÃO INTERNA DO JOELHO
[11]

O sistema de *cardan* utilizado, também tem como função a interligação entre a base da estrutura e o conjunto tíbia+perónio (ver ANEXO E).

2.4.6 MONTAGEM DE CONJUNTO

Após estarem todos os componentes definidos era necessário proceder à montagem dos mesmos para verificar quais as possíveis incompatibilidades que poderiam surgir. Na figura 38 mostram-se os principais componentes do simulador.

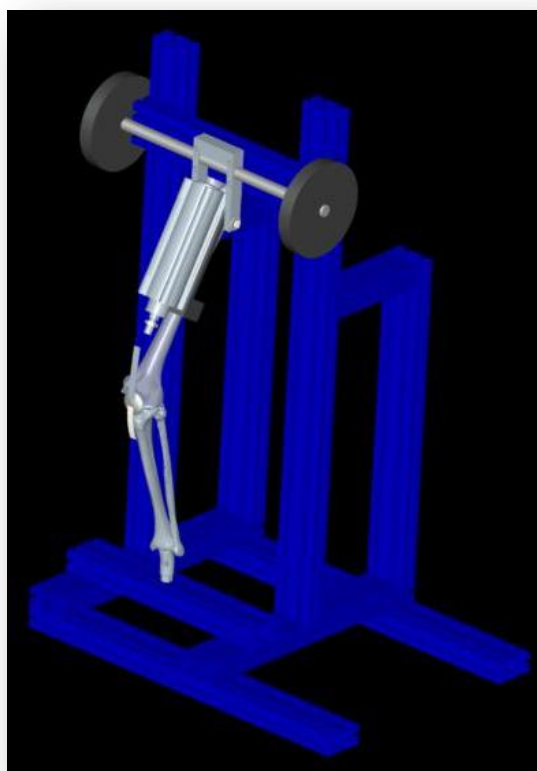


FIGURA 38 – PRINCIPAIS COMPONENTES DO SIMULADOR DO JOELHO

Nesta fase, notou-se que alguns dos perfis seleccionados tiveram de ser adaptados às necessidades, o mesmo aconteceu com os modelos sintéticos. Isto é, ambos tiveram de contemplar furação extra para fixação.

Na assemblagem acima não está reflectido o sistema pneumático, ou seja, a tubagem em poliuretano, regulador de débito unidireccional, válvula de manipulo, silenciador, acessórios de ligação rápidos, filtro/regulador de pressão, válvula ON/OFF e suporte para montagem, (ver ANEXO F). A montagem dos mesmos será do seguinte modo:

- ✚ Existirá uma unidade de tratamento de ar que está ligada, através de acessórios de ligação rápidos e tubagem, à válvula ON/OFF. Seguidamente, encontra-se instalada a válvula de manipulo que permitirá dar as ordens de comando ao simulador. Entre a

válvula de manípulo e o cilindro de duplo efeito montam-se o filtro, válvula reguladora de pressão e o silenciador.

Nesta fase é possível descrever como o movimento de flexão/extensão se irá processar. Para iniciar o movimento de extensão é necessário alimentar o cilindro de duplo efeito com ar comprimido na câmara que promove a entrada da haste na mesma. A velocidade com que o movimento de extensão é executado está relacionada com o débito de ar no sistema. Se eventualmente, a meio do processo se pretender bloquear o sistema, basta mudar de estado a válvula do manípulo. Já no que se refere ao movimento de flexão, é promovido por acção da força gravítica dos pesos colocados na barra do simulador. Para o movimento se iniciar reduz-se a pressão na câmara respeitante à extensão. A velocidade será tanto maior quanto maior for a redução da pressão.

Através do simulador concebido deverá ser possível obter um esquema de imagens que reflectem o percurso do joelho durante a flexão.

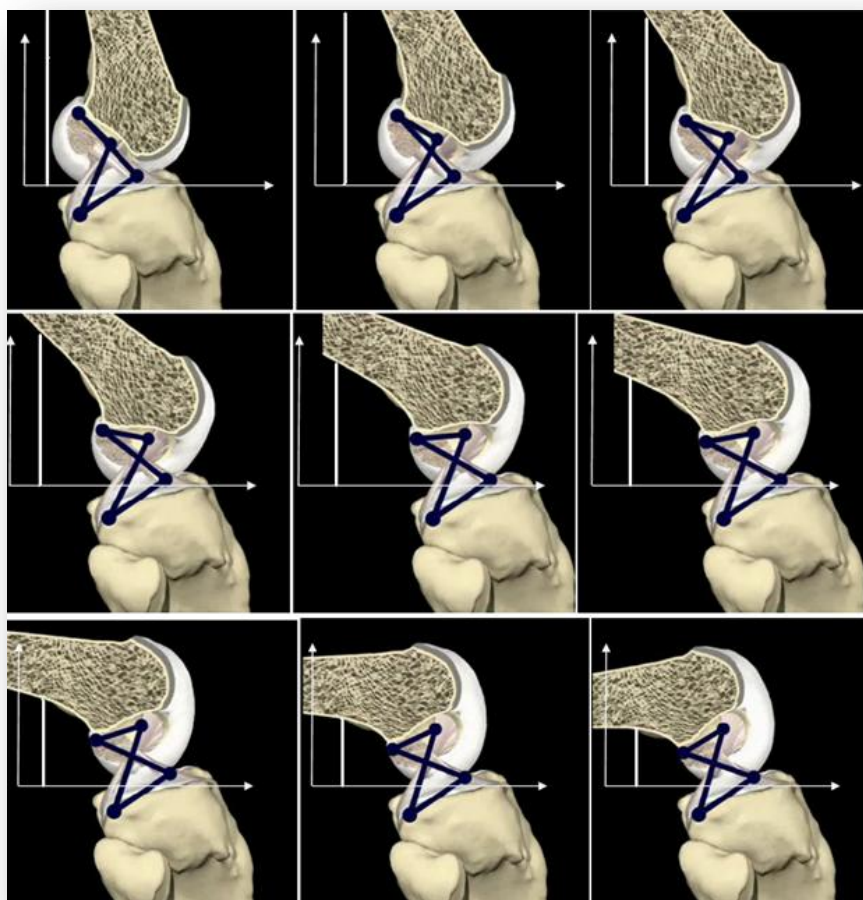


FIGURA 39 – DIVERSAS FASES DO DESLOCAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A FLEXÃO

Assim, é possível concluir que à medida que a altura, segundo o eixo dos yy, formada entre o fémur e o eixo dos xx diminui a força a aplicar para a extensão aumenta, logo maior irá ser a força suportada pela rótula. É denotar que na evolução do movimento, a tendência do menisco será de se deslocar segundo eixo do plano horizontal. Não menos importante é a estabilidade transversal do joelho garantida pelo perfil base, no entanto esta pode variar ($5^\circ < \alpha < -5^\circ$), tal como mostra a figura 40. Na estrutura consegue-se simular, de um modo permanente a amplitude, através do desnivelamento do perfil base.

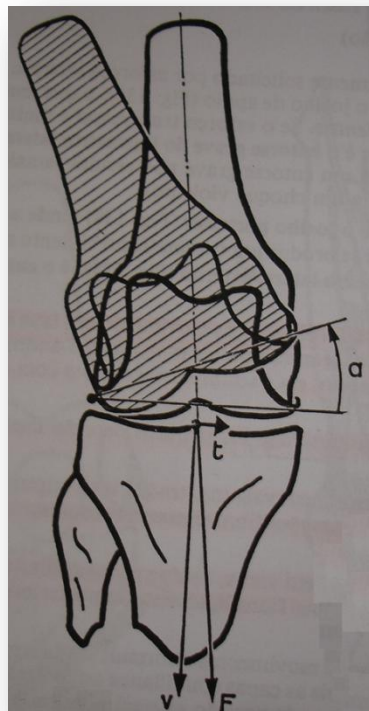


FIGURA 40 – ESTABILIDADE TRANSVERSAL
[11]

Este modelo ainda permite analisar o comportamento do joelho segundo o plano coronal. Para tal, basta proceder ao deslocamento do perfil onde estão assentes os modelos sintéticos e promover o nivelamento segundo o plano sagital, isto é, através do sistema porca contra porca existente para a fixação do *cardan*, a estabilização da tíbia é fácil de se obter.

É importante salientar o facto de já existirem mecanismos capazes de medir os deslocamentos ao longo do movimento de flexão bem como avaliar a amplitude de rotação, tal como foi mencionado no início.

3. Conclusão

Com a realização deste tipo de projectos verifica-se que existem vários tipos de abordagens possíveis na concepção de um simulador. São vários os passos a seguir, progressões e regressões a dar, até atingir algo ao qual se possa chamar verdadeiramente um “simulador”.

No caso do simulador do movimento do joelho, desde a concepção da ideia primitiva até à elaboração do desenho 3D, todos os equipamentos passaram por uma fase de análise e selecção, tal como é possível corroborar nos vários anexos existentes.

Penso que os objectivos a que me propus aquando a iniciação da realização deste projecto foram, em grande parte, atingidos.

A realização deste trabalho permitiu-me não só desenvolver conhecimentos no que diz respeito a projecto de máquinas mas também exteriorizar os conhecimentos adquiridos ao longo dos anos de curso.

Através deste tipo de trabalhos fica-se a conhecer e compreender melhor a importância, e os procedimentos que um projecto de um simulador tem que seguir até à sua execução.

ANEXOS

ANEXO A – Estrutura do Simulador

ANEXO B – Modelos Sintéticos

ANEXO C – Actuador Linear

ANEXO D – Componente Flexor

ANEXO E – Sistema de Estabilização

ANEXO F – Componentes Pneumáticos

Anexo A – Estrutura do Simulador

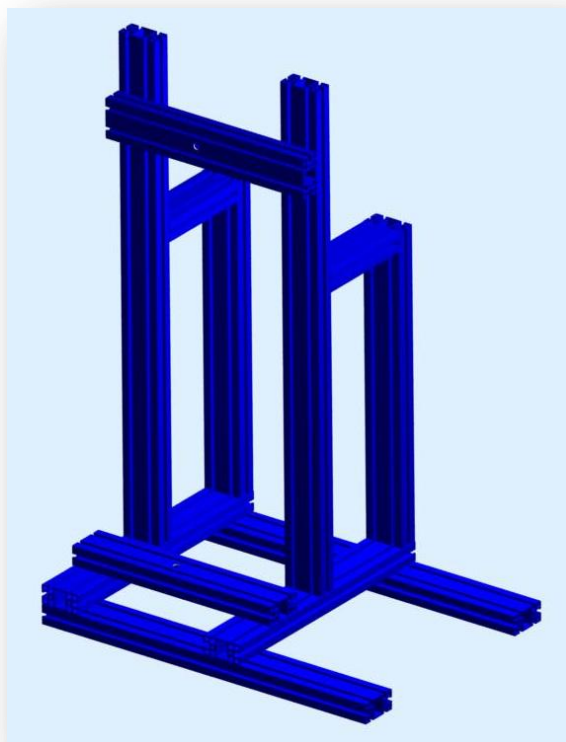


FIGURA 41 – ESTRUTURA DO SIMULADOR

Anexo B – Modelos Sintéticos



FIGURA 42 – TIBIA+PERÔNIO E FÊMURO



FIGURA 43 – CONJUNTO FÊMUR TIBIAL COM RÓTULA

Anexo C – Actuador Linear

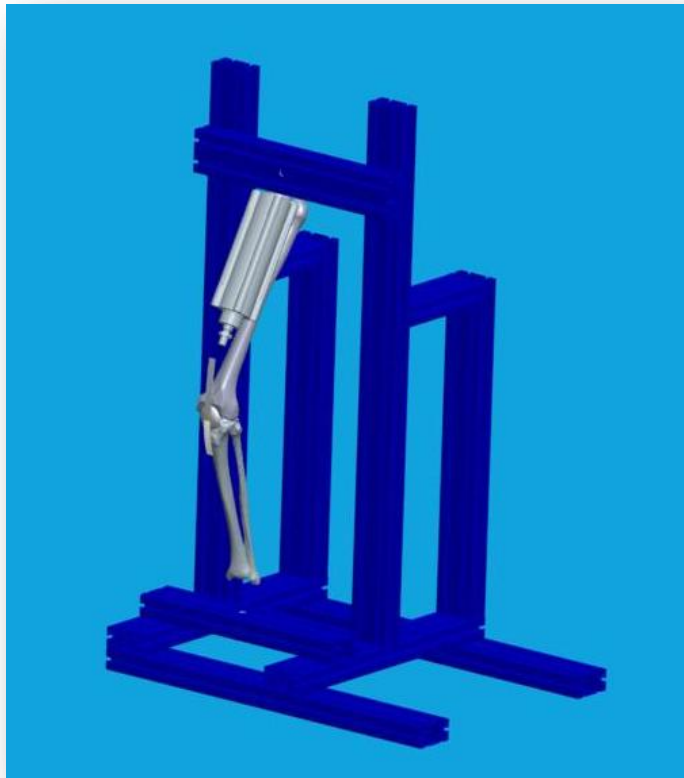


FIGURA 44 – POSICIONAMENTO DO ACTUADOR PNEUMÁTICO FACE AO FÉMUR

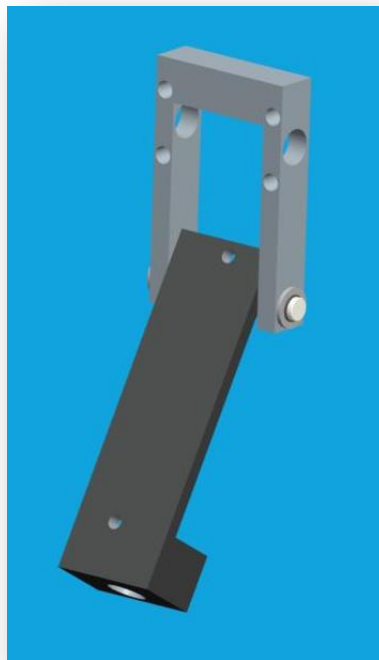


FIGURA 45 – SUPORTE MONTADO

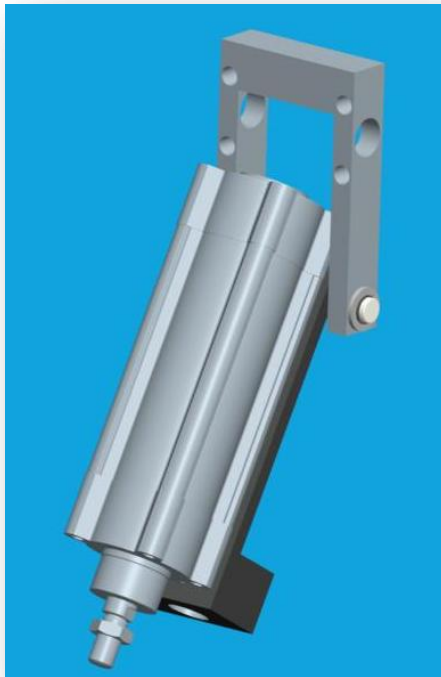


FIGURA 46 – CILINDRO MONTADO



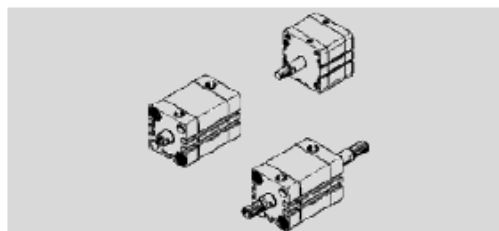
FIGURA 47 – CONJUNTO CILINDRO MONTADO+FÊMUR

Uma vez que os requisitos estão definidos, o cilindro em questão é o que se segue:

Hoja de datos: Cilindro compacto ADN-50- -- 536309

FESTO

Función



Caracter.	Propiedades
Carrera	1 - 400 mm
Diámetro del émbolo	50 mm
En base a la norma	ISO 21287
Amortiguación	P: Amortiguación por tope elástico/placa a ambos lados
Posición de montaje	indistinto
Construcción	Émbolo Vástago Tubo perfilado
Detección de la posición	Para detectores de posición
Variantes	Homologación de protección antideflagrante (ATEX) Mayor duración Rosca exterior en el vástago prolongado Rosca especial en el vástago Vástago prolongado Con seguridad torsional todas las superficies de conexión del cilindro cumplen los requisitos especificados en la clase de resistencia a la corrosión KBK3 (gran resistencia a la corrosión) Protección contra el polvo Movimiento lento constante Mínima fricción Vástago doble doble vástago hueco Juntas termorresistentes hasta máx. 120 °C Placa de tipo grabada con láser Margen de temperatura: de -40 a 80 °C vástago simple
Presión de funcionamiento	0,6 - 10 bar
Forma de funcionamiento	De efecto doble
Categoría ATEX para gas	II 2G
Tipo de protección contra explosión de gas	c T4
Categoría ATEX para polvo	II 2D
Tipo de protección contra explosión por polvo	c 120°C
Temperatura ambiente explosiva	-20°C ≤ Ta ≤ +60°C
Fluido	Aire seco, lubricado o sin lubricado
Marcado CE (ver declaración de conformidad)	Según la normativa UE sobre protección contra explosión (ATEX)
Clase de resistencia a la corrosión KBK	2
Temperatura ambiente	-40 - 120 °C
Fuerza teórica con 6 bar, retroceso	1.057 N
Fuerza teórica con 6 bar, avance	1.057 - 1.178 N
Tipo de fijación	a elegir: con taladro pasante con rosca interior con accesorios

FIGURA 48 – CILINDRO SELECCIONADO
[12]

Anexo D – Componente Flexor

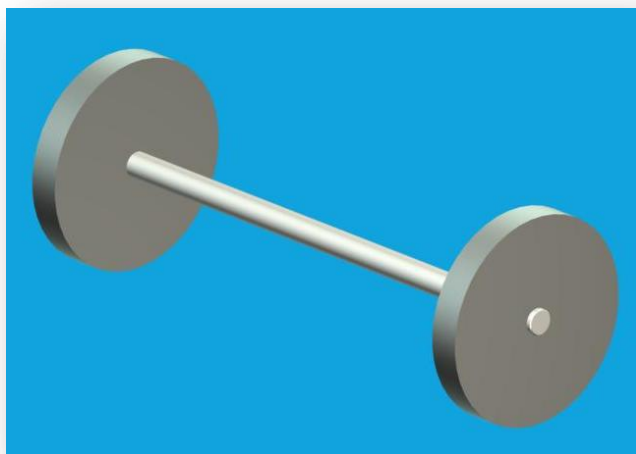


FIGURA 49 – BARRA COM PESOS ASSOCIADOS

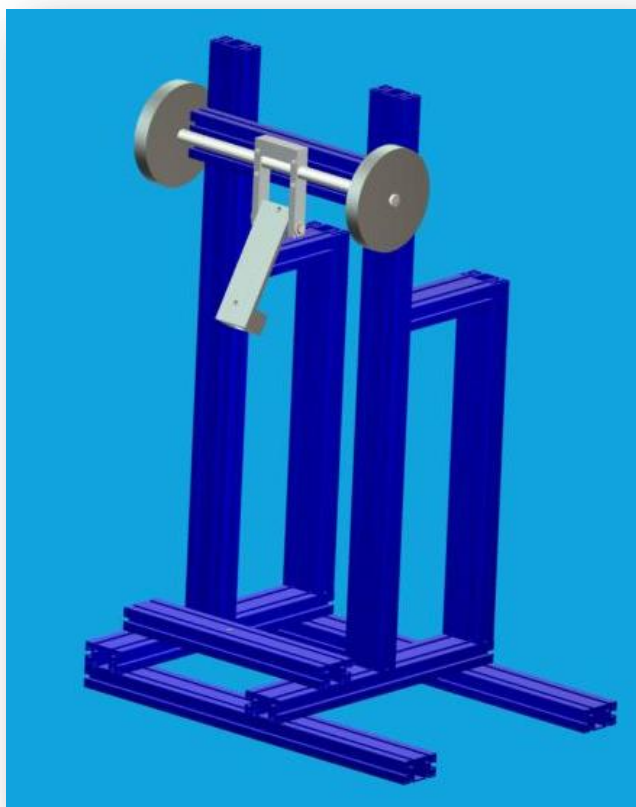


FIGURA 50 – BARRA DE HALTERES MONTADA

Anexo E – Sistema de Estabilização



FIGURA 51 – SISTEMA *CARDAN*

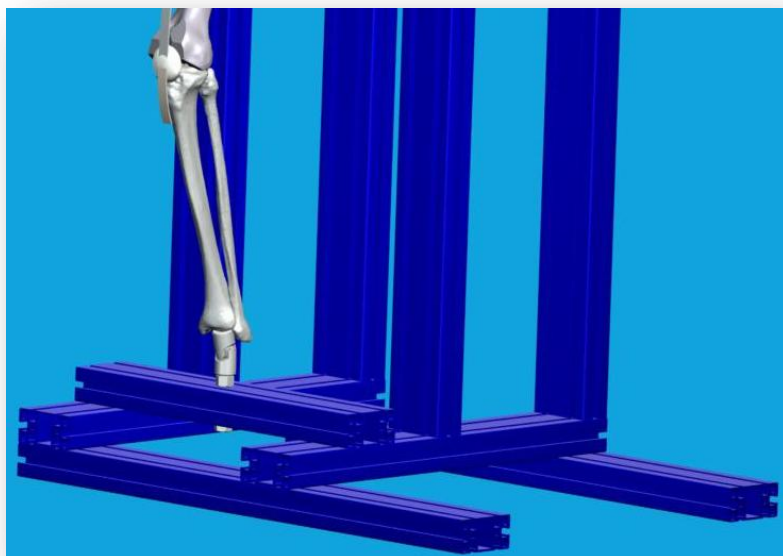
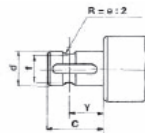
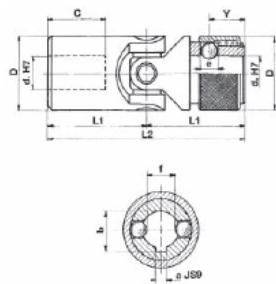


FIGURA 52 – FIXAÇÃO À ESTRUTURA

Precision joints

Series “ER” (sliding bushes) - “HR” (needle roller bearings)

- Type “ER”: max. speed 1.000 rpm.
- Type “HR”: max. speed 4.000 rpm.
- Max. angle 45°.



ER

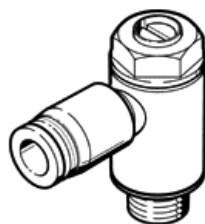


HR

Type	Type	d [mm]	D [mm]	L2 [mm]	L1 [mm]	C [mm]	Y [mm]	e [mm]	f [mm]	a [mm]	b [mm]	SW [mm]
GU02ER	-	8	16	52	26	14	9,5	3,5	6,3	2	9	8
GU03ER	GU03HR	10	22	62	31	17	11,5	4	8,7	3	11	10
GU04ER	GU04HR	12	25	74	37	21	13,5	4	11	4	13,3	12
GU05ER	GU05HR	14	25	74	37	21	13,5	4	13	5	15,3	14
GU1ER	GU1HR	16	32	86	43	24	14	6,35	14,8	5	17,3	16
GU2ER	GU2HR	18	36	96	48	28	19	8	16	6	19,8	18
GU3ER	GU3HR	20	42	108	54	31	19	8	18	6	22,8	20
GU4ER	GU4HR	22	45	120	60	34	20,5	10	20	6	24,8	22
GU5ER	GU5HR	25	50	132	66	38	20,5	10	23	8	28,3	25
GU6ER	GU6HR	30	58	166	83	49	25	10	28	8	33,3	30

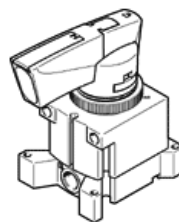
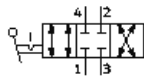
FIGURA 53 – CARDAN SELECCIONADO
[14]

Anexo F – Componentes Pneumáticos



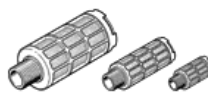
Característica	Valores
Função de válvula	Função reguladora de fluxo unidirecional através da exaustão de ar
Conexão pneumática 1	QS-6
Conexão pneumática 2	G1/8
Elemento de ajuste	Parafuso com ranhura
Tipo de fixação	aparafusável
Vazão nominal padrão na direção de estrangulamento	185 l/min
Vazão nominal padrão na direção de retenção	160 - 240 l/min
Pressão de trabalho	0,2 - 10 bar
Temperatura ambiente	-10 - 60 °C
Meio operacional	Ar comprimido filtrado, não lubrificado, grau de filtração 40 µm Ar comprimido filtrado, lubrificado, grau de filtração 40 µm
Autorização	Germanischer Lloyd
Posição de instalação	Nos dois lados
Vazão normal no sentido do estrangulamento 6 -> 0 bar	370 l/min
Vazão normal no sentido do bloqueio 6 -> 0 bar	330 - 390 l/min
Temperatura do meio	-10 - 60 °C
Torque máximo	5 Nm
Peso do produto	22 g
Informação sobre material, espigão aparafusado	Liga de alumínio
Informação sobre material, vedações	NBR
Informação sobre material, anel de desengate	POM
Informação sobre material, parafuso de regulação	Latão
Informação sobre material, conexão orientável	Injetados de zinco cromado

FIGURA 54 – VÁLVULA REGULADORA GRLA-1/8-QS-6-D
[16]



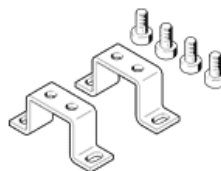
Característica	Valores
Função de válvula	4/3 vias, fechada
Tipo de acionamento	manual
Vazão nominal padrão	600 l/min
Pressão de trabalho	-0,95 - 10 bar
Princípio construtivo	Válvula de fechamento
Diâmetro nominal	6 mm
Função de ar de escape	regulável
Trava do atuador	com acessórios, de fecho
Princípio de vedação	duro
Tipo de pilotagem	direto
Sentido do fluxo	reversível
Sem sobreposição	sim
Indicador da posição de comutação	com acessórios
Meio operacional	Ar comprimido seco, lubrificado e não lubrificado
Classe de resistência à corrosão KBK	2
Temperatura ambiente	-20 - 80 °C
Torque de acionamento	1,1 Nm
Peso do produto	165 g
Tipo de fixação	Opcional: com furo passante Montagem em painel frontal
Conexão pneumática 1	G1/8
Conexão pneumática 2	G1/8
Conexão pneumática 3	G1/8
Conexão pneumática 4	G1/8
Observações sobre material	Isento de cobre e teflon Contém substâncias com LABS
Informação sobre material, vedações	NBR
Informação sobre material, corpo	reforçado com PA

FIGURA 55 – VÁLVULA DE MANIPULO VHER-BH-M04C-G18-LD
[16]



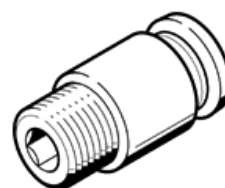
Característica	Valores
Posição de instalação	Nos dois lados
Pressão de trabalho	0 - 10 bar
Vazão em relação à atmosfera	2.050 l/min
Meio operacional	Ar comprimido filtrado, não lubrificado Ar comprimido filtrado, lubrificado Ar comprimido seco, lubrificado e não lubrificado
Nível de pressão acústica	77 dB(A)
Temperatura ambiente	-10 - 70 °C
Peso do produto	2 g
Conexão pneumática	G1/8
Informação sobre material, silenciador	PE
Observações sobre material	Isento de cobre e teflon Conforme RoHS

FIGURA 56 – SILENCIADOR U-1/8
[16]



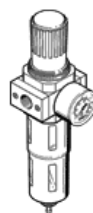
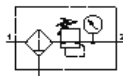
Característica	Valores
Classe de resistência à corrosão KBK	2
Observações sobre material	Isento de cobre e teflon

FIGURA 57 – SUPORTE PARA MONTAGEM HFOE-D-MINI
[16]



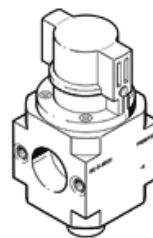
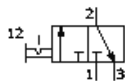
Característica	Valores
Dimensões	Padrão
Diâmetro nominal	3,7 mm
Tipo de vedação no espigão aparafusado	Revestimento
Posição de instalação	Nos dois lados
Tamanho da embalagem	20
Princípio construtivo	Princípio push-pull
Pressão de trabalho dependente da temperatura	-0,95 - 10 bar
Meio operacional	Ar comprimido filtrado Vácuo
Classe de resistência à corrosão KBK	1
Temperatura ambiente	-10 - 60 °C
Autorização	Germanischer Lloyd
Torque máximo	7 Nm
Peso do produto	8,1 g
Conexão pneumática	Rosca externa R1/8 para tubo flexível com diâmetro externo de 6 mm
Cor do anel de soltura	azul
Observações sobre material	Conforme RoHS
Informação sobre material, corpo	niquelado Latão
Informação sobre material, anel de desengate	POM
Informação sobre material, vedação do tubo flexível	NBR
Informação sobre material, segmento de fixação da mangueira	Aço alta liga, inoxidável

FIGURA 58 – ACESSÓRIO DE LIGAÇÃO RÁPIDO QS-B-1/8-6-I-20
[16]



Característica	Valores
Dimensões	Mini
Série	D
Trava do atuador	Manopla com trava
Posição de instalação	vertical +/- 5°
Grau de filtração	40 µm
Dreno	manualmente giratório
Princípio construtivo	Filtro regulador com manômetro
Volume máximo do condensado	22 cm ³
Proteção de copo	Copo de proteção metálico
Indicador de pressão	com manômetro
Pressão de trabalho	1 - 16 bar
Faixa de regulação de pressão	0,5 - 12 bar
Histerese de pressão máxima	0,2 bar
Vazão nominal padrão	750 l/min
Meio operacional	Ar comprimido
Classe de resistência à corrosão KBK	2
Temperatura do meio	-10 - 60 °C
Temperatura ambiente	-10 - 60 °C
Autorização	Germanischer Lloyd
Peso do produto	460 g
Tipo de fixação	Opcional: com acessórios Montagem na tubulação
Conexão pneumática 1	G1/8
Conexão pneumática 2	G1/8
Informação sobre material, corpo	Injetados de zinco
Informação sobre material, copo	PC

FIGURA 59 – FILTRO REGULADOR DE PRESSÃO LFR-1/8-D-MINI
[16]



Característica	Valores
Princípio construtivo	Válvula de carretel
Tipo de acionamento	manual
Princípio de vedação	não temperado
Função de ar de escape	não estrangulável
Acionamento auxiliar manual	não disponível
Função de válvula	3/2 vias biestável
Pressão de trabalho	0 - 16 bar
Meio operacional	Ar comprimido filtrado, não lubrificado, grau de filtração 50 µm Ar comprimido filtrado, lubrificado, grau de filtração 50 µm
Classe de resistência à corrosão KBK	2
Observações sobre material	Isento de cobre e teflon
Temperatura do meio	-10 - 60 °C
Temperatura ambiente	-10 - 60 °C
Autorização	Germanischer Lloyd
Tipo de fixação	com acessórios Montagem na tubulação
Posição de instalação	Nos dois lados
Sentido do fluxo	não reversível
Peso do produto	192 g
Conexão pneumática 3	G1/8
Informação sobre material, vedações	NBR
Informação sobre material, corpo	Injetados de alumínio

FIGURA 60 – VÁLVULA ON/OFF HE-D-MINI
[16]



Característica	Valores
Diâmetro externo	6 mm
Raio de curvatura relevante para a vazão	26,5 mm
Diâmetro interno	4 mm
Raio de curvatura mínimo	16 mm
Pressão de trabalho dependente da temperatura	-0,95 - 10 bar
Meio operacional	Ar comprimido filtrado Vácuo
Temperatura ambiente	-35 - 60 °C
Autorização	TÜV
Peso do produto por comprimento	0,0192 kg/m
Cor	prata
Dureza Shore	D 52 +/-3
Observações sobre material	Isento de cobre e teflon Conforme RoHS
Informação sobre material, tubo flexível	TPE-U(PU)

FIGURA 61 – TUBAGEM PUN-6X1-SI
[16]

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1]<http://www.gustavokaempf.com.br/joelho/anatomia>; 2011/07/10
- [2]http://3.bp.blogspot.com/_y8FqnUbIDgE/TMF3azOzmtI/AAAAAAAAAH8/CAX2LpYQ4b4/s320/Les%C3%B5es+No+Joelho+.png; 2011/07/10
- [3]PETERSON, Donald R. ; BIOMECHANICS Principles and Applications
- [4]http://2.bp.blogspot.com/_EjOPS52npQM/SpQFb38M_KI/AAAAAAAAAOQ/3F34oL5dRG4/S1600-R/biomecanica-da-corrida.jpg; 2011/07/10
- [5]Estudo Biomecânico da Articulação do Joelho, FEUP Setembro 2010
- [6]http://4.bp.blogspot.com/_sUwC3qG-2a0/S_cQGyeD0JI/AAAAAAAAAAs/IkNwQpo3Qx8/s320/Planos+anatomicos.png; 2011/05/11
- [7]<http://www.gustavokaempf.com.br/patologias/artrose/osteotomia>; 2011/05/11
- [8]<http://www.miologia.hpg.com.br/pernaanteriorsuperficial.jpg>; 2011/04/18
- [9]<http://boasaude.uol.com.br/lib/ShowDoc.cfm?LibDocID=4833&ReturnCatID=1780>; 2011/04/05
- [10]<http://www.emforma.net/saude/condicoes/lesoes-e-feridas/tipos-de-lesoes-no-joelho-e-diagnostico/>; 2011/04/05
- [11]KAPANDJI, I. A; FISILOGIA ARTICULAR, Editora MANOLE LTDA.
- [12]http://www.festo.com/cat/es_es/xDKl.asp0; 2011/07/05
- [13] http://www.engr.ku.edu/~kubiomech/ejbrl/ejbrl_publications.htm; 2011/04/12
- [14]<http://www.sitspa.com/627.pdf>; 2011/07/05
- [15]http://www.fade.up.pt/andebol/lestriga/PhD_web.pdf; 2011/06/05
- [16]http://www.festo.com/pnf/pt_pt/products/catalog?action=search&Mode=portal&lang=pt&country=pt&key=grla-1%2F8-qs-6-d&submit=; 2011/07/05
- [17]<http://www.eletrica.ufpr.br/edu/Sensores/2000/wilson/a3.gif>; 2011/07/05
- [18]<http://www.clubofmozambique.com/pt/sectionnews/data/economia/fibra.jpg>; 2011/07/05
- [19]<http://www.isaude.net/pt-BR/noticia/10680/ciencia-e-tecnologia/ligamentos-cultivados-em-laboratorio-sao-novas-promessas-contras-lesoes>; 2011/04/15
- [20]<http://www.kuleuven.be/>; 2011/04/01

- [21]<http://www.sawbones.com/>; 2011/04/01
- [22]<http://www.ottobock.com/>; 2011/04/01
- [23]http://amti.biz/AMTIpibrowser.aspx?__VIEWSTATE=%2FwEPDwULLTE0NzQ1NDQ3OTNkZA%3D%3D&iListbox1=338&iListbox2=342&iListbox3=ADL%2520Knee%2520Simulator&iUnits=&iNewpageURL=&iScrollTop=27&iScrollTop2=0&iScrollTop3=0; 2011/04/01
- [24]<http://my.clevelandclinic.org/services/laboratory/default.aspx>; 2011/07/20
- [25]http://www.engr.ku.edu/~kubiomech/ejbrl/ejbrl_knee_simulators.htm; 2011/04/12
- [26]Biomecânica do Joelho, Mecânica Experimental, FEUP 2010/11
- [27]<http://www.fm.usp.br/fofite/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/medicao/cinemetria.php>; 2011/04/12
- [28]Scott G. McLean *, Xuemei Huang, Anne Su, Antonie J. van den Bogert; June 2004, Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting
- [29]DUTTON MARK, Fisioterapia Ortopédica, 2006, Editora Artmed
- [30]Noronha, José; Ligamento cruzado anterior; Porto 2000, Editora Merck Sharp & Dohme
- [31] <http://www.wikinoticia.com/images/EIBlogDeEnriqueDans/www.enriquedans.com.wp-content/uploads.2010.10.GaitCycle.jpg>; 2011/04/22
- [32]<https://www.t-nation.com/img/photos/07-173-training/image021.jpg>; 2011/07/12