

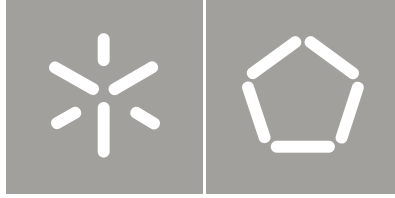


Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

André Rodrigues Alves

Conceção e projeto de ortótese  
para os membros inferiores

André Rodrigues Alves  
Conceção e projeto de ortótese  
para os membros inferiores



Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

André Rodrigues Alves

Conceção e projeto de ortótese  
para os membros inferiores

Tese de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao  
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do  
Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

## **Agradecimentos**

Aquando da realização da tese de mestrado, elaborada na Universidade do Minho, tive a oportunidade de adquirir novos conhecimentos, e apesar de um processo pessoal, recebi o contributo de alheio, ao qual gostaria de deixar os meus agradecimentos. Apesar de certas adversidades que foram surgindo, pude contar com algum apoio exterior, sem o qual a realização desta tese de mestrado não seria possível.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador de mestrado, Eurico Augusto Rodrigues de Seabra. Para além de toda a ajuda e orientação que se esperava de um orientador, o professor Eurico Seabra demonstrou-se extremamente disponível a qualquer altura para me auxiliar no desenvolvimento do trabalho. Gostaria ainda de salientar o bom ambiente de trabalho que o professor Eurico proporcionou.

Estou também grato ao CRPG (Centro de Reabilitação Profissional de Gaia) pela cedência de uma ortótese KAFO.

Gostaria também de agradecer o apoio moral dado pela minha irmã, namorada e aos meus amigos. O seu encorajamento foi vital para a continuação e finalização do trabalho.

E por fim, mas definitivamente não por último, quero agradecer todo o esforço e sacrifício a que os meus pais se submeteram para que eu pudesse concluir esta formação. Devo salientar que sem eles nada disto seria possível. Devo-vos tudo pai e mãe...

## Resumo

Por forma a tentar colmatar algumas lacunas existente no mercado das ortóteses para membros inferiores, surgiu como tema de dissertação de mestrado “*Conceção e projeto de ortótese para os membros inferiores*”. O principal objetivo deste trabalho, para além de todos os assuntos relacionados, é essencialmente desenvolver um mecanismo universal, constituído por sistema de atuação e de bloqueio, que permita a sua adaptação a diferentes tipos de ortótese KAFO (Knee Anckle Foot Orthosis).

Este trabalho começa por entender qual a situação do mercado relativamente à diversidade de equipamentos semelhantes ao que se pretende desenvolver. É efetuada uma análise sobre o mercado alvo para este tipo de dispositivos, onde se tenta explicar qual o tipo de patologias associadas à utilização de ortóteses para membros inferiores.

Como associação direta às ortóteses para membros inferiores, o presente trabalho efetua uma descrição detalhada sobre a marcha humana dita “normal”, ou seja, sem qualquer tipo de patologia. Através de uma análise biomecânica são esclarecidos os diferentes movimentos efetuados ao longo do ciclo da marcha, assim como as suas diferentes fases.

Após esta inspeção ao mercado, à anatomia humana, ao ciclo da marcha e todos os outros aspetos relacionados, surgem diferentes candidatos à solução final para o desenvolvimento de uma nova ortótese. São indicadas diferentes sugestões de sistemas de bloqueio, onde são apresentados os seus prós e contras e no final é efetuado um estudo comparativo classificando os diferentes sistemas segundo vários critérios.

Feita a análise e conseqüente seleção do sistema mais adequado, no capítulo 4 surge o devido esclarecimento do sistema selecionado, explicando o seu funcionamento, os seus diferentes componentes, a sua montagem, as fases para o fabrico, respetiva lista de peças e materiais selecionados. Toda a informação necessária sobre a ortótese a desenvolver encontra-se aqui detalhadamente explicado.

O desenvolvimento e projeto de um sistema deste género requer a execução de um correto dimensionamento, para não adotar o caminho de “tentativa – erro”. Todos os cálculos inerentes ao correto funcionamento do sistema e dos respetivos componentes, serão individualmente apresentados.

Na fase final do trabalho surge o método experimental, que inclui todas as fases desde a construção do protótipo, a montagem e adaptação do sistema a uma ortótese existente, a realização de vários ensaios e os resultados obtidos.

## Summary

In order to accomplish the master's degree in Mechanical Engineering, the subject "*Project and Conception of lower limb's orthosis*" was chosen as title to the dissertation thesis. The main objective is to improve the KAFO's (Knee Ankle Foot Orthosis) and SCKAFO's (Stance Control in Knee Ankle Foot Orthosis) market, trying to create a practical and workable orthosis for legs.

This report starts to explain and show the various orthosis available in the market, essentially those who are similar to what is intended to develop. The market target for this kind of devices is considered, and a clarification about the reasons to use this orthosis is given, showing different types of pathologies associated.

As a direct connexion to leg's orthosis, this thesis gives a detailed explanation about the human gait trough a biomechanical analysis. To correctly explain the human gait, an elucidation about the different movements of several parts of the body is given.

After a review about the market, and a comprehension of the human gait cycle, anatomy and all others related subjects, this report gives different solutions for the project to be developed. An elucidation about the process of this several options is given, as well as their vantages and disadvantages. At the end, those solutions are rated according different criteria choosing which one presents the higher average.

In the chapter 4, the solution chosen is described in detail, explaining its operating method, showing the several components which are built of, how it's build and the manufacture phases and also the materials which are made of. In this chapter is all the information about the orthosis to be developed.

In order to avoid built malfunctioning prototypes, a dimensioning is done. In the chapter 5 all information about how the dimensioning is done is presented in detail, such as all calculation done for the correct operation of the mechanism and its individual components.

This report ends with the experimental method, which means that after all the theoretical job the prototype is finally put to the test. In addition of that, in the various subchapters comes the process of building the prototype and the costs of it, how the mechanism was mounted and adapted to the orthosis and finally were also made several tests as well as the results of it.



# Índice

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Summary.....	v
Índice.....	vii
Nomenclatura.....	ix
Glossário.....	xi
1. Introdução.....	1
1.1 Objetivos propostos.....	2
1.2 Estado da arte (ortóteses membros inferiores).....	2
1.3 Mercado Alvo.....	5
1.4 Patologias associadas ao uso da ortótese.....	8
1.5 Seleção do tipo de ortótese.....	9
2. Descrição caracterizada da marcha humana.....	11
2.1 Anatomia do corpo humano (membros inferiores).....	11
2.2 Análise Biomecânica.....	14
2.2.1 Movimentos da anca.....	14
2.2.2 Movimentos do joelho.....	15
2.2.3 Movimentos do pé.....	16
2.3 Marcha.....	16
2.3.1 Apreciação e conceito da marcha.....	17
2.3.2 Ciclo de marcha (sem patologias).....	17
3. Soluções consideradas.....	19
4. Projeto e desenvolvimento de uma nova abordagem para ortóteses.....	20
5. Dimensionamento do mecanismo.....	21
6. Abordagem experimental.....	22
7. Conclusão.....	23
7.1 Trabalhos futuros.....	24
8. Referências.....	26
ANEXO A – Desenhos Técnicos.....	31

ANEXO B – Tabelas auxiliares ao dimensionamento .....	93
ANEXO C - Tabelas de ângulos, forças e momentos durante o ciclo de marcha na articulação do joelho.....	97
ANEXO D – Seleção de ortótese .....	101



## Nomenclatura

Símbolo	Designação	Unidade – S.I
F	Força	N
M	Momento	N.m
r	Raio	mm
A	Área	mm <sup>2</sup>
V	Volume	mm <sup>3</sup>
P	Pressão	Pa
Sg	Coefficiente de segurança	-
$\sigma_e$	Tensão de cedência ao esmagamento do material	Pa
$\sigma$ (adm)	Tensão de esmagamento calculada para cada componente	Pa
$\tau_e$	Tensão de cedência ao corte do material	Pa
$\tau$ (adm)	Tensão de corte calculada para cada componente	Pa
$\tau$ (máx.)	Binário máximo admissível no mecanismo	N.m
k	Constante elástica da mola	N/m
m	Massa do paciente	kg
T	Temperatura	°C.



## Glossário

**AFO** – Acrônimo de *Ankle Foot Orthosis*: Ortótese para o conjunto formado pelo pé e tornozelo.

**Anterior** – Que está antes ou primeiro.

**Binário** – Grandeza obtida através da multiplacação de uma força por um braço.

**Braço (mecânica)** – Distância entre o eixo de rotação e a força aplicada

**Cadência** – Regularidade de movimentos.

**Diâmetro** - A maior recta que se pode traçar num círculo

**Dorsiflexão** – Movimento efetuado pelo pé, que consiste no afastamento dos dedos em relação ao solo.

**Elevação** – Ato de elevar algo.

**Êmbolo** – Disco ou cilindro móvel no corpo de uma bomba ou cilindro de uma máquina a vapor, de um motor de explosão, etc.

**Engrenagens** – Elemento composto por rodas dentadas providas de movimento, que se ligam a um eixo

**Eversão** – Movimento efetuado pelo pé, que consiste na rotação de dentro para fora.

**Extensão** – Aumentar o ângulo entre os ossos ou partes do corpo. Ato de estender.

**Flexão (biomecânica)** – Antónimo de extensão, significa a diminuição do ângulo entre os ossos ou partes do corpo. Ato de dobrar-se.

**Ortótese** – Dispositivo ou aparelho destinado a corrigir, estabilizar ou auxiliar uma função muscular, esquelética ou neurológica.

**Plantiflexão** – Movimento do pé em direção ao solo.

**Posterior** – Que está situado na parte oposta à frente.

**Prótese** – Dispositivo ou aparelho que tem por fim substituir um órgão de que se faz ablação ou amputação parcial ou total.

**Linguete** – Peça móvel que, quando introduzida numa ranhura ou cavidade, serve para travar ou destravar um mecanismo.

**KAFO** – *Knee Ankle Foot Orthosis*: Ortótese para o conjunto formado pelo pé, tornozelo e joelho.

**SBVA** – Sistema de bloqueio em vários ângulos.

**SCKAFO** – *Stance-Control Knee Ankle Foot Orthosis*: Ortótese para o conjunto formado pelo pé, tornozelo e joelho e com a possibilidade de bloqueio em diferentes fases.

# 1. Introdução

O termo ortótese, etimologicamente provém do grego *orthos* que significa direito e é a designação utilizada para um dispositivo externo que apoia a função articular [Wikipédia, 2012]. Durante várias décadas a utilização de dispositivos externos para retificar patologias ao nível do joelho foi vista com algum ceticismo, devido ao facto de as desvantagens se sobreporem aos benefícios conseguidos com a sua utilização. A sua utilização diminuía o rendimento físico e até psíquico do doente. Com a concretização de estudos mais avançados relativos à biomecânica do joelho, ensaios com melhores materiais e um estudo mais aprofundado acerca das patologias específicas do joelho, a utilização de ortóteses para o complemento terapêutico de certas lesões ao nível do joelho começou a ganhar protagonismo [Carbonero, Zago, & Campos, 2011].

Na atualidade existe uma grande variedade de materiais utilizados na conceção de ortóteses, em que os mais utilizados são o alumínio, o aço, alguns polímeros, o neoprene, silicone e até mesmo fibra de carbono. Apesar desta variedade de seleção de materiais, a conceção de uma ortótese deve respeitar as seguintes características: peso mínimo, não traumatizar psicologicamente o doente, elevada resistência e flexibilidade, não diminuir o rendimento físico do paciente e não causar dor nem desconforto, sendo o mais ergonómico possível [Kaufman & outros, 1996].

A principal função de uma ortótese, para quem possui atrofia muscular ao nível do quadríceps femoral ou de outros músculos que garantam o correto funcionamento do joelho, é a de proteger, estabilizar, isentar o peso e facilitar ou condicionar os movimentos. Com isto consegue-se uma melhoria no desenvolvimento do movimento, no equilíbrio e na estabilização de todo o membro inferior.

Uma ortótese não é mais que um dispositivo para uso externo, cujo objetivo é a de retificar determinada alteração morfológica de um órgão, membro ou segmento de membro, no entanto a sua utilização é muito específica e restrita para diferentes patologias. A sua utilização não é isenta de riscos, assim, na sua prescrição e uso é obrigatória uma vigilância por parte do fisioterapeuta e do próprio doente [Becker O.].

A utilização de uma ortótese está, geralmente, associada a lesões de sobrecarga, atrofia muscular ou situações de pós-operatório de certas reconstruções articulares. Podem também ser utilizadas na área do desporto, com a finalidade de fixar e controlar os movimentos, aquando do regresso aos treinos e à competição.

## 1.1 Objetivos propostos

O desenvolvimento do seguinte trabalho deverá acima de tudo ter como base um conjunto de objetivos, que se espera serem cumpridos no final da sua elaboração.

Os principais objetivos que darão estrutura ao corpo e desenvolvimento do trabalho são:

- Efetuar uma inspeção e análise ao estado da arte no que aos sistemas de bloqueio e atuação diz respeito;
- Definir um novo conceito de mecanismos atuantes para o joelho;
- Projectar e desenvolver todo o sistema mecânico;
- Construir um protótipo;
- Desenvolver e registar uma patente.

Este objetivos anteriormente apresentados serão ainda sujeitos ao cumprimento de algumas especificações técnicas apresentadas mais à frente no sub-capítulo 3.1.

## 1.2 Estado da arte (ortóteses membros inferiores)

Atualmente, a pacientes com atrofia muscular ao nível do quadríceps femoral, ou outro tipo de patologias que impeçam a estabilidade do joelho, recomenda-se a utilização de uma ortótese do tipo KAFO (do inglês *knee ankle foot orthosis*) [Becker O.]. Estes tipos de ortóteses são as mais comuns no mercado, essencialmente utilizadas em períodos pós-operatórios, fraturas e lesões ao nível dos ligamentos. São essencialmente constituídas por dois suportes, ao nível do quadríceps e ao longo do gêmeo até ao tornozelo, e utilizam uma articulação ao nível do joelho, que se encontra ou bloqueada numa posição linear ou completamente livre. Devido a este bloqueio da articulação, os utilizadores de ortóteses do tipo KAFO apresentam características de locomoção anormais, como por exemplo a elevação da pélvis, oscilação exagerada do tronco e/ou arqueio do membro inferior e do pé, precisamente para compensar as limitações de movimentos do joelho impostas pela utilização da ortótese [Brandt, Jeffrey M.,2010]. É de referir também que em situações de locomoção num trajeto irregular, como por exemplo escadas ou passeios pedestres, a utilização de uma ortótese KAFO torna-se complicada, devido à impossibilidade de boquear a ortótese numa posição com o joelho fletido. Todas estas condicionantes, aliadas ao aspeto pouco estético, ao caminhar anómalo do utilizador e ao cansaço prematuro originado pela utilização de uma ortótese KAFO, resultam numa elevada taxa de rejeição deste tipo de ortóteses.

As ortóteses *knee ankle foot* (KAFO) são usadas há várias décadas, no entanto eram conhecidas por serem pesadas e pouco ergonômicas. Ao longo dos anos surgiram avanços tecnológicos, e com a seleção de novos materiais tornou-se possível não só reduzir o peso das ortóteses até 50%, mas também torná-las mais compatíveis com o corpo humano [Michael, John W. 2006].

Apesar de várias melhorias conseguidas no aspeto, ergonomia, materiais utilizados e peso das ortóteses do tipo KAFO, o maior salto tecnológico dado foi a implementação do sistema *Stance control knee joint*. O principal objetivo deste novo tipo de ortóteses (SCKAFO) é permitir a flexão do joelho durante a fase de balanço, e bloquear a articulação do joelho na fase de apoio. Com a utilização de ortóteses do tipo SCKAFO conseguiu-se a eliminação de várias anomalias na locomoção, comparativamente com a utilização de ortóteses KAFO, promovendo assim aos utilizadores um melhoramento da eficiência energética quando da marcha, um caminhar mais natural, redução dos movimentos compensatórios, menor desgaste físico e uma maior simetria aquando da locomoção.

Na figura 1.1 encontram-se alguns modelos de SCKAFOs disponíveis no mercado.

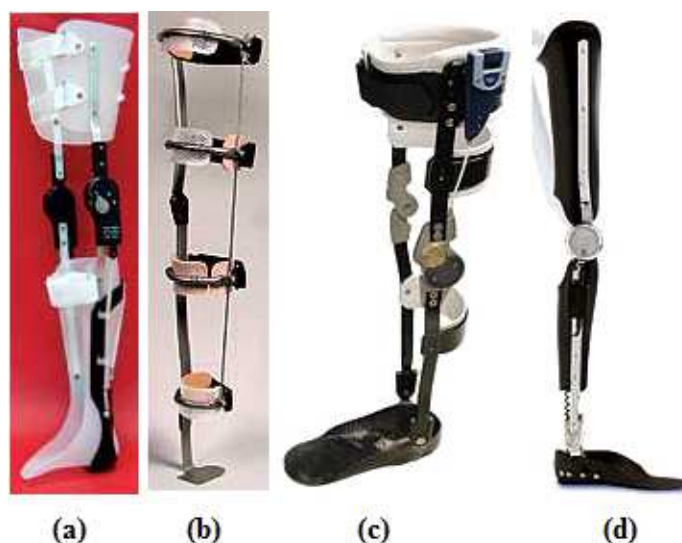


Figura 1.1 - Ortóteses disponíveis no mercado: (a) - Stance Control Orthotic Knee Joint da Horton Technology Inc.; (b) - UTX Swing KAFO da Becker Orthopedic; (c) - Swing Phase Lock System da Basko Healthcare; (d) - Gama E-Knee KAFO da Becker Orthopedic [Mary L. Jerrell, 2003]

Os mecanismos disponíveis nas ortóteses que atualmente se encontram no mercado baseiam-se em diferentes princípios de atuação, podendo ser hidráulico, mecânico, elétrico, ou combinando dois destes princípios. As principais ideologias que se encontram no mercado é a utilização de engrenagens que bloqueiam em diferentes ângulos, mecanismos de atrito, como por exemplo utilização de um travão de disco ou embraiagem, combinação de sensores e atuadores que permite o bloqueio em diferentes

amplitudes.[Mary L. Jerrell, 2003]. Apesar desta grande diversidade no mercado, existem ainda diversas limitações ao uso deste tipo de ortóteses, das quais se pode destacar o peso, dimensão e preço elevados, bloqueamento da ortótese em número reduzido de amplitudes, necessidade de transportar baterias no caso de se utilizar atuadores elétricos e a necessidade de efetuar certos movimentos com a perna para bloquear o sistema.

A figura 1.2 representa um estudo efetuado pela AAOP (*American Academy of Orthotists & Prosthetists*) [Reynolds & outros, 2005] cuja finalidade consistia em comparar a flexão do joelho em diferentes situações: (i) marcha de uma pessoa “normal”, sem qualquer anomalia; (ii) marcha com a utilização de uma ortótese SCKAFO permanentemente bloqueada numa amplitude de 25° por forma a simular a utilização de uma ortótese KAFO; (iii) utilização de uma ortótese SCKAFO, encontrando-se bloqueada a 25° durante o apoio, e uma amplitude máxima de 65° aquando da fase de balanço.

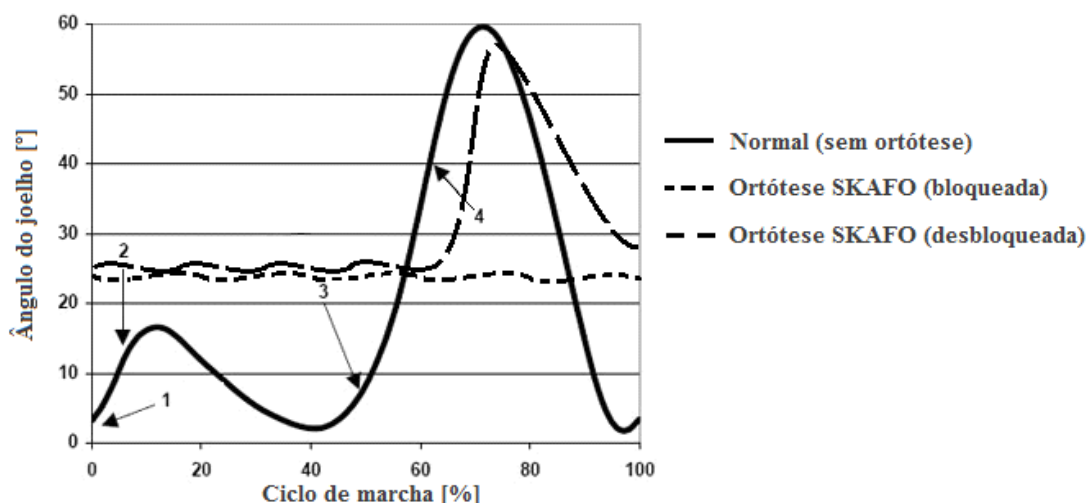
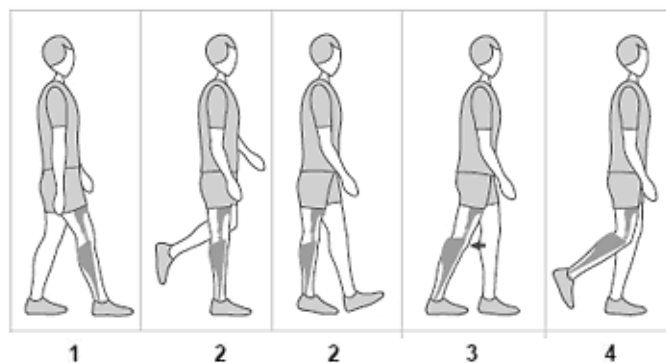


Figura 1.2 - Comparativo do ângulo de flexão do joelho em diferentes situações (adaptado de [Reynolds & outros, 2005])

É perceptível, através da análise do gráfico da figura 1.2, a semelhança no padrão de marcha entre uma pessoa “normal” e um paciente utilizando uma ortótese SCKAFO.

Para uma melhor compreensão do ciclo de marcha representado na figura 1.2, a figura 1.3 representa numericamente diferentes fases de apoio e de balanço do joelho:



**Figura 1.3 - Diferentes fases do ciclo da marcha: 1 – contacto inicial com o solo; 2 – fase de apoio; 3 – levantamento do calcanhar; 4 – fase de balanço [Ottobock, 2012]**

Após uma consulta pormenorizada relativamente ao estado da arte, no que à conceção e funcionalidade do projeto diz respeito, conclui-se que as ortóteses disponíveis no mercado, inclusivé as referidas anteriormente, possuem algumas limitações que impedem assim o seu sucesso, das quais se pode referir:

- Pouca especificidade quanto aos diferentes tipos de patologias;
- Elevado custo, limitando assim os nichos de mercado;
- Em alguns casos a falta de estética e ergonomia que a ortótese apresenta;
- Transporte de baterias, no caso das ortóteses com funcionamento à base se sensores e atuadores;
- Utilização de calçado específico.

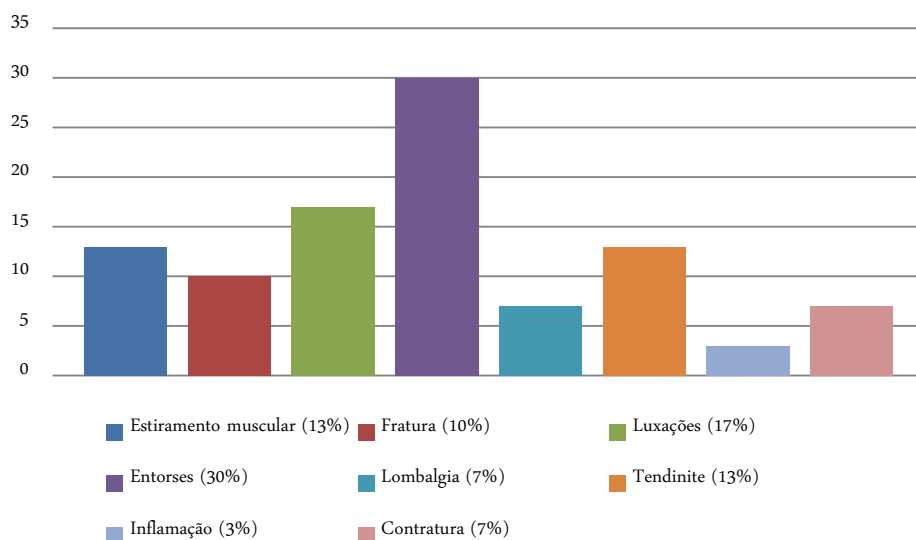
Relativamente ao mercado nacional propriamente dito, para além de todas as limitações anteriormente apresentadas, as ortóteses são importadas, o que faz com que a sua diversidade esteja dependente de vários órgãos para além do paciente, tais como o hospital, o fornecedor do hospital e o próprio ortoprotésico [Moreira N. M., 2007].

Como nota de conclusão, e após efetuar uma análise relativamente ao estado da arte tomou-se a decisão de projetar e construir uma alternativa para os utilizadores de ortótese SCKAFO, com o objetivo de colmatar algumas lacunas existentes no mercado, e acima de tudo a um preço acessível para a maioria da população.

### **1.3 Mercado Alvo**

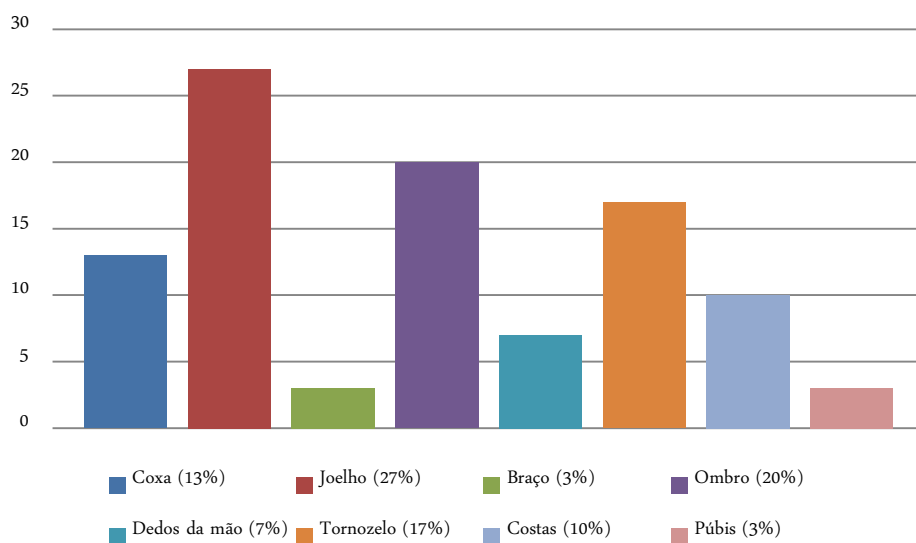
As lesões nos membros inferiores, essencialmente a nível do joelho e quadríceps, ocorrem com bastante frequência na prática de certas modalidades desportivas. Os valores a seguir apresentados dizem respeito a todo o tipo de lesões, estiramentos, luxações, entorces, fraturas, lombalgia, tendinite, inflamação, contratura e estiramentos musculares, com a percentagem respetiva apresentada no gráfico da figura 1.4.





**Figura 1.4 - Prevalência quanto ao tipo de lesão**

A seguir são apresentados um conjunto de valores, sobre a forma de gráficos e tabelas, que demonstram a percentagem de lesões que ocorrem em diferentes modalidades, futebol (ver gráfico da figura 1.5), basquetebol e voleibol, de acordo com diferentes áreas corporais.



**Figura 1.5 - Lesões mais frequentes nos jogadores de futebol [Pereira, 2012]**

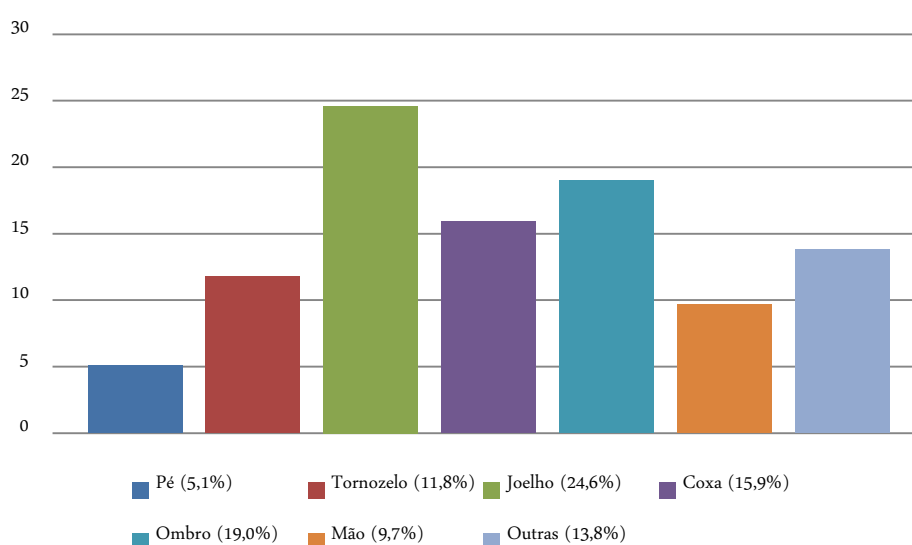
De acordo com o gráfico da figura 1.5, verifica-se que 40% (27% - joelho; 13% - coxa) das lesões que surgem na modalidade futebolística afetam a locomoção motora dos indivíduos.

No caso dos jogadores de basquetebol (ver tabela 1.1), as lesões que poderão afetar a locomoção motora do sujeito apresentam um valor semelhante, aproximadamente 40% (34,7% - joelho; 4,7% - coxa).

**Tabela 1.1 - Lesões mais frequentes nos jogadores de basquetebol [Rose, Tadiello, & Jr, 2010]**

Local	Total		Masculino		Feminino	
	N	%	N	%	N	%
Joelho	95	34,7	44	33,6	51	35,7
Tornozelo	150	54,7	74	56,5	76	53,1
Coxa	13	4,7	8	6,1	5	3,5
Perna	11	4,1	4	3	7	4,9
Virilha	3	1,1	1	0,7	2	1,4
Quadril	1	0,3	0	0	1	0,7
Tendão de Aquiles	1	0,3	0	0	1	0,7
<b>Total</b>	<b>274</b>	<b>100</b>	<b>131</b>	<b>100</b>	<b>143</b>	<b>11</b>

De acordo com o gráfico da figura 1.6, a situação na modalidade voleibol é semelhante, cerca de 25,0% das lesões dizem respeito ao joelho, e 15,9% a lesões na coxa.



**Figura 1.6 - Lesões mais frequentes nos jogadores de voleibol [Moraes & Bassedone, 2007]**

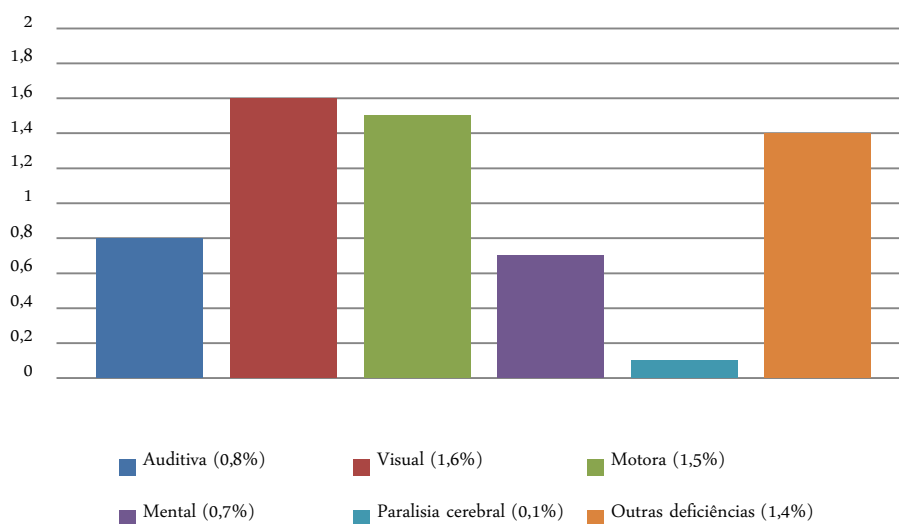
Juntando estes casos de lesões a casos de amputações, nomeadamente os inúmeros casos que surgem em países em estado de guerra, devido a doenças, acidentes ou até mesmo lesões, consegue-se afirmar que, embora não sendo possível contabilizar, existe uma grande quantidade de pessoas a necessitar de próteses/ortóteses para usufruir de uma locomoção normal.

Com base num estudo conduzido pelo INE (Instituto Nacional de Estatística) foi gerado um artigo intitulado de *Censos 2001 – Análise de população com deficiência* [Estatística, 2001]. Este relatório estatístico tem como objetivo o estudo da população

deficiente em Portugal. Apesar do estudo ter sido efetuado em 2001 irá ajudar a tentar compreender a situação do mercado para a ortótese em estudo.

A 12 de Março de 2001 registou-se um valor de 634.408 pessoas com deficiência, representando 6,1% da população residente.

No gráfico da figura 1.7, podemos observar os valores percentuais dos diferentes tipos de deficiência.



**Figura 1.7 - Valores percentuais dos diferentes tipos de deficiência. (adaptado de [Estatística, 2001])**

Como podemos verificar, numa população de aproximadamente 10 milhões de habitantes, cerca de 150.000 pessoas (1,5%) possuem deficiência a nível motor.

#### **1.4 Patologias associadas ao uso da ortótese**

Tendo em conta o principal objetivo deste trabalho e fazendo uma análise ao ciclo de marcha e à anatomia humana verificamos que o principal responsável para uma correta locomoção é o quadríceps. Este músculo é o responsável por conseguirmos efetuar o movimento de extensão da perna e, aquando da marcha, conseguirmos bloquear a articulação do joelho, o que nos permite manter de pé e caminhar de forma natural [Medicine, 2004].

Com o intuito de desenvolver um novo mecanismo para ortóteses de membro inferior, mais concretamente do tipo SCKAFO, as patologias associadas aos pacientes que necessitem deste tipo de ortótese, estão diretamente relacionadas com anomalias ao nível do quadrícipite. Assim sendo, a utilização deste tipo de ortótese poderá estar relacionado com casos de lesões no membro inferior, quer seja a nível muscular ou por tendinite, lesões na coluna vertebral que impossibilitam ou diminuem a ação nos

membros inferiores, acidentes vasculares cerebrais, entre outras [Medicine, 2004]. De uma forma geral este tipo de ortótese é recomendada a pacientes que possuem os seus membros inferiores na totalidade, no entanto que vejam a sua ação muscular afetada.

### **1.5 Seleção do tipo de ortótese**

Apesar do desenvolvimento deste trabalho, a verdade é que atualmente existem no mercado várias opções de escolha deste tipo de ortóteses, SCKAFO. Um exemplo disso é uma empresa norte americana denominada *Becker Orthopedic* [Becker, 2009]. Consultando a sua brochura deparamo-nos com várias opções de ortóteses SCKAFO, variando o material, o modo de encravar a articulação do joelho, a amplitude permitida, etc. Todos estes aspetos ficam ao critério do paciente e respetivo médico, no entanto, na hora de selecionar a ortótese adequada surge um aspeto mais importante, as dimensões da ortótese. Esta particularidade será distinta de paciente para paciente. Assim sendo, Becker desenvolveu um formulário de preenchimento bastante completo para se selecionar as medidas corretas da ortótese. No anexo D, figura D.1, pode-se consultar este formulário.



## **2. Descrição caracterizada da marcha humana**

Apesar de ser um dos movimentos mais intuitivo do ser humano, é simultaneamente um dos movimentos mais complexos envolvendo coordenação dos membros inferiores, constante alteração do centro de massa do corpo e um “perfeito” controlo da musculatura presente no membro inferior. De todos os movimentos que o corpo humano é capaz de executar, a marcha, e na ausência de qualquer tipo de deficiência, é o mais comum de todos.

Atualmente o estudo e perceção da marcha humana é uma área em desenvolvimento, principalmente devido ao aparecimento de novas tecnologias permitindo assim a obtenção e processamento de imagens em tempo real a uma maior velocidade e com maior precisão. Com isto consegue-se o processamento de múltiplas variáveis e consequentemente classificar diferentes tipos de marcha, podendo ser mais ou menos eficientes. Um tipo de classificação utilizado na biomecânica é em termos de dispêndio de energia. A análise de imagens obtidas em tempo real permite ainda o estudo do desempenho atlético ou no caso de pacientes com patologias que se reflitam numa marcha ineficiente, que será o caso de estudo deste trabalho [Mafra, 2012].

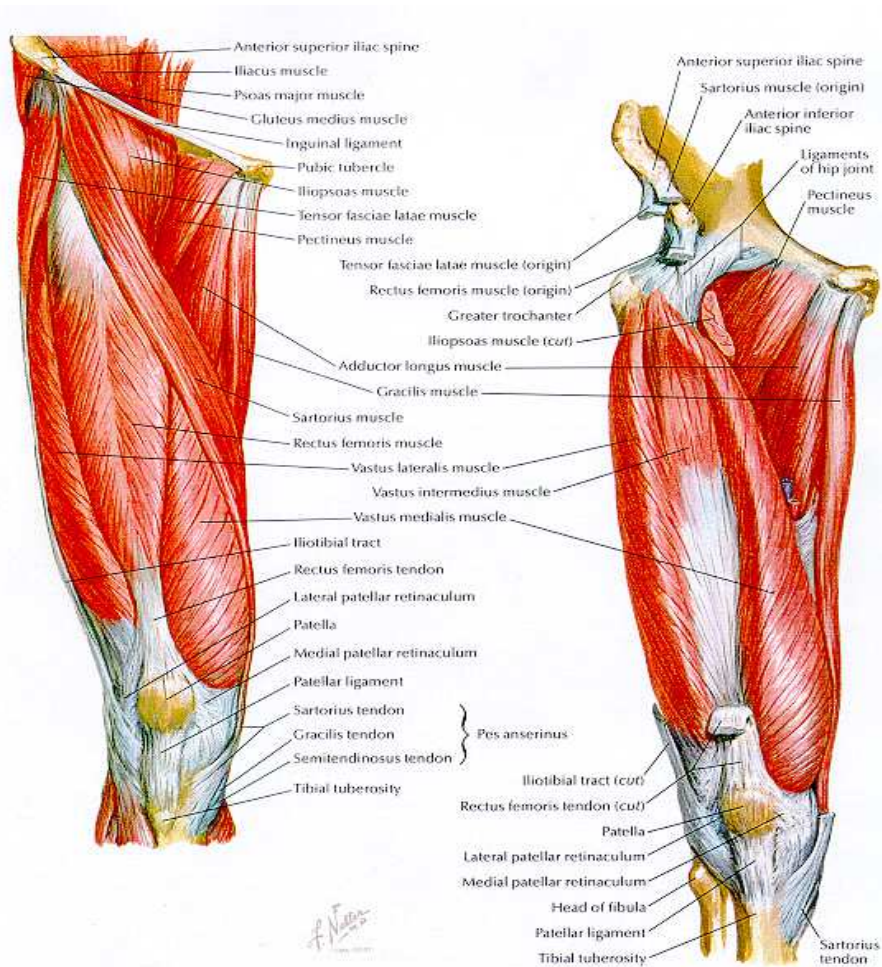
### **2.1 Anatomia do corpo humano (membros inferiores)**

Neste sub-capítulo que se segue será explicada a anatomia dos membros inferiores, mais propriamente da anca, joelho e o pé, ou seja, os principais responsáveis para a obtenção de uma marcha normal. Por forma a facilitar a compreensão serão apresentados imagens detalhadas.

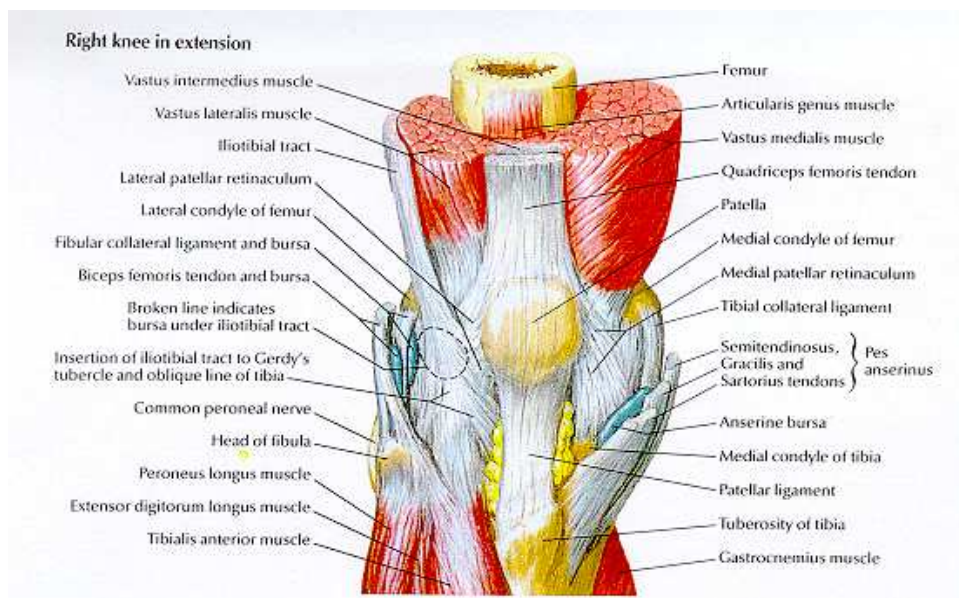
Nas figuras 2.1, 2.2 e 2.3 pode-se observar, respetivamente, os músculos frontais da anca e perna, músculos e ligamentos envolventes do joelho e os músculos posteriores da anca e perna, para que se consiga obter uma perspetiva tridimensional da constituição muscular do membro inferior desde a anca até ao joelho. Estes músculos serão os principais responsáveis para a extensão e flexão do joelho, os diferentes tipos de movimentos que a pélvis executa e proporcionam ainda a força necessária para a realização da marcha [ (Medicine, 2004)].

Na figura 2.4 encontra-se representado a constituição muscular do pé.

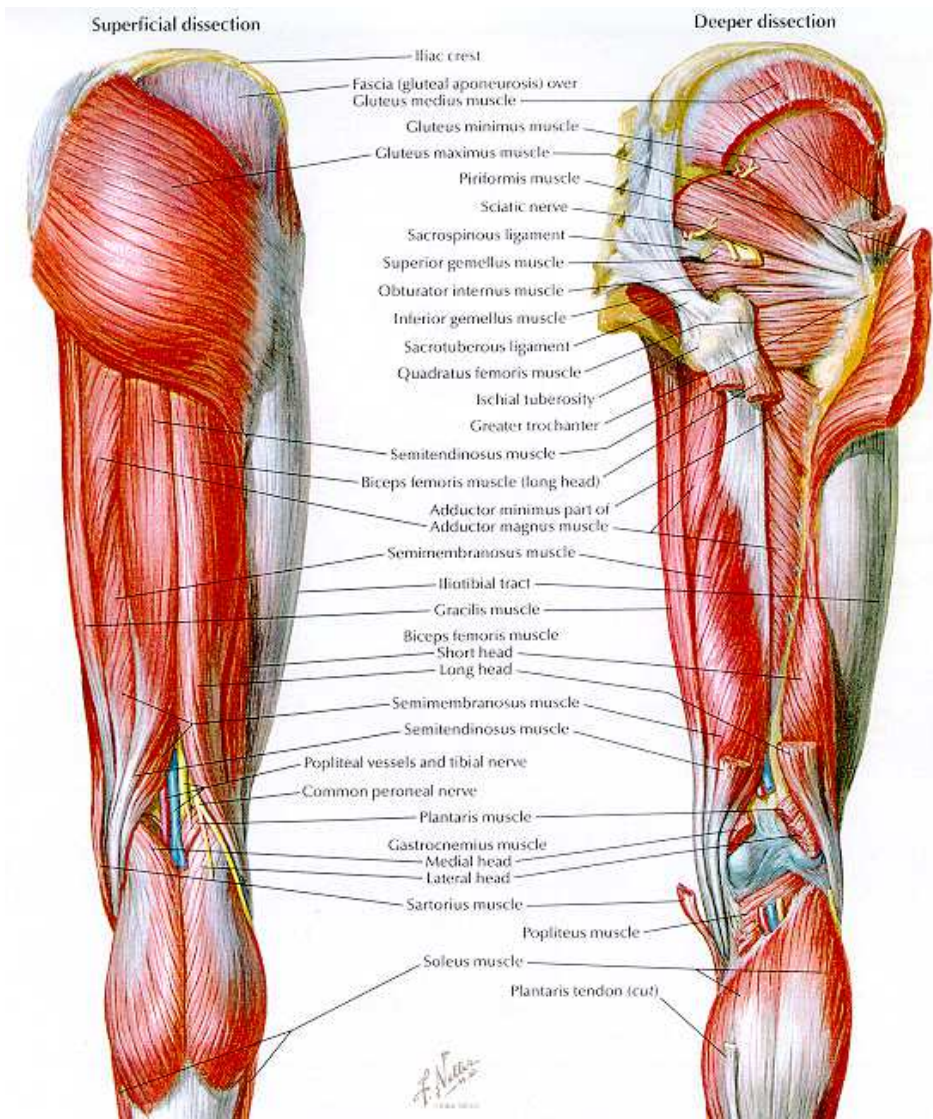
Estes diferentes grupos musculares esquematizados são os principais responsáveis para a obtenção de uma marcha saudável e equilibrada.



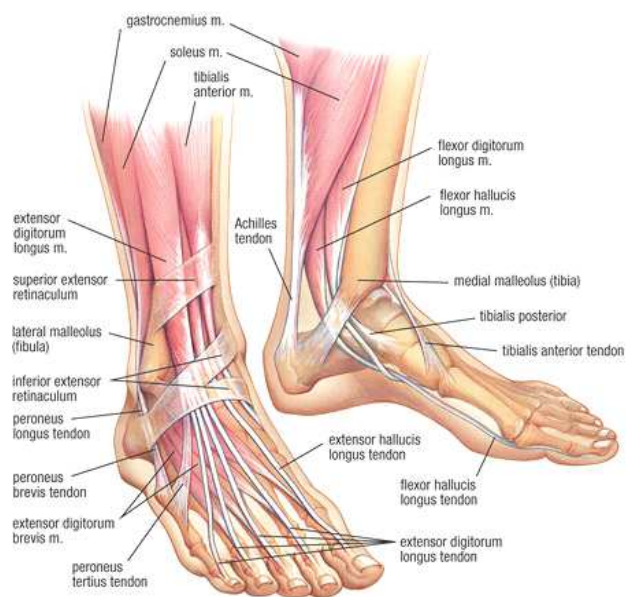
**Figura 2.1 - Músculos da face frontal da anca e perna [ (Medicine, 2004)]**



**Figura 2.2 - Músculos e ligamentos envolventes do joelho [ (Medicine, 2004)]**



**Figura 2.3 - Músculos da face anterior da anca e perna [ (Medicine, 2004)]**



**Figura 2.4 - Caracterização anatômica do pé [ (Palugan)]**



## 2.2 Análise Biomecânica

Por forma a melhor compreender os membros inferiores do corpo humano durante a marcha, neste subcapítulo pretende-se mostrar os movimentos dos principais responsáveis pela marcha, a anca, o joelho e o pé.

### 2.2.1 Movimentos da anca

Durante a marcha, o movimento pélvico é bastante importante para se conseguir um correto equilíbrio e uma coordenação motora desejada. Os movimentos associados à zona pélvica, durante a marcha, podem ser divididos em dois tipos, rotação e inclinação da anca.

- **Rotação pélvica** – Durante a marcha, realizamos um movimento alternado de rotação para a direita e para esquerda de aproximadamente 4 graus. Para que seja possível dar um passo em frente, é necessário fletir e estender os quadris. Visto a pélvis ser uma estrutura rígida, a rotação pélvica é o movimento que permite a sua rotação sobre um eixo vertical por forma a avançar o quadril que entra em flexão e recuar o quadril que entra em extensão. Na figura 2.5 podemos observar a diferença entre a realização de um passo sem rotação pélvica e com rotação pélvica, a) e b) respetivamente.

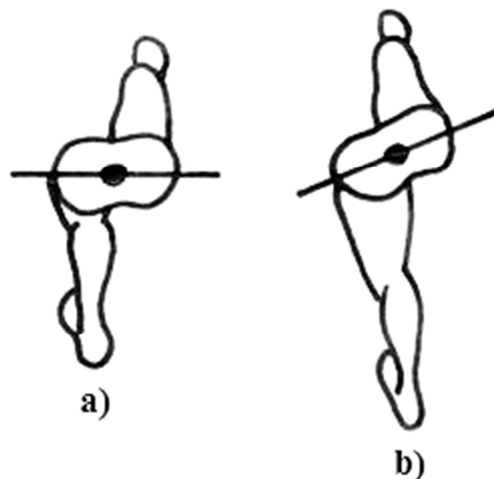


Figura 2.5 - Movimento de rotação pélvica (eixo vertical) [Os determinantes da marcha, 2010]

- **Inclinação pélvica** – Durante a marcha, a flexão e extensão dos quadris para além de provocar a rotação pélvica, como explicada anteriormente, provocam também a ascensão e descida do tronco. Por forma a corrigir este movimento de subida e descida, e aumentando também a eficiência energética da marcha, o corpo humano executa o movimento de inclinação pélvica. De acordo com a

figura 2.6 podemos verificar o ângulo de inclinação da pélvis no lado da perna em fase de balanço.

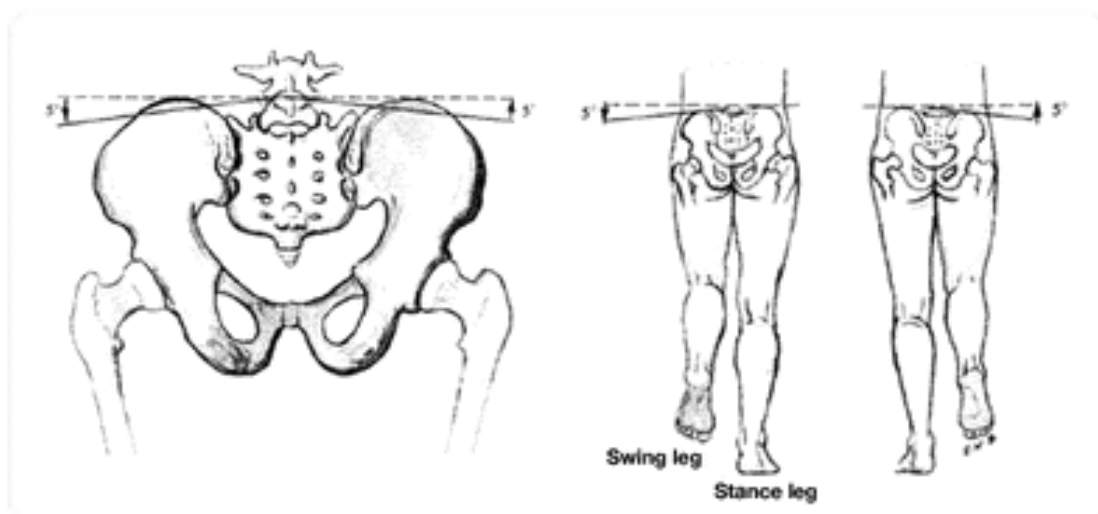


Figura 2.6 - Movimento de inclinação (eixo horizontal, plano transversal) pélvica [Os determinantes da marcha, 2010]

### 2.2.2 Movimentos do joelho

A articulação do joelho possui dois graus de liberdade, de flexão-extensão e de rotação axial num eixo vertical do plano sagital. O movimento de flexão e extensão é o movimento principal e o mais natural do joelho. No plano sagital este movimento tem uma amplitude de 0° a aproximadamente 120° (figura 2.7).

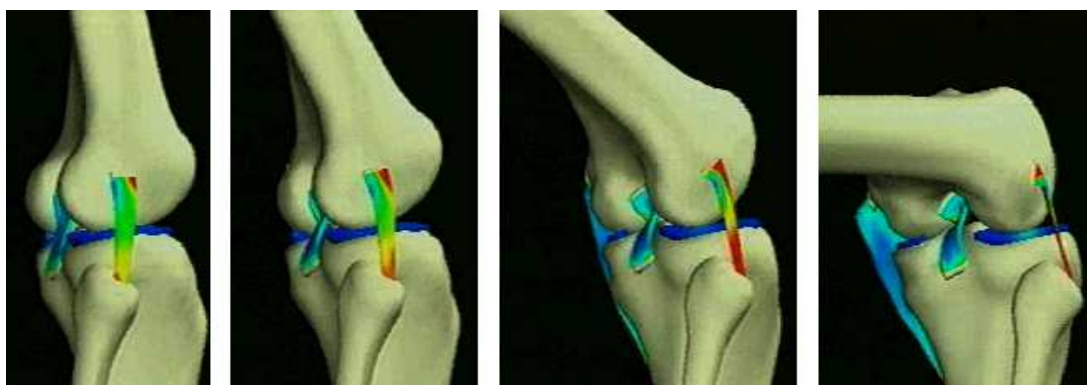


Figura 2.7 - Movimento de flexão do joelho (adaptado de [mistergivan, 2007])

O movimento de extensão é o movimento efetuado quando se dá um pontapé ou, por exemplo, quando na posição sentado numa cadeira para conseguir elevar os pés ao nível dos joelhos, é efetuado o movimento de extensão. Os principais músculos associados a este movimento são o quadríceps femoral (reto femoral, vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio) com o apoio da fáschia lata. A figura 2.1 ajuda a visualizar quais os músculos envolvidos.

Por flexão do joelho entende-se o movimento de dobrar a perna em relação a este mesmo, por exemplo, se uma pessoa estiver de pé ou deitada, e elevar os pés em direção aos glúteos está a efetuar o movimento de flexão.

Os músculos envolvidos aquando do movimento de flexão são o semimembranoso, semitendinoso, bíceps femoral, sóleo, sartório e gastrocnémios (consultar figura 2.3).

### 2.2.3 Movimentos do pé

Durante a marcha, o pé desempenha um papel importante para o seu sucesso, principalmente no que ao equilíbrio diz respeito. Quanto aos seus movimentos distinguem-se a flexão plantar, iniciando-se no toque do calcanhar no solo, até ao apoio médio e à dorsiflexão (figura 2.8). Após estar totalmente apoiado no solo, o pé encontra-se numa posição neutra. No fim da fase de apoio, quando o calcanhar começa a elevar-se do solo, o pé adota um movimento de plantiflexão (figura 2.8).



Figura 2.8 - Movimentos do pé (adaptado de [Hale & Huppín, 2005-2010])

## 2.3 Marcha

Apesar de a marcha ser um dos movimentos mais naturais e mais intuitivos que o ser humano executa, é bastante complexo e tem sido alvo de estudo, desde a antiguidade, de grandes mentes como Aristóteles, Da Vinci, Galileu e Borelli. Ao longo dos séculos foram surgindo novas descobertas relativas à marcha, no século XVII Galavani constatou que a contração muscular gerava corrente elétrica, no século XIX os irmãos Weber determinaram parâmetros cinemáticos da marcha. Estudos relativos à cinemática, dinâmica e eletromiografia da marcha foram mais tarde apresentados por Inman [Mafra, 201].

### 2.3.1 Apreciação e conceito da marcha

De uma forma simplificada, a marcha humana não é mais que a transferência de peso de um membro inferior para outro, conseguindo em simultâneo a estabilidade num ou nos dois apoios e mantendo o equilíbrio corporal. Por mais simples que possa parecer, o padrão de marcha varia de pessoa para pessoa. Apesar da variação de idade, peso, altura, sexo, anatomia, e várias outras alterações que se obtêm em diferentes indivíduos, existe um “padrão ideal” para a marcha. Devido a toda esta discrepância de variáveis torna-se difícil estudar a marcha humana.

### 2.3.2 Ciclo de marcha (sem patologias)

A base de avaliação da marcha é o ciclo de marcha, que corresponde ao intervalo de tempo entre a repetição de um determinado movimento. De uma forma generalista podemos dividir o ciclo de marcha em duas fases, fase de apoio e fase de balanço.

Um ciclo de marcha tem início, por exemplo, quando um pé entra em contato com o solo, através do calcanhar, e termina quando o mesmo pé volta a estabelecer contato com o solo.

De acordo com a figura 2.9 pode-se verificar que o ciclo se divide em duas fases, fase de apoio e fase de balanço, que por sua vez subdividem-se em diferentes etapas.

A fase de apoio é constituída pelas seguintes fases:

- **Contato inicial** – Primeira etapa do ciclo da marcha, é o momento em que o pé entra em contato com o solo, geralmente através de calcanhar.
- **Resposta à carga** – Nesta fase o pé já se encontra totalmente apoiado no solo, surgindo por breves momentos o apoio duplo pelos membros inferiores. Esta etapa termina quando o pé oposto se eleva, passando a carga total para um membro inferior.
- **Apoio médio** – Aqui inicia-se o suporte simples, tendo início com a elevação do pé anterior. Durante esta fase o membro inferior oposto encontra-se em balanço médio.
- **Apoio terminal** – O calcanhar do pé de apoio começa a elevar-se e o calcanhar do pé oposto inicia de novo o contato com o solo. Esta etapa termina com um apoio duplo.
- **Pré-balanço** – Começa com o contato inicial do pé oposto e termina quando o outro pé se eleva do solo. O final desta etapa dita o início da fase de balanço.

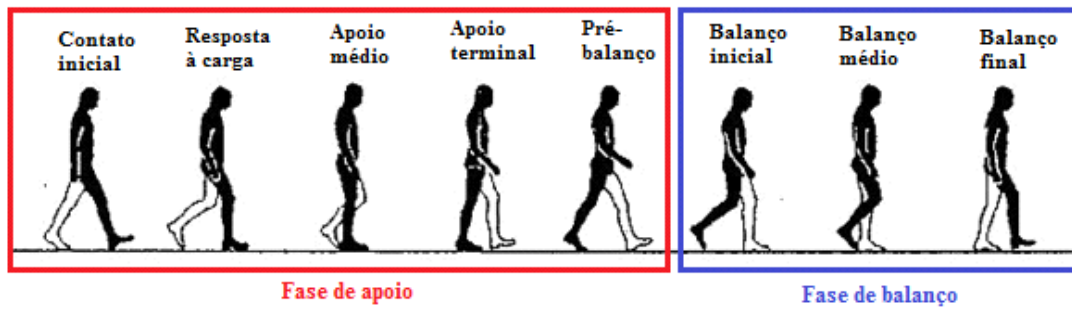


Figura 2.9 - Etapas do ciclo de marcha. (adaptado de [Gafaniz, Lopes, & Pires, 2007])

A fase de balanço é constituída pelas seguintes etapas:

- **Balanço inicial** – Nesta fase o pé sai do chão, iniciando a fase de balanço. Termina quando a parte anterior do pé está alinhada com o corpo.
- **Balanço médio** – Período em que o pé em balanço avança até a perna correspondente se encontrar anterior ao corpo.
- **Balanço terminal** – continuação do balanço do pé e perna correspondente, e termina na mesma posição do início do ciclo, quando o pé toca no chão. Após esta etapa começará um novo ciclo.

### **3. Soluções consideradas**

Este capítulo foi removido por questões de autenticidade.

## **4. Projeto e desenvolvimento de uma nova abordagem para ortóteses**

Este capítulo foi removido por questões de autenticidade.

## **5. Dimensionamento do mecanismo**

Este capítulo foi removido por questões de autenticidade.



## **6. Abordagem experimental**

Este capítulo foi removido por questões de autenticidade.

## 7. Conclusão

A realização deste trabalho teve como principal objetivo projetar e desenvolver um tipo de mecanismo universal para ortóteses para membros inferiores. Ao longo deste capítulo serão apresentadas as principais conclusões retiradas ao longo do trabalho.

No que diz respeito à elaboração da dissertação, todos os objetivos inicialmente propostos foram cumpridos, desde o estabelecimento da relação com o estado da arte e definição das especificações técnicas até à construção de um protótipo, passando pelo projeto e dimensionamento de todo o sistema mecânico.

Relativamente ao estado da arte pode-se concluir que atualmente já existem inúmeros tipos de ortóteses SCKAFO, variando a sua forma, materiais utilizados, mecanismos de encravamento, etc. Apesar da vasta gama existente no mercado, as suas limitações também são várias, desde o excesso de peso, preço e dimensões elevados, ineficiência no bloqueio do mecanismo, necessidade de transportar baterias no caso de utilizar atuadores elétricos, etc. Com algumas melhorias, o mecanismo projetado neste relatório visa a responder à maior parte das lacunas existentes no mercado.

No capítulo 3 foram apresentadas diversas soluções para o projeto inicialmente proposto, assim como todas as especificações técnicas a que estas deveriam responder. Foi inicialmente estipulado que o mecanismo de atuação seria hidráulico, pois de entre os vários sistemas de atuação possíveis era o que melhor respondia a duas das principais especificações técnicas colocadas, “Baixo custo” e “Fiabilidade”.

Quanto ao dimensionamento dos componentes, este tópico foi tratado como um dos mais importantes, por forma a garantir o correto funcionamento de todo o mecanismo. Tendo por base o estudo cinemático e dinâmico da marcha humana foi efetuado um dimensionamento aos principais componentes envolvidos, tanto no sistema de encravamento como no sistema de atuação. Após feito o dimensionamento dos componentes, foi apresentado a selecção dos materiais utilizados.

Na fase final do trabalho, após toda a formulação teórica concluída, surgiu a fase do método experimental. Neste capítulo abordaram-se temas como a construção do protótipo, a montagem e adaptação dos sistemas à ortótese, e por fim a realização dos testes experimentais.

Ao longo dos ensaios realizados surgiu a necessidade de realizar algumas modificações tanto à ortótese propriamente dita como aos sistemas de encravamento e de atuação. Numa primeira fase foi necessário trocar o o-ring utilizado pois este não

vedava o fluido e conseqüentemente alterou-se a mola de compressão, a profundidade do reservatório e o comprimento dos pinos. Numa segunda fase de ensaios, os sistemas de encravamento e atuação já funcionavam em sintonia, conseguindo-se uma ascensão do êmbolo assim que a bolsa era pressionada e o seu respetivo recuo assim que a bolsa deixava de ser pressionada. Apesar dos resultados obtidos, estes não eram satisfatórios pois a velocidade de deslocamento do êmbolo era extremamente baixa. Por forma a corrigir este problema foi removido a secção de tubo mais fina, conseguindo-se assim um caudal maior, e por conseguinte uma maior velocidade de deslocamento do êmbolo. Numa terceira e última fase de ensaios surgiu a oportunidade de testar os sistemas de encravamento e de atuação acoplados à ortótese. Rapidamente se veio a constatar a fraca qualidade da ortótese utilizada, que veio impossibilitar a realização dos testes, pois esta não aprisionava corretamente a perna do paciente.

A principal conclusão que se pode tirar é que todos os componentes e respetivos sistemas de funcionamento que o projeto englobou, funcionaram na perfeição e cumpriram todos os objetivos inicialmente propostos. Apesar deste sucesso, e devido à utilização de uma ortótese remota, não foi possível testar o mecanismo numa situação da vida real.

## **7.1 Trabalhos futuros**

Tal como foi referido na conclusão, os sistemas projetados ao longo deste trabalho cumpriram os objetivos inicialmente propostos, e o seu correto funcionamento foi comprovado experimentalmente. A base da impossibilidade de testar o mecanismo reside na ortótese utilizada. Posto isto, um dos principais aspetos de trabalho futuro será a utilização de um ortótese mais recente, que possibilite o correto aprisionamento da perna do paciente e que possua uma extensão até ao tornozelo, desta forma será mais fácil o alojamento da palmilha (sistema de atuação) tornando a sua utilização mais ergonómica, e por outro lado ajudará a suportar a carga do paciente durante a fase de apoio. Um exemplo da ortótese KAFO ideal encontra-se na figura 7.1.



**Figura 7.1 - Exemplo de ortótese KAFO que deveria ser utilizada[ (Loja mestre)]**

Relativamente aos componentes do protótipo construído existe um aspeto a melhorar: A bolsa hidráulica utilizada não correspondia ao dimensionamento previamente realizado, e isto deve-se ao fato de não ter surgido a possibilidade de criar uma bolsa de raiz, portanto foi necessário a aquisição de uma. Foi adquirida uma bolsa de borracha com formato esférico, e que devido ao seu excesso de altura tornava a utilização da palmilha pouco ergonómica. Assim sendo um dos aspetos a melhorar é definitivamente a obtenção de uma bolsa hidráulica com uma maior área de superfície e uma latura bastante inferior.

Os outros aspetos a melhorar no protótipo construído seriam sem dúvida na área da estética. Um dos principais componentes a melhorar seria o reservatório, pois este foi sobredimensionado para a utilização de uma determinada mola de compressão, ficando assim com um volume pouco estético. Assim sendo, poderia-se substituir a mola por outra de menor altura, mas com a mesma força de expansão, e, por conseguinte diminuir a profundidade do reservatório. Caso se pretenda tornar o sistema de encravamento mais reduzido e ergonómico para o paciente, existe essa possibilidade, pois os dimensionamentos efetuados neste trabalho utilizaram um coeficiente de segurança de 5. No entanto há que ter em atenção às forças e pressões envolvidas, para que se mantenha o correto funcionamento do sistema.

## 8. Referências

- Análise dos Movimentos do Joelho.* (s.d.). Obtido em Agosto de 2012, de Faça Fisioterapia: <http://ortopedia.facafisioterapia.net/2010/12/analise-dos-movimentos-do-joelho.html>
- Auras, A. (2009). *Cisalhamento.* Obtido em 21 de Março de 2012, de <http://www.norbertocefetsc.pro.br/elementosib.pdf>
- BACK, N., OGLIARI, A., DIAS, A., & SILVA, J. C. (2008). *Projeto Integrado de Produtos - Planejamento, Concepção e Modelagem.* Santa Catarina: Manole.
- Becker. (2009). *Model 1017 Automatic Angled Lever Lock Knee Joint.* Obtido em Janeiro de 2012, de <http://www.beckerortho.com/assets/pdf/Model1017.pdf>
- Becker, O. (s.d.). Becker online catalog. *Becker Oregon.* Troy, Michigan, Estados Unidos da América.
- Bedard, G. G. (s.d.). *Stance Control Overview Guide II.* Oregon - Estado Unidos da América: Becker.
- Bento, D. A., Moro, N., & Auras, A. P. (2007). *Elementos de Máquinas: Parte I - Resistência dos Materiais.* Florianópolis: Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina.
- Brandt, J. M. (Março de 2010). *To Lock or Unlock? That Is the Question.* Obtido em Setembro de 2012, de Rehab management: [http://www.rehabpub.com/issues/articles/2010-03\\_02.asp](http://www.rehabpub.com/issues/articles/2010-03_02.asp)
- Carbonero, F. C., Zago, G. M., & Campos, D. (Maio de 2011). Tecnologia Assistiva na Distrofia Muscular de Duchenne: Aplicabilidade e Benefícios. *Rev Neurocienc 2011; in press*, pp. 2-5.
- Centerflon. (s.d.). *Materiais.* Obtido em Dezembro de 2011, de <http://www.centerflon.com.br/materiais1.htm>
- CLIMEPSI. (2005). *Médicos de Portugal.* Obtido em Fevereiro de 2012, de <http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/glossario/ortotese>
- de Rezende, L. B. (2008). *Gestão de Desenvolvimento de Produtos.* Campo Grande: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul.
- Downes, J. (1 de Agosto de 2010). *DALE DRINNON: Land of the Giants.* Obtido em Setembro de 2012, de Still on the track: <http://forteanzoology.blogspot.pt/2010/08/dale-drinnon-land-of-giants.html>

- Dutra, K. (2011). *Resistência dos materiais*. Fortaleza - Brasil: Escola Técnica Aprenda Praticando.
- Estatística, I. N. (2001). *Censos 2001 - Análise de população com deficiência*. Lisboa: Destaque do INE.
- Gafaniz, A., Lopes, G., & Pires, P. (2007). *Análise cinemática da marcha*. Lisboa: Departamento de Engenharia Biomédica - Instituto Superior Técnico.
- García, Á. F. (2010). *Medida da constante elástica de uma mola*. Obtido em 20 de Agosto de 2012, de <http://www.fisica.ufs.br/egsantana/dinamica/trabajo/muelle/muelle.htm>
- Garcia, Á. F., & de Santana, E. G. (s.d.). *Medida do módulo de cisalhamento*. Obtido em 20 de Setembro de 2012, de [http://www.fisica.ufs.br/egsantana/solido/din\\_rotacion/torsion/torsion.htm](http://www.fisica.ufs.br/egsantana/solido/din_rotacion/torsion/torsion.htm)
- Hale, D., & Huppin, L. (2005-2010). *Treating Dropfoot with Ankle-Foot Orthoses*. Obtido em Maio de 2012, de Foot & ankle center of Washington: <http://www.footankle.com/drop-foot.htm>
- Hartmann, M., Kreuzpointner, F., Haefner, R., Michels, H., Schwirtz, A., & Haas, J. P. (2010). *Effects of Juvenile Idiopathic Arthritis on Kinematics and Kinetics of the Lower Extremities Call for Consequences in Physical Activities Recommendations*. Obtido em Junho de 2012, de Hindawi: <http://www.hindawi.com/journals/ijped/2010/835984/fig2/>
- INC, B. G. (2012). *Molas Cônicas*. Obtido em 21 de Junho de 2012, de Alchemy Internet: <http://www.asbg-spec.com.br/p/218/mol-as-conicas/>
- INCOMPLAST. (s.d.). *P T F E*. Obtido em Janeiro de 2012, de <http://incomplast.com.br/materiais/ptfe.htm>
- Kaufman, K. R., Irby, S. E., Mathewson, J. W., Wirta, R. W., & Sutherland, D. H. (1996). *Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis: A Case Study*. Obtido em Abril de 2012, de [http://www.oandp.org/jpo/library/1996\\_03\\_079.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/1996_03_079.asp)
- Labaki, J. (2009). *Notas de aula de Resistência dos Materiais II*. São Paulo - Brasil: UNICAMP - Faculdade de Engenharia Mecânica.
- Loja mestre. (s.d.). Obtido em Outubro de 2012, de Ortoossintética - Tecnologia assistiva: [http://www.google.com/imgres?q=ortotese+kafo&um=1&hl=pt-PT&sa=N&rlz=1C1TEUA\\_enCH507CH507&biw=1366&bih=643&tbnid=8dl7kEC4FHbfhM:&imgrefurl=http://www.lojamestre.com.br/lojas/ortoss](http://www.google.com/imgres?q=ortotese+kafo&um=1&hl=pt-PT&sa=N&rlz=1C1TEUA_enCH507CH507&biw=1366&bih=643&tbnid=8dl7kEC4FHbfhM:&imgrefurl=http://www.lojamestre.com.br/lojas/ortoss)

- intetica/produtos.asp%3Fproduto%3D120%26categoria%3D10%26inf%3D%26  
a
- Lopes, A., Delman, C., Wallace, G., Natielle, L., Henrique, P., & Oliveira, R. (Setembro de 2010). *Análise da flexão de joelho*. Obtido em Agosto de 2012, de ebah: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABQ9MAE/analise-flexao-joelho>
- Mafra, N. R. (2012). *Análise de Imagem na Avaliação Clínica da Marcha Humana*. Porto: Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Mary L. Jerrell, E. (1 de Outubro de 2003). *Stance Control Orthoses: Revolutionizing Patient Care*. Obtido em Novembro de 2011, de <http://www.healio.com/orthotics-prosthetics/orthotics/news/online/%7BC77B0F4F-FEF2-4AA0-BAF5-0D1BEB654BB3%7D/Stance-Control-Orthoses-Revolutionizing-Patient-Care>
- Material Property Data*. (1996). Obtido em Dezembro de 2011, de MatWeb: <http://www.matweb.com/>
- Medicine, U. o.-A. (2004). *Anatomia do Joelho*. Obtido em 13 de Agosto de 2012, de Biomecânica online: <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/joelho.php#anatomia>
- Michael, J. W. (2006). *KAFOs for Ambulation: An Orthotist's Perspective*. Obtido em Agosto de 2012, de The American Academy of Orthotists & Prosthetists: [http://www.oandp.org/jpo/library/2006\\_03S\\_187.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2006_03S_187.asp)
- mistergivan. (9 de Agosto de 2007). *Movimento do Joelho*. Obtido em Julho de 2012, de Youtube: <http://www.youtube.com/watch?v=w8i78aU3Xs0>
- Moraes, J. C., & Bassedone, D. d. (Agosto de 2007). *Estudo das lesões em atletas de voleibol participantes da Superliga Nacional*. Obtido em Janeiro de 2012, de efdeportes: <http://www.efdeportes.com/efd111/estudo-das-lesoes-em-atletas-de-voleibol.htm>
- Moreira, N. M. (2007). *Projeto e Desenvolvimento de uma Ortótese para Membros Inferiores*. Guimarães: Universidade do Minho.
- Moreira, N., Seabra, E., & Flores, P. (2007). *PROJECTO E DESENVOLVIMENTO DE UMA ORTÓTESE PARA OS MEMBROS*. Cusco - Peru: Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade do Minho.

- Nunes, M. J. (2004). *Metodologia e Desenvolvimento de Novos Produtos Empresariais*. Braga: Departamento de Produção e Sistemas - Universidade do Minho.
- Oil, P. S. (2010). *Petromin*. Obtido em Agosto de 2012, de [http://www.petrominoils.com/resources/catalogs/SEWING\\_MACHINE\\_OIL.pdf](http://www.petrominoils.com/resources/catalogs/SEWING_MACHINE_OIL.pdf)
- Oliveira, E. (3 de Dezembro de 2010). *Sistemas de avaliação da marcha humana*. Obtido em Fevereiro de 2012, de [http://www.gease.pro.br/artigo\\_visualizar.php?id=217](http://www.gease.pro.br/artigo_visualizar.php?id=217)
- Orthomedics. (s.d.). *KAFO - Knee Ankle Foot Orthosis*. Obtido em Novembro de 2011, de <http://www.orthomedics.us/Pages/kafo.aspx>
- Os determinantes da marcha*. (4 de Fevereiro de 2010). Obtido em 6 de Agosto de 2012, de O Guia do Fisioterapeuta: <http://fisioterapiahumberto.blogspot.pt/2010/02/os-determinantes-da-marcha.html>
- Ottobock. (2012). *E-MAG Active*. Obtido em Maio de 2012, de [http://www.ottobock.ca/cps/rde/xchg/ob\\_us\\_en/hs.xsl/20778.html](http://www.ottobock.ca/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/20778.html)
- Palugan, M. (s.d.). *Momento Terapia*. Obtido em 6 de Agosto de 2012, de marli - Terapias Alternativas, Ciclismo, Running: <http://marlipalugan.blogspot.pt/2011/03/momento-terapia.html>
- Pereira, E. R. (2012). *Prevalência de lesões em goleiros profissionais de futebol de campo*. Obtido em Janeiro de 2012, de efdeportes: <http://www.efdeportes.com/efd164/lesoes-em-goleiros-profissionais-de-futebol.htm>
- Pinto, S. (2007). *A marcha humana em análise*. Lisboa: Instituto de medicina molecular - Faculdade de Medicina - Universidade de Lisboa.
- Polifluor. (2008). *Propriedades e Características do TEFLON®*. Obtido em Janeiro de 2012, de <http://www.polifluor.com.br/teflon.html>
- Pribut, S. M. (13 de Maio de 2012). *Gait Biomechanics*. Obtido em Abril de 2012, de Dr. Stephen M. Pribut's Sport Pages: <http://www.drpribut.com/sports/spgait.html>
- Reynolds, R., Weber, R., Landsberger, S., & McNeal, D. (2005). *Orthotics – KAFO's Knee Stiffness and Knee Stability*. Obtido em Maio de 2012, de <http://www.oandp.org/publications/jop/2005/2005-31.asp>
- Rezende, L. B. (2008). *Gestão de Desenvolvimento de Produtos*. Campo Grande: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul.

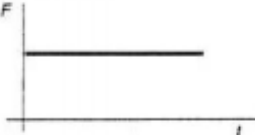
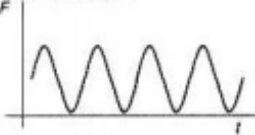
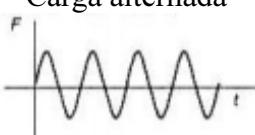


- Rose, G. d., Tadiello, F. F., & Jr, D. d. (Março de 2010). *Lesões esportivas: um estudo com atletas do basquetebol brasileiro*. Obtido em Janeiro de 2012, de efdeportes: <http://www.efdeportes.com/efd94/lesoes.htm>
- S.A., O.-P. (s.d.). *Gestão de Produção*. Obtido em Julho de 2012, de <http://www.only-path.pt/Produtos/Business%20Manager/Gest%C3%A3o%20de%20Produ%C3%A7%C3%A3o.aspx>
- Silva, F. S. (2009). *Genulândia*. Obtido em Abril de 2012, de [http://www.genulandia.com/DirEscrita/ANATOMIA\\_Avaliacao\\_do\\_joelho\\_no\\_atleta.pps](http://www.genulandia.com/DirEscrita/ANATOMIA_Avaliacao_do_joelho_no_atleta.pps)
- Waveform Data Analysis Techniques*. (s.d.). (Faculty of Engineering and Applied Science - Queens University) Obtido em Junho de 2012, de <http://me.queensu.ca/People/Deluzio/DataAnalysis.html>
- Wikipédia. (Junho de 2012). *Órtese*. Obtido em Julho de 2012, de Wikipédia, a enciclopédia livre: <http://pt.wikipedia.org/wiki/%C3%93rtese>
- Wikipédia, a. e. (24 de Setembro de 2012). *Metodologia de projeto*. Obtido em Julho de 2012, de Wikipédia: [http://pt.wikipedia.org/wiki/Metodologia\\_de\\_projeto](http://pt.wikipedia.org/wiki/Metodologia_de_projeto)
- Winter, D. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological - 2nd Edition*. Ontario - Canada: University of Waterloo Press.

# **ANEXO A – Desenhos Técnicos**

# **ANEXO B – Tabelas auxiliares ao dimensionamento**

**Tabela B.1 - Seleção do coeficiente de segurança (Sg)**

Fator	Caso	Valor
A	Peças forjadas; Temperadas a óleo; Aço níquel	1,2
	Peça ferro fundido, Aço carbono	2
B	Carga estática 	1
	Carga dinâmica 	2
	Carga alternada 	3
C	Carga constante	1
	Carga gradual	2
	Pouco impactado	2
	Alto impacto	4-5
D	Materiais dúcteis	1
	Materiais frágeis	1,5

**Tabela B.2 - Propriedades mecânicas - Aço-carbono**

<b>AÇO-CARBONO</b>				
ABNT	Processo	$\sigma_e$ [MPa]	$\sigma_r$ [MPa]	E [GPa]
1010	LQ	180	330	210
	TR	310	370	
1020	LQ	210	390	210
	TR	360	430	
1030	LQ	250	480	210
	TR	390	530	
1040	LQ	290	530	210
	TR	500	600	
1050	LQ	350	630	210
	TR	590	700	
1095	LQ	583	984	210
	RE	386	669	

Obs.: LQ - Laminado a Quente; TR - Trefilado; RE - Recozido.

Tabela B.3 - Propriedades mecânicas - Ferros fundidos

<b>FERRO FUNDIDO CINZENTO</b>			
ASTM	$\sigma$ [MPa] (Tração)	$\sigma$ [MPa] (Compressão)	E [GPa]
20	155	583	82
35	256	871	111
60	440	1314	153
<b>FERRO FUNDIDO MALEÁVEL</b>			
	$\sigma_e$ [MPa]	$\sigma$ [MPa]	E [GPa]
Ferrítico	190	300 350	-
Perlítico	260 500	450 700	-
<b>FERRO FUNDIDO NODULAR</b>			
	$\sigma_e$ [MPa]	$\sigma$ [MPa]	E [GPa]
	281 632	422 843	170
<b>FERRO FUNDIDO BRANCO</b>			
	$\sigma_e$ [MPa]	$\sigma$ [MPa]	E [GPa]
	-	351	147

Tabela B.4 - Propriedades mecânicas - Outros materiais

<b>OUTROS MATERIAIS</b>			
MATERIAL	$\sigma_e$ [MPa]	$\sigma$ [MPa]	E [GPa]
Liga de Alumínio (Extrudada)	246 309	267 422	70 74
Duralumínio	420	490	74,2
Liga de Magnésio	155	281	45,7
Cobre Fosforado	220	340	120
	280	500	
Latão (fio)	140	340	105
	410	470	
Latão (forjado)	220	400	98
	480	560	
Bronze (fosforoso)	140	340	-
	380	450	
Bronze SAE-65	210	210	105
		390	
Bronze Alumínio	200	480	-
	350	600	
Poliestireno	-	48 (tração) 90 (compressão)	3
Vidro plano	-	2-6 (tração) 60-120 (compr.)	-
Concreto	-	22 (tração)	25
		40 (compressão)	30



**ANEXO C - Tabelas de ângulos,  
forças e momentos durante o ciclo  
de marcha na articulação do  
joelho**

<b>Marcha (%)</b>	<b>Angulo de flexão do joelho (°)</b>	<b>Momento (N.m/Kg)</b>
0	4,0	-0,196
2	7,0	-0,281
4	10,5	-0,090
6	14,1	0,173
8	17,4	0,362
10	19,8	0,508
12	21,3	0,593
14	21,7	0,615
16	21,2	0,556
18	20,2	0,469
20	18,9	0,362
22	17,4	0,244
24	15,7	0,141
26	14,1	0,052
28	12,5	-0,019
30	11,1	-0,070
32	9,9	-0,114
34	9,0	-0,149
36	8,3	-0,181
38	7,9	-0,217
40	7,7	-0,247
42	7,9	-0,269
44	8,6	-0,270
46	9,8	-0,237
48	11,5	-0,171
50	13,9	-0,087
52	17,0	-0,004
54	21,0	0,054
56	26,0	0,116
58	32,0	0,157
60	38,7	0,156
62	45,6	0,114
64	52,1	0,080
66	57,5	0,066
68	61,7	0,064
70	64,1	0,053
72	64,9	0,037
74	64,0	0,020
76	61,6	0,004
78	58,0	-0,009
80	53,3	-0,023
82	47,6	-0,040
84	40,9	-0,059
86	33,5	-0,082
88	25,4	-0,114
90	17,3	-0,158
92	9,9	-0,211
94	4,3	-0,253
96	1,1	-0,263
98	0,5	-0,224
100	2,2	-0,147

**Tabela C.1 - Valores médios obtidos para o ângulo de flexão do joelho, momento no joelho e força de reação vertical do solo para várias percentagens da duração da marcha para indivíduos com marcha e ritmo normal [Winter, 1991]**



Marcha (%)	F(vertical) (N/Kg)	F(horizontal) (N/Kg)	F(reacção do solo) (N/Kg)
0	0,64	0,03	0,64
2	2,92	-0,16	2,92
4	5,35	-0,82	5,41
6	7,31	-1,42	7,45
8	8,69	-1,75	8,86
10	9,76	-1,92	9,95
12	10,52	-1,90	10,69
14	10,82	-1,76	10,96
16	10,57	-1,52	10,68
18	9,95	-1,28	10,03
20	9,14	-1,06	9,20
22	8,31	-0,86	8,35
24	7,70	-0,69	7,73
26	7,29	-0,55	7,31
28	7,10	-0,42	7,11
30	7,07	-0,31	7,08
32	7,19	-0,20	7,19
34	7,45	0,08	7,45
36	7,84	0,28	7,84
38	8,37	0,52	8,39
40	8,97	0,79	9,00
42	9,61	1,11	9,67
44	10,20	1,44	10,30
46	10,62	1,77	10,77
48	10,63	2,05	10,83
50	10,13	2,19	10,36
52	8,97	2,02	9,19
54	6,92	1,50	7,08
56	4,55	0,81	4,62
58	2,42	0,29	2,44
60	1,03	0,07	1,03
62	0,33	0,00	0,33
64	0,06	0,00	0,06
66	0,00	0,00	0,00
68	0,00	0,00	0,00
70	0,00	0,00	0,00
72	0,00	0,00	0,00
74	0,00	0,00	0,00
76	0,00	0,00	0,00
78	0,00	0,00	0,00
80	0,00	0,00	0,00
82	0,00	0,00	0,00
84	0,00	0,00	0,00
86	0,00	0,00	0,00
88	0,00	0,00	0,00
90	0,00	0,00	0,00
92	0,00	0,00	0,00
94	0,00	0,00	0,00
96	0,00	0,00	0,00
98	0,00	0,00	0,00
100	0,00	0,00	0,00

Tabela C.2 - Valores médios obtidos para a força de reação do solo para várias percentagens da duração marcha para indivíduos com marcha e ritmo normal [Winter, 1991]

Marcha (%)	t (s)	RX (N)	RY (N)	Rjoelho (N/Kg)
0	0,00	52,0	31,6	1,07
1	0,01	41,1	27,1	0,87
3	0,03	30,8	22,2	0,67
4	0,04	22,0	17,8	0,50
6	0,06	15,1	14,6	0,37
7	0,07	10,1	12,7	0,29
9	0,09	6,5	12,2	0,24
10	0,10	4,1	13,4	0,25
12	0,11	2,5	15,9	0,28
13	0,13	1,4	19,1	0,34
15	0,14	0,4	22,8	0,40
16	0,16	-0,9	27,1	0,48
18	0,17	-2,8	31,8	0,56
19	0,19	-5,7	36,2	0,65
21	0,20	-9,5	39,6	0,72
22	0,22	-14,2	42,0	0,78
24	0,23	-19,7	43,4	0,84
25	0,24	-25,5	43,7	0,89
26	0,26	-30,7	42,7	0,93
28	0,27	-35,5	40,7	0,95
29	0,29	-39,9	38,2	0,97
31	0,30	-43,9	34,9	0,99
32	0,32	-46,6	30,6	0,98
34	0,33	-47,3	26,1	0,95
35	0,34	-45,3	23,3	0,90
37	0,36	-40,6	24,1	0,83
38	0,37	-34,1	29,1	0,79
40	0,39	-64,3	-50,2	1,44
41	0,40	-16,8	-148,2	2,63
43	0,42	27,2	-255,2	4,53
44	0,43	59,9	-354,6	6,34
46	0,44	77,7	429,9	7,70
47	0,46	86,3	-480,2	8,60
49	0,47	91,5	-516,7	9,25
50	0,49	94,3	-547,2	9,79
52	0,50	91,7	-568,4	10,15
53	0,52	80,9	-573,4	10,21
55	0,53	63,7	-558,2	9,91
56	0,54	47,2	-525,1	9,30
58	0,56	36,8	-481,5	8,52
59	0,57	32,2	-436,1	7,71
60	0,59	29,8	-395,6	7,00
62	0,60	27,4	-364,4	6,44
63	0,62	24,6	-344,7	6,09
65	0,63	22,3	-335,4	5,93
66	0,64	21,0	-333,8	5,90
68	0,66	21,0	-337,2	5,96
69	0,67	20,7	-343,7	6,07
71	0,69	18,3	-352,3	6,22
72	0,70	13,0	-364,3	6,43
74	0,72	6,0	-381,2	6,72
75	0,73	-0,9	-402,2	7,09
77	0,74	-6,8	-426,3	7,52
78	0,76	-12,3	-453,7	8,00
80	0,77	-19,7	-483,6	8,54
81	0,79	-30,9	-513,0	9,06
83	0,80	-43,5	-538,7	9,53
84	0,82	-53,3	-559,3	9,91
85	0,83	-59,1	-573,0	10,16
87	0,84	-63,1	-576,4	10,23
88	0,86	-66,5	-566,1	10,05
90	0,87	-68,9	-538,7	9,58
91	0,89	-69,7	-491,1	8,75
93	0,90	-67,5	-421,9	7,54
94	0,92	-60,1	-335,2	6,01
96	0,93	-46,1	-240,4	4,32
97	0,94	-26,4	-149,3	2,67
99	0,96	-4,1	-71,2	1,26
100	0,97	16,9	-6,8	0,32

**Tabela C. 3 - Valores médios obtidos para as forças que atuam no joelho ao longo da marcha para um indivíduo de 56,7 Kg com marcha e ritmo normal [Winter, 1991]**

## **ANEXO D – Seleção de ortótese**

## STANCE CONTROL ORTHOMETRY FORM

Today's Date: \_\_\_\_\_ Patient: \_\_\_\_\_  
 Facility: \_\_\_\_\_ Age: \_\_\_\_\_ Sex: \_\_\_\_\_ Ht: \_\_\_\_\_ Wt: \_\_\_\_\_  
 Street: \_\_\_\_\_ Diagnosis: \_\_\_\_\_  
 City: \_\_\_\_\_ State: \_\_\_\_\_ Zip: \_\_\_\_\_  
 Orthotist: \_\_\_\_\_ Delivery Date: \_\_\_\_\_  
 Phone Number: \_\_\_\_\_ PO Number: \_\_\_\_\_

MEASUREMENTS:  Inches  Centimeters

Ankle	Knee
<input type="checkbox"/> Varus	<input type="checkbox"/> Valgus
<input type="checkbox"/> Flexible	<input type="checkbox"/> Rigid
Degrees: _____	Degrees: _____
<input type="checkbox"/> Toe Out	<input type="checkbox"/> Toe In
<input type="checkbox"/> Medial Plane	<input type="checkbox"/> Hyperextended
<input type="checkbox"/> Lateral Plane	<input type="checkbox"/> Knee Flexion Contracture
Degrees: _____	Degrees: _____
Heel Height: _____	

Please fill in the chart below if you want the orthosis to have external rotation of the ankle joint axis.

Figura D.1 - Formulário de preenchimento para seleção de órtese [Bedard]