

UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Faculdade de Engenharia
Departamento de Engenharia Electromecânica



Projecto e desenvolvimento de uma ajuda
técnica numa perspectiva de Design inclusivo

Vanessa Carla Duarte Santos Cruz

Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em
Design Industrial Tecnológico

Covilhã, 2010

UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

Faculdade de Engenharia

Departamento de Engenharia Electromecânica



Projecto e desenvolvimento de uma ajuda técnica numa perspectiva de Design Inclusivo

Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em
Design Industrial Tecnológico

Vanessa Carla Duarte Santos Cruz

Covilhã, 2010

Agradecimentos

Em forma de agradecimento dedico esta dissertação aos meus pais e ao meu namorado Vasco Nicolau por todo o apoio, ajuda e dedicação demonstradas.

Agradeço ao meu orientador Professor João Monteiro por toda a disponibilidade, compreensão, pela partilha de conhecimento e sobretudo pela motivação que sempre me transmitiu.

Obrigado a toda a equipa da unidade de Reabilitação Física do Centro Hospitalar Cova da Beira, em especial à terapeuta Rosário Saraiva, por toda a partilha de conhecimento e disponibilidade desde o início, à Terapeuta Sara, Terapeuta Isabel Silva, Doutor João Fortes, à Dona Ana e ao Sr. Joaquim Pelicano, por toda a confiança e ajuda.

Agradeço aos amigos em geral, em especial à Ana Afonso e Carlos Versos, pela motivação e apoio prestado.

Obrigado a todos

Resumo

A aliança entre o design industrial e a área médica pode relevar-se um passo importante na obtenção de produtos direccionados para as necessidades reais de pessoas com condições físicas e psíquicas particulares, melhorando o seu bem-estar e capacidade de funcionamento no dia-a-dia. Desta forma, a presente dissertação centra-se nos fundamentos do design inclusivo para o desenvolvimento de uma ajuda técnica para pessoas com Hemiparésia¹ que afecta o membro inferior, patologia vulgarmente designada por pé pendente.

Com o intuito de aplicar os contributos do design industrial no desenvolvimento de ajudas técnicas num contexto real, foi estabelecida uma colaboração com o Centro Hospitalar Cova da Beira tendo sido projectada e testada uma ortótese de carácter inovador num paciente em reabilitação nesta instituição.

No capítulo 1 da presente dissertação é feita a exposição dos conceitos de design universal e design inclusivo, os seus benefícios, a sua história, e a apresentação de casos de excelência nesta área. Apresentam-se ainda reflexões gerais sobre o design de ajudas técnicas, nomeadamente os seus benefícios e necessidades do mercado.

No capítulo 2 apresenta-se a patologia em questão e uma revisão dos vários tipos de ortóteses a ela associadas.

¹ Monoparésia - Paralisia incompleta de nervo ou músculo de um só membro que não perdeu inteiramente a sensibilidade e o movimento

No capítulo 3, o método de trabalho e o processo de evolução do projecto desenvolvido são descritos pormenorizadamente, desde a etapa de geração de conceitos, até à fase de construção e experimentação da ajuda técnica.

Por fim, no capítulo 4, é apresentada a apreciação da experiência de utilização da ajuda técnica por parte do paciente durante um mês e feita uma reflexão sobre possíveis melhorias na mesma a desenvolver em trabalhos futuros.

Palavras-chave: Design Inclusivo, Ajuda técnica, Ortótese dinâmica, Termoplásticos, Hemiplégia.

Abstract

A collaborative effort between specialists in the Industrial Design and Medical fields can be an important step towards the production of innovative artifacts for helping people with special needs perform their daily activities. The present work is centered in the use of principles of Inclusive Design in the design of a technical aid for people with Monoparesis², commonly known as drop foot.

In order to apply the contributions of Industrial Design in a real world context, collaboration was established with the Centro Hospitalar Cova da Beira, so that the designed technical aid was effectively tested in a patient undergoing physical therapy in that institution.

In chapter 1 the concepts of Universal Design and Inclusive Design are presented, as well as their benefits, history and some exemplary real world cases of their implementation. General considerations on the design of technical aids and market needs in the field are also presented.

In chapter 2, the physical condition associated with the designed technical aid is explained in detail. A review of different designs of technical aids for the specific physical condition is also presented.

² Incomplete paralysis of nerve or muscle of a single member who has not lost all sensitivity and movement

In chapter 3, the working methodology and the evolution of the design process are presented in detail, from the concept generation phase up to the construction and testing of the technical aid. Finally, in chapter 4, a real world evaluation on the use of the new technical aid by the patient, performed during one month, is presented. A reflection concerning possible improvements on the designed technical aid is also discussed.

Keywords: Inclusive Design, Technical Aid, Dynamic Orthosis, Thermoplastics, Monoparesis

Índice Geral

Agradecimentos	i
Resumo.....	ii
Abstract	iv
Índice Geral	vi
Índice de Imagens.....	viii
Índice de Tabelas	xiv
Índice de Gráficos.....	xvi
Objectivos	xvii
Perguntas de Investigação.....	xviii
Nota ao leitor	xx
Introdução.....	1
Capítulo 1 Design Inclusivo	3
1.1 Nota Introdutória	3
1.2 O Conceito de design inclusivo e design universal.....	4
1.3 Estatísticas	7
1.4 História do design universal.....	10
1.5 7 Princípios do Design universal.....	12
1.6 Casos de excelência no Design universal.....	17
1.7 Inclusividade em Portugal.....	18
1.8 Ajudas técnicas - Conceitos e Evolução.....	20
1.9 Projecto de Design na área médica	22
1.10 Técnicas de simulação de incapacidades	24
1.11 Nota conclusiva	26
Capítulo 2 Problema em estudo.....	28
2.1 Nota Introdutória	28
2.2 Enquadramento na área médica	29
2.2.1 A marcha normal	29
2.2.2 Marcha com pé pendente.....	37
2.3 Ortóteses para o pé: estado da arte	41
2.4 Nota conclusiva	47

Capítulo 3 Projecto de uma ortótese dinâmica	48
3.1 Nota introdutória	48
3.2 Design de um novo tipo de ortótese.....	49
3.2.1 Método de trabalho	51
3.3 Idealização do princípio de solução.....	54
3.4 Geração de conceitos	58
3.5 Desenvolvimento do conceito	71
3.5.1 Elementos em contacto com o corpo	75
3.5.2 Elementos do mecanismo - Princípio de funcionamento	77
3.5.3 Estudo da mola.....	84
3.6 Nota conclusiva.....	87
Capítulo 4 Prototipagem e fase experimental.....	88
4.1 Nota introdutória.....	88
4.2 Preparação para a construção	89
4.3 Construção	90
4.4 Fase experimental.....	97
4.4.3 Estudo real da mola empregue na ortótese.....	98
4.5 Resultados.....	100
4.6 Nota conclusiva.....	109
Conclusão.....	110
Trabalhos futuros.....	112
Referências bibliográficas.....	113
Webgrafia	116
Anexos	118

Índice de Imagens

Figura 1	Conjunto de fotografias que representam as diferenças humanas a nível cultural, de género, idade, estados físicos e psíquicos.	7
Figura 2	SimpliciTEA; Bule cerâmico criado por Lotte Alpert;	13
Figura 3	Freestyle – Tesoura que permite utilização ambidestra; criado por Cacau Design Industrial para Mundial SA. 2008;	13
Figura 4	Ficha eléctrica Ring Plug; criado por Manabu Nishikawa;	15
Figura 5	Lavatório Abisko Washbasin; Criado por Washbasinfactory;	16
Figura 6	Utensílios de cozinha Good Grips, da Oxo International;	17
Figura 7	Pontos de apoio do pé no solo e respectivos arcos plantares: (A) Cabeça do primeiro metatarso; (B) Cabeça do quinto metatarso; (C) Extremidade posterior do calcâneo	30
Figura 8	Representação da marcha.	30
Figura 9	Representação das fases de apoio da marcha.	31
Figura 10	Representação das fases de oscilação da marcha.	31
Figura 11	Percentagem das diferentes fases da marcha.	31
Figura 12	Fases de duplo apoio da marcha.	32
Figura 13	Movimentos articulares. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: eversão, inversão, flexão dorsal ou dorsiflexão, flexão plantar ou plantiflexão, flexão e extensão.	33
Figura 14	À esquerda comprimento do passo. À direita comprimento da passada	36
Figura 15	Largura da base de sustentação, usando o ponto médio	36

	do calcanhar como referência	
Figura 16	À esquerda a vermelho o músculo tibial anterior, ao centro o extensor longo dos dedos e à direita o músculo Fíbular terceiro.	37
Figura 17	À esquerda representação de pessoa com pé direito pendente, assentando o pé com a ponta. À direita, o pé direito não apresenta patologia e assenta com o calcanhar	38
Figura 18	Esquematização dos fenómenos físicos envolvidos durante o apoio do pé no chão com o calcanhar. ©Vanessa Cruz	39
Figura 19	Linha de acção da força de reacção no solo	40
Figura 20	Diagrama que ilustra o método de trabalho seguido. ©Vanessa Cruz	51
Figura 21	Exemplo de imagens que ilustram a constituição interna do pé e da perna.	59
Figura 22	Esboços de diversas posições do pé humano. ©Vanessa Cruz	59
Figura 23	Esboços do conceito A da ortótese dinâmica. ©Vanessa Cruz	60
Figura 24	Esboços do conceito B da ortótese dinâmica. ©Vanessa Cruz	61
Figura 25	Esboços do conceito C da ortótese dinâmica. ©Vanessa Cruz	62
Figura 26	Esboços do conceito D da ortótese dinâmica. ©Vanessa Cruz	63
Figura 27	Esboços do conceito adoptado para a ortótese dinâmica desenvolvida. ©Vanessa Cruz	67
Figura 28	Esboços do conceito novo conceito da ortótese dinâmica; Estruturação dos componentes produzíveis em termoplástico. ©Vanessa Cruz	68
Figura 29	Ilustração da marcha com o novo conceito da ortótese	68

	dinâmica; Legenda: a) mola comprimida; b) mola distendida permite simulação da flexão dorsal. ©Vanessa Cruz	
Figura 30	À esquerda o primeiro modelo experimental, ainda embrionário construído com materiais vulgares (molas, pau de vassoura, elástico e aço); Ao centro e à direita duas fotografias do segundo modelo experimental construído em diversos termoplásticos. ©Vanessa Cruz	70
Figura 31	Diagrama de todos os elementos que constituem a ortótese com respectiva legenda (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) ©Vanessa Cruz	73
Figura 32	À esquerda a ortótese num sapato de homem, ao centro a ortótese num sapato de mulher e à direita a ortótese num ténis (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D). ©Vanessa Cruz	74
Figura 33	À esquerda a utilização de ténis e calças que permitem ocultar a utilização da ortótese; À direita a transparência das calças permite visualizar o interior, sendo que não existe interferência da roupa com a ortótese, camuflando a utilização da mesma. ©Vanessa Cruz	75
Figura 34	Lado interior e exterior da palmilha. ©Vanessa Cruz	76
Figura 35	Palmilha de termoplástico. ©Vanessa Cruz	76
Figura 36	Duas vistas do suporte do gêmeo. À esquerda vista de trás e à direita vista de frente. ©Vanessa Cruz	77
Figura 37	Representação do pé em flexão dorsal, promovida pela força no elemento exterior da palmilha, resultando num momento e conseqüentemente na rotação do tornozelo. ©Vanessa Cruz	78
Figura 38	Representação mola distendida à esquerda, e em compressão à direita. ©Vanessa Cruz	79

Figura 39	Ilustração da marcha com a ortótese dinâmica (A, B, C e D). ©Vanessa Cruz	80
Figura 40	E - Ilustração da descompressão da mola; F - Ilustração da compressão da mola. ©Vanessa Cruz	80
Figura 41	À esquerda ilustração dos contra-tirantes. À direita método de fixação do nylon no suporte do gêmeo, passando por um ilhó. ©Vanessa Cruz	81
Figura 42	Ilustração do processo de colocação da ortótese (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) ©Vanessa Cruz	83
Figura 43	Imagem recolhida durante a análise do comportamento da mola no Cosmosworks. À direita é apresentada a escala do deslocamento em metros. Material: ABS; Força aplicada: 14.72N	85
Figura 44	Esboço com medições corporais do paciente de modo a facilitar a concepção dos moldes. ©Vanessa Cruz	89
Figura 45	Exemplos de moldes para palmilha e suporte do gêmeo. ©Vanessa Cruz	90
Figura 46	À esquerda o mecanismo completo. Na imagem central a solução de fixação superior (freio) e no canto inferior direito a solução de fixação inferior (parafuso e anilha). (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) ©Vanessa Cruz	92
Figura 47	Imagem que ilustra o design dos tirantes de modo a haver uma adaptação anatómica que permita o uso do calçado sem pontos de pressão. (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) ©Vanessa Cruz	93
Figura 48	À esquerda a alça de velcro a aderir no lado do velcro macho; À direita a alça de velcro a traçar na presilha. (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) ©Vanessa Cruz	94

Figura 49	Ilustração do afastamento entre o pé e a palmilha devido à força da mola sem contra-tirantes. ©Vanessa Cruz	95
Figura 50	Solução A para o afastamento entre a palmilha e o calcanhar; Fonte: ©Vanessa Cruz	95
Figura 51	Solução B para o afastamento entre o calcanhar e a palmilha; Fonte: ©Vanessa Cruz	96
Figura 52	Ilustração da posição de colocação dos contra-tirantes; Fonte: ©Vanessa Cruz	96
Figura 53	À esquerda uma fotografia da ortótese completa; À direita uma fotografia da zona inferior da palmilha e restante ortótese; Fonte: ©Vanessa Cruz	97
Figura 54	Em cima, três fotografias do pormenor do encaixe; Em baixo, duas fotografias que ilustram a fixação das alças de velcro; Fonte: ©Vanessa Cruz	98
Figura 55	Capturas do 1º vídeo: o pé direito do paciente sem ortótese apoia no solo com a ponta do pé (Imagem superior capturada aos 20 seg. e imagem inferior aos 24 seg.)	102
Figura 56	Capturas do 1º vídeo: o pé esquerdo do paciente encontra-se saudável e apoia no solo com o calcanhar (Imagem capturada aos 26 seg.)	102
Figura 57	Capturas do 1º vídeo: o pé direito do paciente com ortótese estática. À esquerda com flexão dorsal na fase inicial de apoio (Imagem capturada aos 48seg.); À direita a ponta do pé em contacto com o solo após viragem da direcção da marcha (Imagem capturada aos 56 seg.)	103

Figura 58	Capturas do 1º vídeo: pé direito do paciente com ortótese dinâmica. À esquerda na posição neutra na fase de oscilação (Imagem capturada aos 2:02min); À direita o pé inicia a fase de apoio com o calcanhar (Imagem capturada aos 2:04min)	104
Figura 59	Representação do rectângulo de termoplástico usado como travão para evitar a rotação da mola e consequentemente do suporte do gêmeo sobre a perna.	105
Figura 60	Representação do rectângulo de termoplástico usado como travão para evitar a rotação da mola e consequentemente do suporte do gêmeo sobre a perna.	106
Figura 61	Representação da mola dupla aplicada na ortótese dinâmica (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D) Fonte: ©Vanessa Cruz	107

Índice de Tabelas

Tabela 1	População com idade igual ou superior a 60 anos	8
Tabela 2	População residente com deficiência (N.º) - Decenal; INE, Recenseamento da População e Habitação	8
Tabela 3	Descrição percentual da marcha	34
Tabela 4	Movimentos normais nas diferentes subdivisões da fase de apoio no plano sagital	35
Tabela 5	Análise comparativa das fases de apoio e oscilante na marcha normal e na marcha com pé pendente; ©Vanessa Cruz	39
Tabela 6	Diversas ortóteses para correcção do pé e descrição correspondente; ©Vanessa Cruz	42- 43
Tabela 7	Tabela que reúne algumas ortóteses dinâmicas existentes no mercado; ©Vanessa Cruz	46- 47
Tabela 8	Tabela de requisitos obrigatórios (R.O.) e requisitos almeçados (R.A), estando estes últimos categorizados por prioridades (Alta, média e baixa)	56- 58
Tabela 9	Relação força/deslocamento da mola com diferentes materiais, nomeadamente ABS, POM. E = Módulo de elasticidade do material	65
Tabela 10	Relação força/deslocamento da mola com o polímero usado no protótipo.	69
Tabela 11	Resultados obtidos para a relação força [N] - deslocamento [m] resultantes do estudo virtual da mola para dois materiais: ABS, POM. E = Módulo de	85

elasticidade do material

Tabela 12	Relação força- deslocamento da mola com o polímero usado no protótipo.	99
------------------	--	----

Índice de Gráficos

Gráfico 1	Gráfico obtido com os resultados da tabela 9 que apresenta a relação força [N] - deslocamento [m]	86
Gráfico 2	Gráfico força-deslocamento da mola virtual (polímeros ABS, POM) e da mola real usada no protótipo.	100

Objectivos

Pretendeu-se com esta investigação realçar a importância da criação de uma ajuda técnica em contexto hospitalar assentando nos princípios do design inclusivo, considerando o design centrado no utilizador como método de tradução das necessidades reais em matéria projectual.

O objecto de estudo consistiu no desenvolvimento de uma ortótese dinâmica para pacientes com pé pendente tendo por base uma ortótese estática já em uso no Centro Hospitalar da Cova da Beira. A metodologia seguida teve como duplo objectivo melhorar a funcionalidade e o potencial terapêutico da ortótese, e garantir simultaneamente, a sua fácil exequibilidade de modo a poder ser construída com os recursos normalmente existentes em contexto hospitalar.

Por último, procurou-se validar os benefícios terapêuticos da ortótese desenvolvida, através da sua experimentação em ambiente hospitalar e a analisar os ganhos físicos e psicológicos da sua utilização quotidiana.

Perguntas de Investigação

No seguimento da estruturação dos objectivos foram criadas perguntas de investigação que servem como fio condutor da dissertação.

Os termos acessibilidade e inclusividade têm vindo a ser cada vez mais introduzidos na nossa sociedade e, estabelecendo um termo de comparação, o design universal e o design inclusivo têm vindo a ganhar relevância no design em geral.

A designação de design industrial pode sugerir alguma frieza e distância ao utilizador, remetendo apenas para a indústria, sendo que nesta os objectivos aparentam ser apenas racionais e lucrativos. No entanto, o design centrado no utilizador, tem como objectivo primordial compreender as suas reais necessidades, incluindo as necessidades emocionais. O design universal e o design inclusivo seguindo os princípios do design centrado no utilizador, são áreas do design importantes. Deste modo pretende saber-se:

- Que relevância possui o design universal e o design inclusivo na prática do design industrial?

Como aplicação das noções do design inclusivo, o trabalho realizado em contexto hospitalar revela-se fonte de informações reais, quer do ponto de vista dos profissionais de saúde, quer dos pacientes. Deste modo, tornou-se necessário perceber:

- Quais as necessidades sentidas pelos fisioterapeutas do Centro Hospitalar Cova da Beira?

- Quais as necessidades sentidas pelos pacientes com pé pendente?

- Que ajuda técnica seria susceptível de ser melhorada?

Como questão conclusiva, torna-se relevante compreender:

- Qual a contribuição do designer na construção de uma ajuda técnica hospitalar?

O conjunto de perguntas de investigação facilita o alcance dos objectivos, que serão descritos faseadamente a cada capítulo, nomeadamente na respectiva nota introdutória.

Nota ao leitor

Na presente dissertação foi introduzida informação médica da área de fisioterapia de modo a enquadrar o leitor no problema em estudo. Os termos médicos utilizados ao longo da dissertação foram explicados de modo elementar.

O método de referência utilizado foi o de Vancouver, sendo que foi utilizada referência alfabética para as referências bibliográficas (ex: [a]) e referência numérica para a webgrafia (ex: [1]).

Introdução

Na presente dissertação é feita uma abordagem teórica e prática à importância do design industrial na criação de ajudas técnicas construídas em contexto terapêutico.

A exposição das temáticas abordadas é feita numa sequência lógica de encadeamento de ideias, sendo que inicialmente é efectuada uma abordagem aos conceitos de design inclusivo e design universal de modo a compreender as suas potencialidades e aplicação ao projecto realizado.

É de referir a colaboração estabelecida com o Centro Hospitalar Cova da Beira (CHCB), a qual se revelou indispensável no projecto da ajuda técnica.

O contexto de experimentação real do protótipo de ortótese desenvolvido, contribuiu para tornar o projecto mais coerente e direccionado para as reais necessidades do utilizador.

Esta dissertação pretendeu não só criar uma ortótese dinâmica de fácil construção em contexto hospitalar, mas também valorizar o trabalho multidisciplinar na área do design industrial, reflectir sobre a importância do design inclusivo e incentivar a criação de projectos de design centrado no utilizador.

“There is design to make life possible, design to make life easier and design to make life better”[1]

Capítulo 1 | Design inclusivo

1.1 | Nota Introdutória

Inevitavelmente, todos nós já sentimos dificuldade em interagir com um produto ou espaço, como por exemplo ao não conseguir abrir um frasco de vidro, mesmo utilizando uma grande força para fazer girar a tampa, ou ao empurrar uma porta quando esta deveria ser puxada na nossa direcção. Estas situações resultam da inadequação das características destes produtos ou espaços às nossas capacidades e surgem quando esse produto ou espaço não é correctamente pensado para a situação real de aplicação no dia-a-dia e para o público que o vai utilizar.

A criação dos conceitos de design universal e design inclusivo viram ampliar as potencialidades dos produtos, de modo a que a sua utilização seja feita por pessoas com diversas características, de modo equitativo.

No primeiro capítulo da dissertação é feita uma análise a estudos estatísticos sobre envelhecimento e deficiências em Portugal e na Europa, alertando a importância do design inclusivo. Foi realizada uma abordagem aos conceitos de universalidade e inclusividade, tendo em conta a sua origem, aplicações, casos de excelência, e uma breve focagem da situação actual Portuguesa e perspectivas futuras. Foi também realizada uma análise comparativa entre a expressão “design universal” e “design inclusivo”, elucidando as suas diferenças em contexto projectual, e também as suas semelhanças.

1.2 | O Conceito de design inclusivo e design universal

Durante a nossa vida apresentamos diferentes características e aptidões cognitivas e físicas, o que sugere que os objectos sejam operáveis por pessoas com diversos níveis de capacidades físicas e mentais. Por exemplo, o crescimento físico do ser humano implica que a mão de uma criança difira da de um adulto não só em tamanho como também em destreza e força.

As aptidões adquiridas durante o desenvolvimento humano mantêm-se até à idade adulta sendo estas faculdades crescentes. A partir dos 50 anos existem três capacidades que se vão perdendo, nomeadamente a visual, a motora e a cognitiva. [2]

Esta diminuição natural e incontornável de aptidões, leva à dificuldade de utilização dos produtos, podendo esta pode ser minimizada com a utilização de produtos com um design adequado para o universo de pessoas que os utilizam.

O design de um produto deve, em muitas circunstâncias, ter em conta as mudanças físicas e cognitivas inevitáveis durante a nossa vida, permitindo o seu emprego pelo maior leque possível de pessoas.

Esta abordagem é habitualmente intitulada de design universal, e pode ser definida como o desenvolvimento de produtos e ambientes que permitam a sua utilização pelo maior número de pessoas possível, tendo elas diferentes capacidades, idades ou género.

Para além da natural e progressiva variabilidade de capacidades ao longo da vida de um ser humano, estas podem ser reduzidas drástica e abruptamente por circunstâncias como acidentes ou doenças, as quais infelizmente atingem uma parte muito significativa da população mundial.

Os conceitos de design inclusivo e design universal aparecem, na sua abordagem habitual, como um só, sendo eles equivalentes, dando origem à expressão “design inclusivo ou universal”. Na realidade ambos partilham de princípios semelhantes, uma vez que são “uma abordagem de projecto que visa

o desenvolvimento de soluções centradas na diversidade humana, procurando assim, contribuir para uma sociedade mais justa onde todas as pessoas têm direito a igualdade de oportunidades” [3]. Apesar do seu objectivo ser coincidente, isto é, evitar situações de inadequação que não permitem usufruir de uma cidadania activa, respeitando os direitos humanos e o direito da igualdade, os projectos que surgem de cada um dos conceitos e o modo como o objectivo do produto é atingido pelo seu público é distinto.

Incluir, do latim “Includere” significa, introduzir, envolver, abranger, compreender, conter, inserir num ou fazer parte de um grupo. Este último significado tem um grande papel na distinção dos termos “Inclusivo” e “universal”.

Universal significa geral, que abrange todos, que se aplica a tudo, que é o mesmo em todas as partes, que abrange todos os indivíduos de uma espécie ou género.

Perante os seus significados etimológicos, design universal e design inclusivo podem ser delineados como duas variantes diferentes, sendo o design universal responsável pela criação de produtos que possam ser utilizados, de modo equitativo, excluindo da sua utilização o menor número de pessoas possível, enquanto o design inclusivo passa pela criação de produtos para um público com características limitadoras, que necessita de equipamentos que atenuem limitações e permita maximizar a sua integração nas actividades diárias. Estes dois cenários implicam diferentes perspectivas sobre o processo de design uma vez que na primeira situação existe um projecto universal que pretende proporcionar uma utilização equitativa a uma diversidade humana, enquanto a segunda situação implica projectar para um determinado grupo de pessoas com requisitos específicos que devem ser atendidos para as suas limitações sejam atenuadas e possam ter um dia-a-dia normal, proporcionando a inclusão das mesmas.

A aplicação dos princípios do design universal num produto não fazem deste um projecto para pessoas com necessidades especiais, mas sim, potenciam a capacidade de utilização desse produto por um maior número de pessoas de diferentes capacidades físicas e intelectuais. Do ponto de vista do projecto universal, o objectivo não é apenas projectar para pessoas com limitações, mas sobretudo não as excluir da utilização de um produto ou ambiente, porque tornar a universalidade de utilização deve ser um desígnio espontâneo de quem projecta. Hoje em dia, tanto os designers, como arquitectos e outros projectistas devem valorizar a universalidade, e não vê-la como legislação em certos casos, mas sim como uma mais-valia para a qualidade do projecto.

Em projectos cujo público-alvo se afirma com características mais específicas, a aplicação do design inclusivo como sendo universal parece não fazer sentido. No entanto se tivermos em conta que o design inclusivo permite criar produtos apropriados a certos estados de saúde, como por exemplo uma situação de mobilidade diminuta temporária ou uma situação de mobilidade nula a longo prazo, ambas podem ser atenuadas com o mesmo equipamento de modo a proporcionar mobilidade, mesmo em situações clínicas distintas. Assim, os produtos inclusivos podem ter uma ampla aplicabilidade dentro de um conjunto de situações em que existem limitações físicas ou psicológicas. Tendo em conta que a fronteira entre o estado de saúde considerado normal e um problema de saúde, é frequentemente diminuto, o design inclusivo deve contribuir com equipamentos que ajudem a satisfazer necessidades mais específicas, que permitam a sua utilização durante as diferentes fases da nossa vida, em que possuímos diferentes capacidades físicas e psicológicas. Este é outro ponto em que o design inclusivo e o design universal se assemelham, uma vez que o design universal tende a encaminhar o projecto de equipamentos para o público em geral com diferentes características, e o design inclusivo proporcionar qualidade de vida a pessoas que necessitam de equipamentos que

potenciem as suas capacidades e consigam atingir os mesmos objectivos que uma pessoa com menos limitações.



Figura 1 | Conjunto de fotografias que representam as diferenças humanas a nível cultural, de género, idade, estados físicos e psíquicos. [a]

1.3 | Estatísticas

Segundo a previsão de 2006 do Departamento de Assuntos Económicos e Sociais das Nações Unidas, em 2050 ocorrerá um aumento de 13% da população com idade igual ou superior a 60 anos em Portugal e na Europa.

<i>Local</i>	<i>Ano</i>	<i>2006</i>	<i>2050</i>		
População mundial		687 923	11%	1 968 153	22%
Europa		151 841	21%*	225 373	34%*
Portugal		2 376	23%*	3 895	36%*

*Percentagem da população com mais de 60 anos em relação à população total

Tabela 1 | Previsão da evolução da população com idade igual ou superior a 60 anos [b]

Estes números mostram que se verificará um desajustamento entre as capacidades da população e os objectos produzidos, se estes não forem de encontro às suas necessidades/capacidades reais e se se mantiverem apenas adequados a pessoas saudáveis.

<i>Tipo de Deficiência</i>	<i>População Portuguesa residente com deficiência</i>
Auditiva	84 172
Visual	163 569
Motora	156 246
Mental	70 994
Paralisia cerebral	15 009
Outra deficiência	146 069
Total	636 059

Tabela 2 | População residente com deficiência (N.º) - Decenal; INE, Recenseamento da População e Habitação (2001) [3]

Relativamente à população com deficiência, na Europa existem cerca de 37 milhões de pessoas com deficiência.

Em Portugal, segundo o INE (Instituto Nacional de Estatística), em 2001 existiam 636 mil e 56 pessoas com deficiências, catalogadas em 5 tipos de deficiência, nomeadamente, auditiva, visual, motora, mental e paralisia cerebral.

Esta estatística revela que excluir 636 mil habitantes da utilização de espaços e produtos demonstra desrespeito social e incompetência para analisar necessidades e situações reais.

Quanto às pessoas com mobilidade condicionada, estando incluídos os idosos, deficientes, crianças, pais de crianças que os apoiam na mobilidade e pessoas doentes, representam 24.9% da população Europeia e 21.3% da população Portuguesa.

Estes números devem ser um incentivo à aplicação do design inclusivo e do design universal e um estímulo à criação de empresas da área em Portugal, tendo em vista a comercialização nacional e europeia. Com efeito, a existência de desadequações ergonómicas do padrão europeu em equipamentos terapêuticos e inclusivos, carecem de adequações dimensionais relativamente ao padrão português.

Verifica-se também a necessidade de diminuição dos custos de aquisição destes equipamentos devido à falta de recursos financeiros do consumidor na compra destes produtos com aplicações muito específicas.

1.4 | História do design universal

A origem do design inclusivo possui um aparecimento que nos remete para o início da existência humana. Pedacos de madeira deram origem a varas e cajados que auxiliavam a marcha e simultaneamente serviriam como arma de defesa. Esta supõe-se ser a origem das actuais ajudas técnicas, no entanto o seu percurso funcional tornou-se, no caso da bengala um objecto de moda nos séculos XVII e XVIII. [c]

Os primeiros passos do design universal surgem com o processo de produção em massa, implementado por Henry Ford no início do século XX, dando origem a produtos estética e ergonomicamente concebidos para o público em geral, por questões de redução de custos e optimização da produção.

No entanto, só no fim da década de 40, após a Segunda Guerra Mundial, se focou a atenção nas pessoas fisicamente lesadas devido aos ferimentos causados pelo conflito nas populações do Japão e dos Estados Unidos.

A evolução do design inclusivo tornou-se mais significativa a partir de 1950 com o movimento “Barreiras Livres” (Barrier Free Design) que pretendia minimizar barreiras físicas no meio envolvente, proporcionando oportunidades de educação e emprego para pessoas com limitações motoras. O Movimento dos Direitos Civis de 1960 inspirou a posterior Disability Rights Movement, que influenciou a legislação nas décadas de 1970, 1980 e 1990, cuja legislação proibia a discriminação a pessoas com deficiência, desde o acesso à educação, aos locais de acomodação pública, telecomunicações e transportes. [4]

Em 1961 nos EUA, a Administração de Veteranos de Guerra (Efforts of the Veterans Administration) aliada a outras organizações, entraram em acordo com a Associação de Padrões Americanos (American Standards Association) de forma a publicar normas de acessibilidade não obrigatórias mas que foram adoptadas por alguns estados e entidades locais. As normas foram intituladas

de “A 117.1 - Making Buildings Accessible to and Usable by the Physically Handicapped” (Tornar edifícios acessíveis e úteis para indivíduos fisicamente incapacitados). [d]

O conceito de “design acessível” (Accessible Design) foi introduzido pela primeira vez de modo oficial nos Estados Unidos pelo Decreto de Reabilitação de 1973, no qual as organizações que receberam financiamento federal foram alertadas em relação às suas responsabilidades nesse âmbito.

O arquitecto norte-americano Ronald Mace, em conjunto com outros arquitectos, designers e projectistas, definiram, nos anos 80, o conceito de design universal, como o “design de produtos e do meio edificado de modo a poderem ser usados por todos, o mais abrangentemente possível, sem necessidade de adaptações ou soluções especiais” e acrescentaram ainda que “visa abranger todas as pessoas, de todas as idades, estaturas e capacidades” [3].

Hoje em dia, o conceito de design universal corresponde à ideia inicialmente criada por Ronald Mace, no entanto com a consciência que a utilização de um produto por qualquer pessoa sem exclusão é inviável, e que o design deverá passar por obter soluções de projecto, as menos limitadoras possíveis.

Cada vez mais o termo acessibilidade está presente na arquitectura e no design, uma vez que se considera que “a existência de ambientes e produtos inclusivos é um direito humano fundamental, pois só assim se poderá garantir a universalidade do exercício de direitos como, por exemplo, o direito à educação, ao trabalho, à saúde, à habitação ou à mobilidade” [3].

1.5 | 7 Princípios do design universal

Um conjunto de conceitos e ideias fundamentais sobre design inclusivo foram criados por uma equipa do Centro para o design universal da Universidade Estadual da Carolina do Norte (EUA), durante o desenvolvimento do projecto “Studies to increase the Development of Universal Design” - Estudos para incrementar o Desenvolvimento do design universal, sete princípios do design inclusivo.

Os sete princípios do design inclusivo que constituem a base do seu conceito. Estes princípios aplicam-se às áreas de projecto em arquitectura, urbanismo e design, de modo a avaliar objectos ou ambientes acerca da facilidade/dificuldade de utilização dos mesmos. São eles: **[3]**

Uso Equitativo:

- n Utilização por pessoas com as mais diversas características físicas e psíquicas.
- n Proporciona a mesma forma de utilização a todos os utilizadores: idêntica sempre que possível; equivalente se necessário;
- n Evita segregar ou estigmatizar quaisquer utilizadores;
- n Coloca igualmente ao alcance de todos os utilizadores a privacidade, protecção e segurança;
- n Torna o produto apelativo a todos os utilizadores.



Figura 2| SimpliciTEA; Bule cerâmico criado por Lotte Ipert [1]

Flexibilidade no Uso:

- n Acomoda um vasto leque de preferências e capacidades individuais.
- n Permite escolher a forma de utilização;
- n Acomoda o acesso e o uso destro ou canhoto;
- n Facilita a exactidão e a precisão do utilizador;
- n Garante adaptabilidade ao ritmo do utilizador.



Figura 3|Freestyle – Tesoura que permite utilização ambidestra; criado por Cacau Design Industrial para Mundial SA. 2008 [e]

Uso Simples e Intuitivo:

- n O uso é de fácil compreensão, independentemente da experiência, do conhecimento, das capacidades linguísticas ou do actual nível de concentração do utilizador.
- n Elimina complexidade desnecessária;
- n É coerente com as expectativas e a intuição do utilizador;
- n Acomoda um amplo leque de capacidades linguísticas e níveis de instrução;
- n Organiza a informação de forma coerente com a sua importância;
- n Garante prontidão e resposta efectivas durante e após a execução de tarefas.

Informação Perceptível:

- n Comunica eficazmente, ao utilizador, a informação necessária, independentemente das suas capacidades sensoriais ou das condições ambientais.⁵ Usa diferentes modos (pictográfico, verbal, táctil) para apresentar de forma redundante informação essencial;
- n Maximiza a “legibilidade” de informação essencial;
- n Diferencia os elementos em formas que possam ser descritas (i.e., fazer com que seja fácil dar instruções ou orientações);
- n É compatível com a diversidade de técnicas ou equipamentos utilizados por pessoas com limitações sensoriais.

Tolerância ao Erro:

- n Minimiza riscos e consequências adversas de acções acidentais ou não intencionais.
- n Ordena os elementos de forma a minimizar riscos e erros: os elementos mais usados são mais acessíveis, e os elementos perigosos são eliminados, isolados ou protegidos;
- n Garante avisos de riscos e erros;
- n Proporciona características de falha segura;
- n Desencoraja a acção inconsciente em tarefas que requeiram vigilância.

Baixo Esforço Físico:

- n Pode ser usado de uma forma eficiente e confortável e com o mínimo de fadiga.
- n Permite ao utilizador manter uma posição neutral do corpo;
- n Usa forças razoáveis para operar;
- n Minimiza operações repetitivas;
- n Minimiza esforço físico continuado.



Figura 4 | Ficha eléctrica Ring Plug; criado por Manabu Nishikawa; 2004 [f]

Tamanho e Espaço para Aproximação e Uso - São providenciados tamanho e espaço apropriados para aproximação, alcance, manipulação e uso, independentemente do tamanho do corpo, postura ou mobilidade do utilizador.

Providencia um campo de visão desimpedido para elementos importantes para qualquer utilizador sentado ou de pé;

Torna o alcance a todos os componentes confortável para qualquer utilizador sentado ou de pé;

Acomoda variações no tamanho da mão ou da sua capacidade de agarrar.

Providencia espaço adequado para o uso de ajudas técnicas ou de assistência pessoal;



Figura 5| Lavatório Abisko Washbasin; Criado por Washbasinfactory [g]

Estes princípios devem ser tidos em conta em projectos de design sempre que possível, permitindo assim obter um produto de utilização universal, não esquecendo que os factores económicos podem também ser motivo de exclusão.

1.6| Casos de excelência no design universal

A empresa OXO internacional lançou-se no mercado em 1990 com um conjunto de utensílios de cozinha que, cujas características formais, nomeadamente cabos grossos e ergonómicos, facilitavam a sua utilização também por pessoas com artrite reumatóide. A empresa de Sam Farber, ocupa-se do design centrado no utilizador, e uma das razões da criação deste tipo de produtos foi motivada pela dificuldade de utilização de utensílios de cozinha vulgares pela sua mulher que sofria de artrite reumatóide. E tal como a sua esposa, mais 20 milhões de Americanos sofrem dessa patologia, o que significa que esta e outras dificuldades são transversais a todos.

A nível estético apresentam-se atraentes e não diferenciados relativamente a objectos tradicionais não projectados de modo universal. A cada ano a empresa lança cerca de 50 novos produtos que atenuam limitações de utilização dos mesmos, contribuindo para a inclusão de toda a população de modo saudável nas diferentes tarefas diárias. A OXO international, deve servir de exemplo a outras empresas de diferentes sectores no projecto de produtos de design centrado no utilizador, apelando ao uso intuitivo, equitativo, e não discriminatório. [6] [7]



Figura 6| Utensílios de cozinha Good Grips, da Oxo International [h]

1.7 | Inclusividade em Portugal

Se futuramente se conseguir implementar significativamente o design inclusivo em Portugal, poderão daí decorrer grandes ganhos a nível económico e social, uma vez que ao serem criadas boas condições de utilização de espaços, objectos e serviços, adaptados ou adaptáveis à natural ou forçada alteração das capacidades, tal significa um menor investimento em equipamentos específicos.

A nível laboral, ao serem criadas condições nas empresas para que estas recrutem população deficiente com capacidades para desenvolver e manter uma carreira profissional, tal irá contribuir para um “aumento da geração de riqueza e pagamento de impostos, consumo de bens e serviços, proporcionando um incremento da actividade económica em geral que se reflectirá no bem-estar de toda a população” [3].

A inadequação do uso de espaços urbanos, edifícios públicos e serviços são barreiras ao turismo no nosso país. O conceito de turismo inclusivo mostra-nos um conjunto de serviços e infra-estruturas capazes de permitir às pessoas com necessidades especiais apreciar as suas férias e tempos de lazer sem barreiras ou problemas particulares [5]. Mais uma vez se conclui que o design universal é uma mais-valia não só pela inclusão social, como contribui para a sustentabilidade económica do país.

Apresentam-se de seguida dois bons exemplos de Inclusividade em Portugal. O INR – Instituto Nacional para a Reabilitação dirige o Projecto “Praia Acessível/Praia para Todos”, que nasceu de uma iniciativa da Comissão Nacional de Coordenação para o Ano Europeu das Pessoas com Deficiência (CNCAEPD) e que tem como objectivo: [1]

Tornar acessíveis as praias portuguesas, marítimas e fluviais, às pessoas com mobilidade condicionada, incentivando a aplicação do Decreto-Lei nº163/06, de 8 de Agosto;

Sensibilizar todas as pessoas, em especial as que intervenham como agentes e as que são utentes das praias como veraneantes, para a problemática das pessoas com mobilidade condicionada;

Dar a conhecer às pessoas com deficiência e, de um modo geral, a todas as pessoas com mobilidade condicionada, com especial destaque para os idosos, as praias com acessibilidade e promovê-las, a nível nacional e internacional, como destino de férias;

Mobilizar, através das parcerias estabelecidas, as autarquias locais e os concessionários das praias para a necessidade de:

Promover a acessibilidade às praias criando ou melhorando rampas, estendendo passadeiras de acesso, instalando corrimãos, adaptando instalações sanitárias;

Disponibilizar cadeiras de rodas anfíbias (tiralós), canadianas anfíbias ou outros instrumentos auxiliares, tendo em vista a possibilidade das pessoas com mobilidade condicionada acederem à água e aí se banharem.

A empresa Accessible Portugal organiza rotas turísticas de modo a permitir que pessoas com as mais variadas características possam visitar várias localidades em Portugal e no estrangeiro, preocupando-se desde o transporte adaptado, passando pelo alojamento e acessibilidade a monumentos, até ao aluguer de ajudas técnicas (cadeiras de rodas, cadeira adaptativa para banheira, scooter eléctrica).

Como sugestão de implementação do design inclusivo em Portugal, os autores do livro editado pelo Centro Português de Design “Design inclusivo, Acessibilidade e Usabilidade em Produtos”[3], defendem a divulgação dos conceitos de acessibilidade e design inclusivo, investigação e a criação de instrumentos de acompanhamento e apreciação da evolução da acessibilidade nas cidades, e a sensibilização dos decisores políticos e elaboração de legislação eficaz.

1.8 Ajudas técnicas - Conceitos e Evolução

A evolução da medicina o que faz com que este careça do design industrial para dar forma aos novos produtos que constantemente são introduzidos no mercado, quer estes sejam utilizados por pacientes, quer pelos profissionais de saúde em diagnóstico ou tratamento. Com efeito, existem equipamentos médicos que possuem um aspecto obsoleto, que não acompanharam as necessidades emocionais, a evolução social e a investigação dos novos materiais. Esta situação é perceptível sobretudo em equipamentos de reabilitação e equipamentos ortopédicos de gamas mais acessíveis, como muletas ou cadeiras de rodas básicas.

O facto de existirem desadequações ergonómicas em produtos comercializados na Europa não adequados ao padrão dimensional europeu, sublinha a necessidade de projecto na área das ajudas técnicas.

Ajuda técnica é, tendo como base a classificação da Organização Internacional de Normalização (ISO) "qualquer produto, instrumento, equipamento ou sistema técnico usado por uma pessoa deficiente, especialmente produzida ou disponível, que previne, compensa, atenua ou neutraliza a incapacidade" [8].

Ajuda técnica é o material, equipamento ou sistema que tem a função de compensar ou atenuar uma limitação e impedir o agravamento da situação clínica, proporcionando o exercício de actividades da vida diária (AVD). Por actividades da vida diária entendem-se as tarefas ocupacionais que se realizam diariamente nomeadamente a alimentação, higiene, vestir e despir, a locomoção. A incapacidade de realização deste tipo de tarefas leva à diminuição de auto-estima, bem como a um estado de dependência de outrem. As ajudas técnicas são elementos essenciais para facilitar as tarefas básicas diárias de quem está temporariamente limitado ou a quem possui incapacidade a longo prazo. A recomendação de ajudas técnicas passa por uma avaliação da condição física,

psicológica e social da pessoa, mas também da família e comunidade envolvente de modo explicar e a incentivar o seu uso. [9]

Existe um grande número e diversidade de ajudas técnicas. Assim, a Organização Internacional de Normalização (ISO), classificou as ajudas técnicas da seguinte forma:

Auxiliares para Tratamento e Treino – ISO 03

Próteses e Ortóteses – ISO 06

Ajudas para a Mobilidade – ISO 12

Ajudas para Cuidados Domésticos – ISO 15

Ajudas para Manuseamento de Produtos e Mercadorias – ISO 24

Ajudas para Cuidados Pessoais e Higiene – ISO 09

Mobiliário e Adaptações para Habitação e outros Locais – ISO 18

Ajudas para Comunicação, Informação e Sinalização – ISO 21

Ajudas para Actividades Recreativas – ISO 30

Ajudas e Equipamentos para Melhorar o Ambiente, Ferramentas e Máquinas – ISO 27 [8]

O envolvimento da tecnologia no desenvolvimento destes produtos, nomeadamente da electrónica e informática, tem vindo continuamente a criar condições de acessibilidade e alternativas laborais impensáveis anteriormente. Os automatismos, o teletrabalho, a teleassistência, são um potencial de oportunidades para pessoas com limitações. A incorporação destes avanços tecnológicos nas ajudas técnicas implica geralmente um aumento do seu preço, facto que pode ser limitador da sua utilização.

1.9 Projecto de Design na área médica

As ajudas técnicas podem ser consideradas produtos de design inclusivo na medida em que permitem minimizar deficiências de vários tipos, proporcionando melhoramentos da situação clínica do paciente e/ou da sua autonomia funcional. Com efeito, as ajudas técnicas permitem frequentemente incluir pessoas em actividades que de outra forma seriam difíceis ou impossíveis de realizar, sendo que a falta de uma ajuda técnica pode inclusive ditar a dependência de outra pessoa.

O processo de design tem um papel fundamental no projecto de uma ajuda técnica pois existe um processo de análise da situação clínica, das necessidades físicas e emocionais do paciente, sendo o reflexo desses requisitos, aliado à facilidade de utilização, empregue no processo de criação.

O desenvolvimento dos dispositivos de ajuda técnica é realizado frequentemente pelos próprios profissionais de saúde, resultando frequentemente a não observação de requisitos estéticos e por vezes mesmo ergonómicos. O aspecto visual de um produto (por exemplo) do foro de uma ajuda ortopédica, é frequentemente descurado pelo profissional ou equipa da área médica que o desenvolveu e possui formação especializada sobre a situação clínica em causa. Em contrapartida se esse equipamento foi desenvolvido apenas por um designer possuirá, com grande probabilidade, lacunas do ponto de vista médico. Neste sentido, a multidisciplinaridade associada a um projecto de uma ajuda técnica é desejável para garantir a qualidade do mesmo em todos os aspectos. O design de ajudas técnicas implica um conhecimento especializado sobre a área médica envolvida, assim como o conhecimento das características individuais dos pacientes devido às dissemelhanças entre pessoas com a mesma patologia.

A interacção / interdisciplinaridade entre a área médica e o design industrial pode potencializar e completar o produto de modo a que com a sua utilização, seja minorada ou eliminada a identificação de uma deficiência física.

A relação do produto com o potencial utilizador é uma fonte de informação para o designer, permitindo-lhe apreender as necessidades não só físicas mas também emocionais do público-alvo.

Observar a interacção do utilizador com os produtos permite compreender como criar experiências significativas para os utilizadores através de modelos interactivos.

Segundo Donald Norman, esta informação possui uma relevância cada vez mais significativa no desenvolvimento de produtos, relativamente a técnicas mais pobres para obtenção de informações por parte do utilizador como o focus group, questionários e pesquisas, visto que estas procuram obter informação sobre padrões comportamentais e estão afastadas da utilização efectiva. Assim, o 'feedback' proveniente do utilizador real em contexto diário de utilização do produto facilitará a compreensão da interacção com o produto e possibilitará a identificação de possíveis melhorias. [18]

A psicologia cognitiva revela-se uma área importante para o design, contribuindo para um melhor entendimento das capacidades e limitações cognitivas dos potenciais utilizadores por parte do designer, e permite a este tirar o máximo partido das suas capacidades intelectuais. [19]

Donald Norman em *Emotional Design*, com base na Psicologia Cognitiva, define 3 aspectos do design emocional, nomeadamente visceral, comportamental e reflexivo [19]:

Visceral – está relacionado com o primeiro impacto do design, resultando em reacções imediatas de aceitação ou rejeição. Estas reacções dizem respeito às emoções primárias e preferências universais provenientes de programações

primitivas cerebrais. São reacções do subconsciente que despertam emoções no utilizador, apenas pela aparência do produto.

Comportamental – diz respeito ao aspecto funcional e à qualidade de utilização e como estes se relacionam com as expectativas criadas sobre a performance resultante da utilização, gerando um conjunto de emoções e sensações. Possui uma evolução mais lenta e racional.

Reflexivo – Relaciona o objecto e as suas características com a pessoa e a sua auto-imagem. Existe a reflexão dos valores do produto ou da marca, nomeadamente pela sua imagem, história, e significado que leva ao desejo de aquisição, mesmo que o objecto ainda não tenha sido visualizado.

Com efeito, o designer industrial com a sua visão de conjunto pode dar um contributo muito importante nas várias vertentes do design de uma ajuda técnica, nomeadamente a nível emocional e estético, visto que a utilização diária de certos equipamentos acaba por se associar à imagem pessoal do utilizador. Soluções inovadoras podem facilitar a utilização dos produtos e o seu transporte, o trabalho dos profissionais e também o dia-a-dia dos pacientes. A redução de custos de fabrico é também uma meta importante devido aos custos elevados de aquisição deste tipo de equipamentos.

1.10 Técnicas de simulação de incapacidades

Um produto de utilização global, que abranja variados públicos, implica maior dificuldade de simulação das características físicas e psicológicas que influenciam a utilização desse produto. No caso de produtos de design inclusivo, “a simulação da deficiência deve ser encarada, essencialmente, como

uma ferramenta de sensibilização ou de aproximação à problemática da acessibilidade, que não substitui a participação dos utentes, como a metodologia por excelência para a detecção das suas necessidades” [3].

Exercícios de sensibilização como a simulação de papéis (“role playing”), permitem ao designer compreender as dificuldades e necessidades que uma pessoa enfrenta num mundo que evidencia a sua incapacidade. O “role playing”, é um exercício feito num grupo de pessoas com diferentes idades e características tendo em conta o objectivo do exercício, e permite “aos participantes vivenciar diversos graus de capacidade, experimentando o impacto funcional e emocional da relação incapacitante com o ambiente” [3].

De acordo com várias metodologias de trabalho, o designer tem ao dispor ferramentas que lhe permitem simular a condição física do público-alvo de modo a adquirir vivências que permitam avaliar a interacção com certos produtos e converter essas informações em requisitos e necessidades atendidas durante concepção do projecto.

A vivência de situações reais, produzindo “feedback’ s’ reais revela-se ainda mais válida do que as técnicas de simulação, como o “role playing”. No entanto, em contexto empresarial, torna-se por vezes complexo aplicar métodos de investigação capazes de a apurar o ‘feedback’ do utilizador real produtos. No entanto, é comum aplicar-se em contexto empresarial, técnicas de pesquisa de informações sobre a utilização dos produtos, seja através de ‘focus group’ e questionários, ou, em certo tipo de produtos, como o caso de produtos desportivos, recrutar designers que pratiquem esse desporto de modo a contribuir com o seu próprio ‘feedback’ de utilização dos equipamentos.

1.11| Nota conclusiva

Todo o ser humano possui limitações. Limitações articulares, devido à constituição do nosso corpo, limitações de força, velocidade de movimentos, velocidade de raciocínio, e tantas outras que fazem com que exista um lado imaginário em que é reflectido o nosso desejo de superação das capacidades humanas normais. No entanto, comparativamente ao padrão normal humano, as pessoas com limitações físicas e psíquicas encaram um mundo limitador que muitas vezes as exclui de nele participar, com consequências negativas no seu bem-estar psíquico e físico. Esta situação pode ser contornada de duas formas do ponto de vista da interacção com produtos de design: a) através de projectos de design universal, em que um produto pode ser utilizado por um grande conjunto de pessoas de diferentes características com o objectivo de excluir o mínimo de pessoas possível da sua utilização; b) recorrendo os projectos de design inclusivo concebidos para uma limitação específica, como por exemplo a falta de mobilidade dos membros inferiores, em que é necessário a criação de um equipamento que supere essa limitação e potencie o seu público a mover-se de modo alternativo. Os produtos de um design inclusivo são direccionados para um público que apresenta uma limitação específica, podendo no entanto muitas vezes ser utilizados por qualquer pessoa sem essa limitação.

A necessidade de evitar que certos produtos sejam limitadores de tarefas torna-se cada vez mais evidente, o que facilitou a difusão e aplicação dos conceitos de design universal e Inclusivo nos últimos anos. Assim, o design universal e o design inclusivo são abordagens projectuais que têm como objectivo o desenvolvimento de soluções centradas na diversidade humana, de modo a contribuir para a utilização simplificada de espaços, produtos e serviços, tendo em vista a igualdade de oportunidades.

A multidisciplinaridade em projectos, aliando o design a outras áreas, é um factor potenciador da sua qualidade quando direccionado para as necessidades reais do público-alvo.

Actualmente estão disponíveis recursos e pessoal especializado da área médica e da área do design, que conjuntamente podem contribuir com investigação da qual poderão resultar produtos mais baratos, actuais e adequados às reais necessidades das pessoas.

Capítulo 2 | Problema em estudo

2.1 Nota Introdutória

De acordo com o tema da investigação e a necessidade de envolvimento do design na área da saúde, foi estabelecida uma colaboração com a unidade de Reabilitação Física do Centro Hospitalar da Cova da Beira (CHCB), de modo a realizar um projecto multidisciplinar que satisfizesse uma necessidade específica dos profissionais e dos pacientes, nomeadamente o desenvolvimento de uma ortótese dinâmica para pessoas com Monoparésia do membro inferior que afecta a dorsiflexão do pé. Duas características a observar neste projecto foram; a) que a ortótese fosse passível de ser construída com os materiais disponíveis no Hospital; b) que utilizasse os métodos construtivos habitualmente empregues nas ortóteses tradicionais.

Neste capítulo serão respondidas as seguintes perguntas de investigação:

- Quais as necessidades sentidas pelos fisioterapeutas do Centro Hospitalar Cova da Beira?
- Que ajuda técnica seria susceptível de ser melhorada?
- Quais as necessidades sentidas pelos pacientes com a patologia do pé pendente?

O processo de design foi esquematizado de acordo com a colaboração estabelecida com a equipa de Fisioterapia e Terapia Ocupacional nas diferentes fases de investigação. A fase inicial da investigação revelou-se extremamente importante para a definição do problema em estudo de acordo com as necessidades sentidas, quer pelos profissionais de saúde envolvidos, quer pelos pacientes. Foi essencial a partilha de informação técnica, quer da área médica por parte das Terapeutas Ocupacionais (T.O.) e Fisioterapeutas, quer da área do

design. Foram realizados relatos das visitas ao Centro Hospitalar Cova da Beira durante 9 meses, estando os mesmos em anexo da página 118 à 121.

Neste capítulo é feita uma abordagem básica de conceitos médicos, nomeadamente anatómicos, enquadramento patológico, análise biomecânica elementar e análise do estado da arte em ortóteses para pacientes com a patologia de pé pendente.

2.2| Enquadramento na área médica

Para melhor enquadramento da patologia na qual o problema se centra, serão feitos nos subcapítulos seguintes enquadramentos especializados da área médica de modo a facilitar a compreensão da patologia e dos requisitos essenciais ao desenvolvimento do projecto.

2.2.1 A marcha normal

O pé, através do seu apoio no solo, tem um papel crucial no suporte e dissipação das forças e na movimentação do corpo durante a marcha. O apoio da planta do pé no solo não é total, sendo realizado em três pontos: atrás, pela extremidade posterior do calcâneo; e à frente nas cabeças do primeiro e quinto metatarso. Estes três pontos formam um triângulo, cujos lados delineiam os três arcos plantares: o arco plantar anterior, arco plantar externo, e arco plantar interno [10].

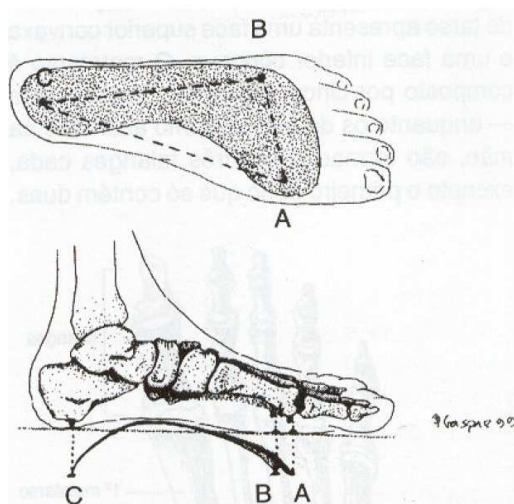


Figura 7 | Pontos de apoio do pé no solo e respectivos arcos plantares: (A) Cabeça do primeiro metatarso; (B) Cabeça do quinto metatarso; (C) Extremidade posterior do calcâneo [10].

Para a realização de uma marcha eficaz é necessária a existência de flexibilidade e ritmo nos movimentos dos membros inferiores juntamente com o tronco e os membros superiores, os quais ao se movimentarem ajudam ao equilíbrio da marcha.

A marcha possui várias fases que a seguir se descrevem. O ciclo da marcha inicia-se com a fase de apoio, que constitui 60% da marcha, quando o calcanhar do membro inferior faz contacto com o solo e continua apenas durante o período em que o pé está em contacto com o solo [11].

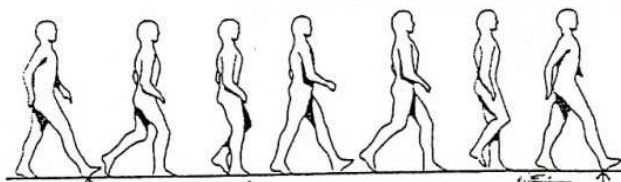


Figura 8 | Representação das fases da marcha [11]

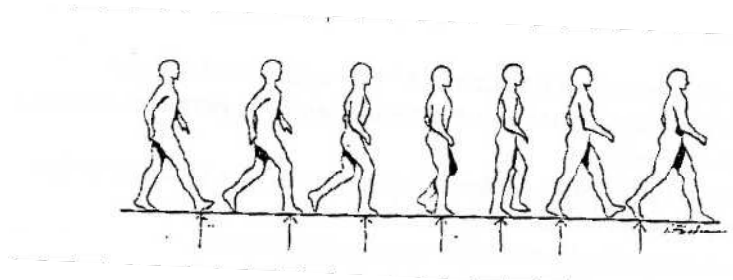


Figura 9 | Representação das fases de apoio da marcha [11]

A fase oscilante, constitui 40% do ciclo da marcha e inicia-se com a subida do pé e termina quando o calcanhar quase toca a superfície do solo. Esta fase caracteriza-se pelos momentos em que o pé não está em contacto com o solo.

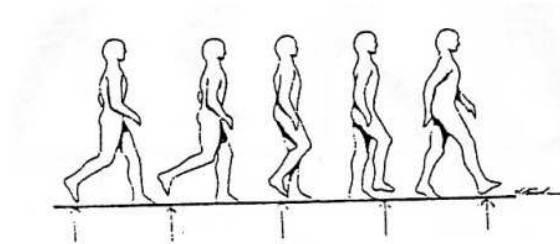


Figura 10 | Representação das fases de oscilação da marcha [11]

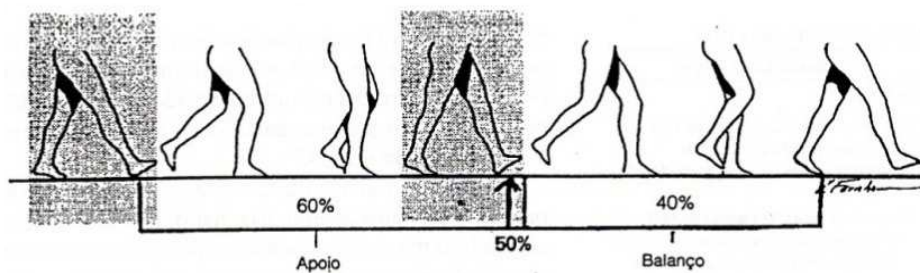


Figura 11 | Percentagem das diferentes fases da marcha [11]

No ciclo da marcha observa-se um período de duplo apoio do corpo e um período de apoio unipodal.

O período de duplo apoio ocorre próximo do final da fase de apoio de uma perna e no início da fase de apoio da outra. Durante este período o peso corporal é transposto de um pé para outro, estando ambos apoiados no solo simultaneamente.

O apoio unipodal ocorre quando se estabelece contacto com o solo apenas com um pé.

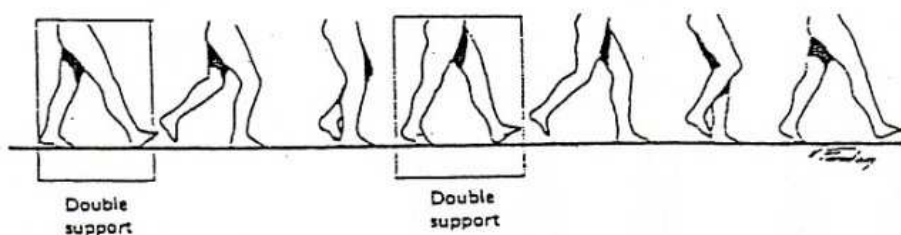


Figura 12| Fases de duplo apoio da marcha [11]

Na figura 13 estão representados movimentos que são realizados pelas articulações dos membros inferiores. Dois dos movimentos mais importantes do pé na marcha a ter em conta na problemática do pé pendente são a flexão dorsal e a flexão plantar. A flexão dorsal consiste em apontar os dedos para cima, enquanto a flexão plantar é um movimento oposto, visto que consiste em apontar os dedos para baixo.

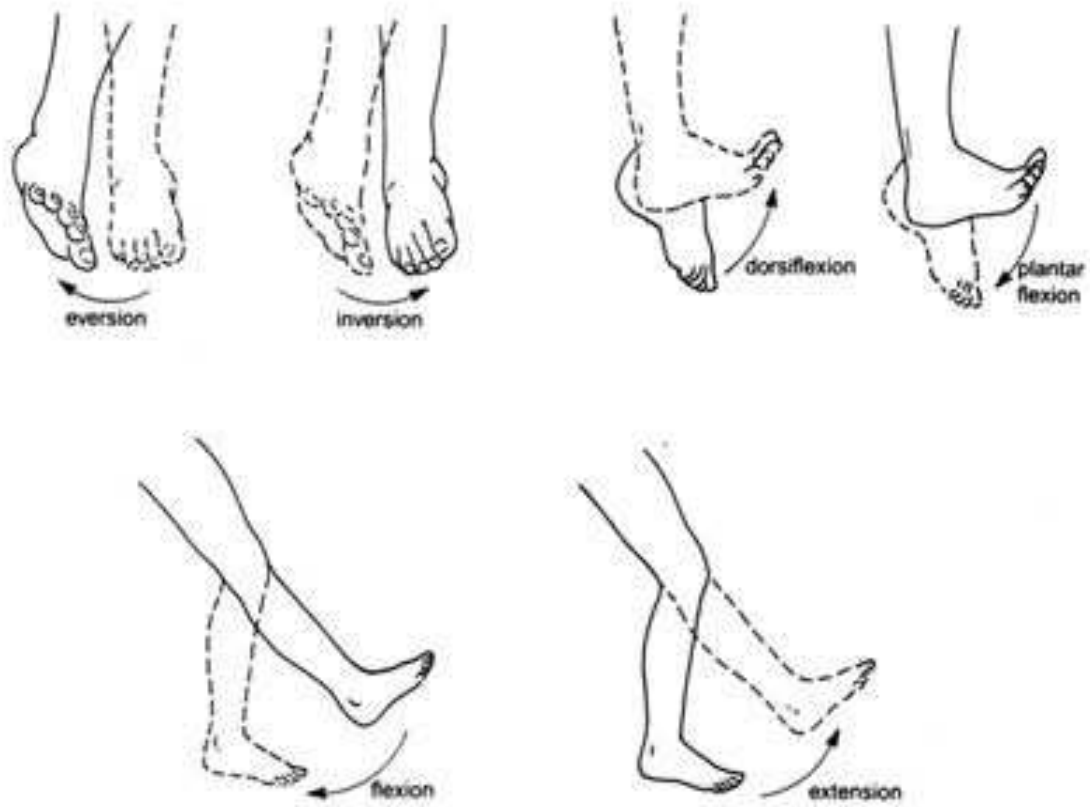


Figura 13 | Movimentos articulares. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: eversão, inversão, flexão dorsal ou dorsiflexão, flexão plantar ou plantiflexão, flexão e extensão. [j]

O ciclo total da marcha é completo quando existe um ciclo entre dois contactos consecutivos do mesmo calcanhar.

O ciclo da marcha pode ser descrito percentualmente de acordo com as suas fases tal como se ilustra na tabela seguinte:

<i>Evolução</i>	<i>Posição corporal</i>
0%	O calcanhar contacta com o solo, correspondendo ao início da fase de apoio.
15%	O antepé também estabelece contacto com o solo, sendo chamado de pé plano.
30%	O calcanhar deixa o chão originando a elevação do calcanhar.
45%	O joelho e o quadril flectem para acelerar a anteriorização da perna em antecipação à fase oscilante e é chamada flexão do joelho.
60%	Os dedos deixam o solo terminando assim a fase de apoio e inicia-se a fase oscilante, a qual corresponde aos outros 40% do ciclo da marcha.
100%	Novo contacto com calcanhar.

Tabela 3 | Descrição percentual da marcha [12]

Durante a marcha, existem 4 articulações que desempenham um papel fundamental, nomeadamente o quadril, o joelho, o tornozelo e os dedos do pé.

A seguinte tabela apresenta os ângulos de flexão do quadril, do joelho e do tornozelo, durante as diferentes fases da marcha. Estes dados revelam-se importantes na fase de definição dos requisitos do projecto, para que possam ser tidas em conta as necessidades de amplitude das articulações proporcionadas pela ortótese.

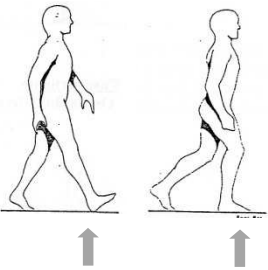
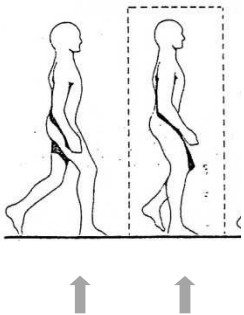
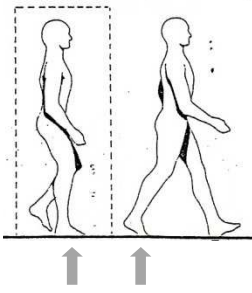
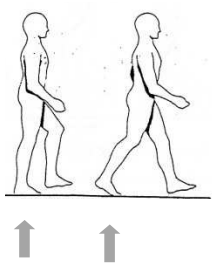
Movimento normal				
<i>Fase de apoio</i>	<i>Subdivisão da fase de apoio</i>	<i>Tornozelo e pé</i>	<i>Joelho</i>	<i>Quadril</i>
	Contacto do calcanhar até ao contacto da sola	0 ^o -15 ^o de flexão plantar	Flexão de 0 ^o -15 ^o	30 ^o de flexão
	Contacto da sola até ao apoio médio	15 ^o flexão plantar 10 ^o flexão dorsal	Extensão de 15 ^o -5 ^o	30 ^o de flexão até 5 ^o neutro
	Apoio médio até à retirada do calcanhar	10 ^o -15 ^o de flexão dorsal	5 ^o flexão a 0 ^o - neutro	-
	Retirada do calcanhar até à retirada dos dedos	15 ^o de flexão dorsal 20 ^o de flexão plantar	Flexão de 0 ^o -40 ^o	10 ^o de hiper-extensão até neutro.

Tabela 4| Movimentos normais nas diferentes subdivisões da fase de apoio no plano sagital [11]

O tempo e a distância são parâmetros mensuráveis que nos permitem também caracterizar a marcha. Um passo contempla duas dimensões: uma distância (comprimento do passo) e um tempo (duração do passo). Dois passos constituem uma passada.

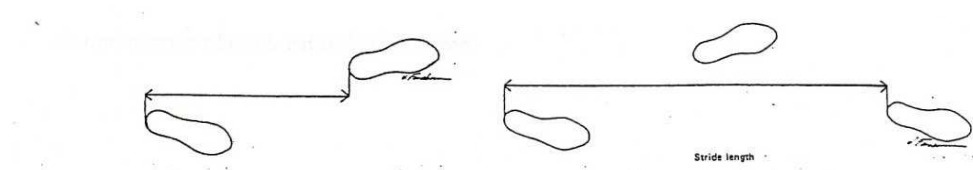


Figura 14 | À esquerda comprimento do passo. À direita comprimento da passada [11]

O comprimento do passo é a distância entre o ponto de contacto de um calcanhar e o ponto em que o calcanhar do membro oposto contacta com o chão.

O comprimento da passada é a distância entre o ponto em que o calcanhar de um membro contacta com o solo e o ponto em que mesmo calcanhar volta a contactar com o solo.

A largura da passada é determinada pela distância entre a linha média de um pé e a linha média de outro, sendo o seu valor para um adulto normal aproximadamente 8cm.[11]

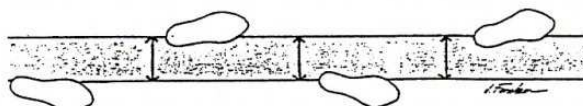


Figura 15 | Largura da base de sustentação, usando o ponto médio do calcanhar como referência [11]

2.2.2 Marcha com pé pendente

O pé pendente é um problema análogo ao descrito pela conhecida expressão “tropeçar no próprio pé”.

Este problema está dividido em 3 categorias: neurológica, muscular e anatômica.

As principais causas do pé pendente são distúrbios do sistema nervoso periférico ou central, lesões nos músculos dorsiflexores (Tibial anterior, extensor longo dos dedos e fíbular terceiro), acidentes vasculares cerebrais, neuropatias ou diabetes.

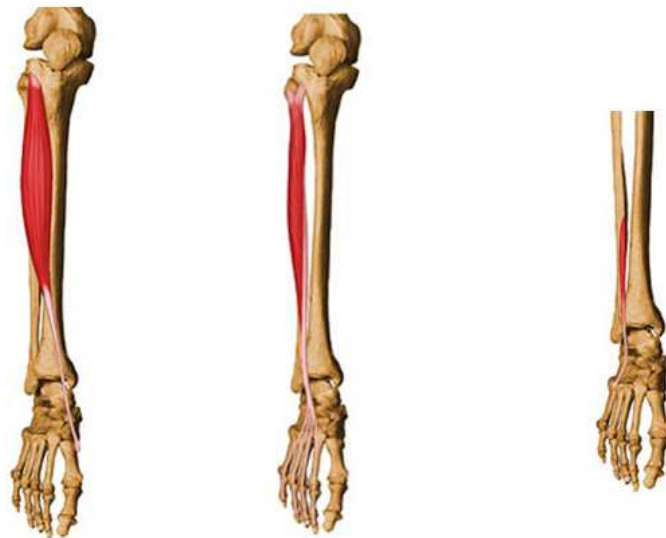


Figura 16| À esquerda a vermelho o músculo tibial anterior, ao centro o extensor longo dos dedos e à direita o músculo fíbular terceiro. [k]

A patologia do pé pendente afecta ambos os sexos. No entanto, é mais comum nos homens (de homem para mulher a relação é de aproximadamente 2,8 para 1). [l]

Fazendo uma análise biomecânica básica, existem duas dificuldades que caracterizam este estado físico, nomeadamente a inibição do controlo da queda do pé na fase de apoio dando a ideia de ataque ao solo “de chapa”, e também a impossibilidade de flectir o pé para cima durante a fase de balanço, fazendo com que este arraste no chão. A este tipo de marcha chamamos “steppage gait”.

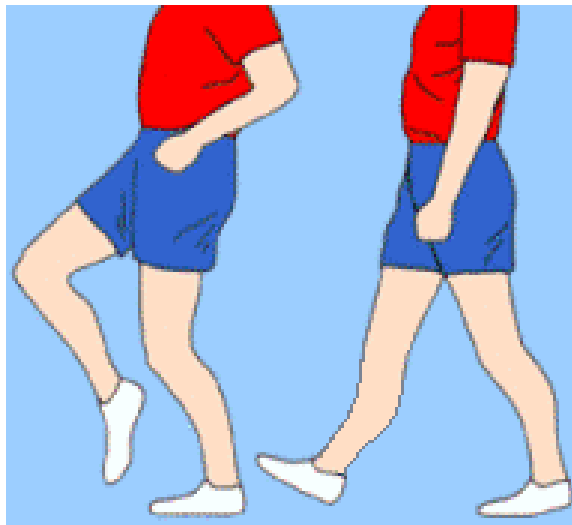


Figura 17| À esquerda representação de pessoa com pé direito pendente, assentando o pé com a ponta. À direita, o pé direito não apresenta patologia e assenta com o calcanhar. [m]

A seguinte tabela faz uma comparação entre a marcha normal e a marcha de um paciente com pé pendente durante a fase de apoio e durante a fase oscilante.

	<i>Estado Normal</i>	<i>Pé pendente</i>
Fase de apoio	Controlo da flexão plantar; 1º contacto com o solo é feito com o calcanhar;	1º contacto com o solo é feito com os dedos;
Fase oscilante	Controlo da flexão dorsal;	O ponto mais próximo do chão é os dedos; Compensação com a anca e flexão do joelho.

Tabela 5| Análise comparativa das fases de apoio e oscilante na marcha normal e na marcha com pé pendente

Os músculos dorsiflexores são responsáveis pela gestão do impacto do pé no chão, suavizando o momento gerado após o apoio do calcanhar, passando a existir um apoio do pé plano.

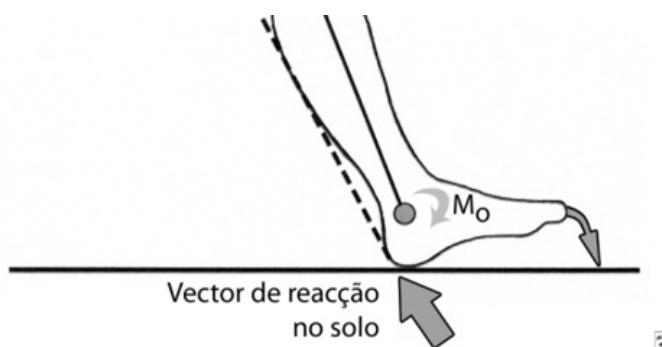


Figura 18| Esquematização dos fenómenos físicos envolvidos durante o apoio do pé no chão com o calcanhar

Devido à disfunção neurológica que afecta os músculos dorsiflexores nos pacientes com pé pendente, é lesada a sua capacidade de levantar o pé durante a fase oscilante da marcha, e de realizar o início da fase de apoio com o calcanhar. Esta situação pode levar à instabilidade dos joelhos, a uma marcha ineficiente e a um comprimento de passos desigual.

Para a correcção da flexão plantar por acção gravidade, é prescrita a utilização de ortóteses que promovam um ângulo neutro ou com alguma flexão dorsal durante a marcha.

Na marcha normal, a absorção do impacto é conseguida pela flexão plantar e também pela contracção dos músculos dorsiflexores juntamente com a flexão do joelho. A resistência à flexão plantar é possível através do design de uma ortótese para esta situação, ajustando a quantidade de absorção ao choque. As variáveis que influenciam a força resultante do impacto são o peso do paciente, a altura do salto do sapato, o comprimento do passo e o nível de actividade do paciente. [13]

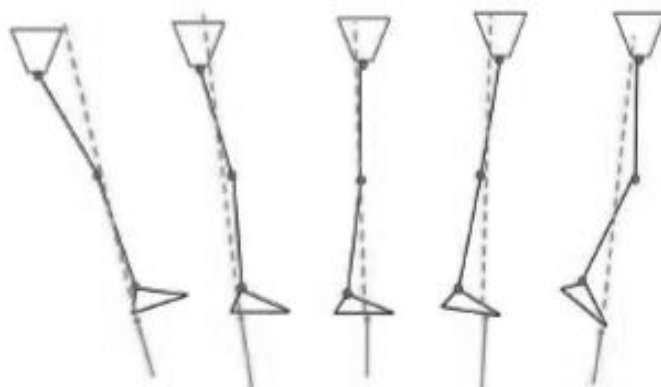


Figura 19 | Linha de acção da força de reacção no solo [13]

2.3 Ortóteses para o pé: estado da arte

Sem a acção dos músculos dorsiflexores, os pacientes desenvolvem estratégias compensatórias para evitar que a ponta do pé se arraste durante a marcha. Estas estratégias conduzem a uma flexão excessiva do joelho e do quadril, sem um componente de absorção de impacto na fase de reacção ao solo, nomeadamente força excessiva nos quadríceps, passos pequenos e geralmente implicam o recurso a auxiliares de marcha. Em alguns casos o tratamento da condição do pé pendente pode ser cirúrgico ou fisioterapêutico, sendo no segundo caso o médico a prescrever o uso de uma ortótese de acordo com as necessidades do paciente. Habitualmente a ortótese é construída por um Ortotesista ou Terapeuta, sendo que em alguns casos é adquirida uma ortótese pré-fabricada.

O termo ortótese tem origem na palavra grega “Orthos” que significa direito, recto, normal. Este significado traduz a sua função como um “dispositivo exoesquelético que aplicado a um ou vários segmentos do corpo tem a finalidade de proporcionar o melhor alinhamento possível, buscando sempre a posição funcional”. [n]

Uma ortótese é, desta forma, uma ajuda técnica utilizada para “controlar, preservar, modificar e influenciar a mobilidade.

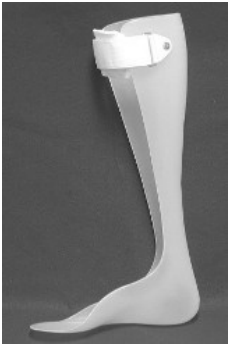
De uma maneira geral as ortóteses são utilizadas para posicionar ou traccionar uma ou várias partes do corpo. Esta necessidade surge quando a manutenção activa da postura desejada utilizando a força gerada pelo trabalho muscular, não é possível ou suficiente, e quando o exercício terapêutico por si só não estimula esse trabalho muscular ou não resolve as contracturas e retracções que afectam a mobilidade articular. As ortóteses que têm por objectivo a mobilização promovem ou aumentam a mobilidade das articulações envolvidas e estão indicadas para casos de retracções tendíneas e cicatriciais,

contracturas articulares de forma a aumentar e manter a amplitude do movimento activo e passivo das articulações. As ortóteses que têm por objectivo principal a imobilização são utilizadas para bloquear os movimentos. Esta acção é desejável para protecção, repouso ou prevenção de movimentos indesejados, bem como para reduzir a inflamação e a dor e substituir perdas da função muscular”. [14]

As ortóteses para o pé são intermediários mecânicos entre o pé e o sapato. O design das ortóteses pode implicar diferentes funções biomecânicas de acordo com a patologia.

Existem diferentes tipos de ortóteses para a situação de pé pendente, adequadas às diferentes fases da patologia e as características individuais do paciente.

A tabela seguinte ilustra as ortóteses comuns, utilizadas durante o tratamento do pé pendente:

<i>Imagem</i>	<i>Nome</i>	<i>Características</i>
	<p>Ortótese Sólida (Solid AFO)</p>	<p>- Bloqueia a flexão plantar e dorsal; - Indicada para situações de alta espasticidade.</p>

<p>[o]</p>	<p>Ortótese articulada (HAFO)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Bloqueia flexão plantar - Permite movimento dorsal - Para pé pendente leve ou moderado; - Não recomendada para pessoas com grande peso e altura.
<p>[o]</p>	<p>Ortótese que funciona como mola posterior (PLS AFO)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Indicada para pé pendente simples, sem espasticidade; - Critérios de prescrição muito específicos;
<p>[p]</p>	<p>Ortótese estática (Usada no Centro Hospitalar Cova da Beira)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Limitação da flexão plantar e dorsal. - Personalizável;
<p>[q]</p>	<p>Ortótese dinâmica</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Usa um material flexível na sua estrutura que permite a acumulação de energia para promover a flexão dorsal; - Geralmente construídas em fibra de carbono; - Alta durabilidade; - Custos elevados.

Tabela 6 | Diversas ortóteses para correcção do pé e descrição correspondente

A quarta ortótese apresentada na tabela 6 é o modelo de ortótese estática construída no CHCB, e o seu molde é comercializado pela ORFIT Industries. Permite diminuta flexibilidade de movimentos, e inibe a flexão plantar, sendo a flexão dorsal ajustada num único ângulo. A utilização desta ortótese poderá, em alguns casos inibir a liberdade de movimentos ganhos pela terapia.

“A actividade muscular durante a locomoção humana como o andar e o correr é influenciada pelos sapatos e ortóteses dos sapatos”. [10]

O tipo de ortótese a ser utilizado num determinado paciente é definido de acordo com o objectivo terapêutico específico.

Um critério adicional de classificação da ortótese é o facto de estas poderem ser já fabricadas (standardizadas) ou personalizadas (feitas de acordo com as medidas e necessidades do paciente).

As ortóteses já fabricadas possuem um design mais atraente, são mais duradouras, existindo alguma variedade de tamanhos. No entanto, a maioria deste tipo de ortóteses não é suficientemente versátil para se poder adaptar ou fazer alterações para satisfazer a necessidade específica de um paciente. Este é um factor de exclusão devido à difícil adaptação das ortóteses fabricadas a qualquer pessoa, contrariando os princípios de inclusividade. Esta situação é contornada através da construção de ortóteses personalizadas, construídas de acordo com a patologia, tipo de marcha e anatomia de cada paciente.

A grande maioria dos pacientes que necessita de ortóteses possui deformações anatómicas, daí existir uma clara preferência por parte dos profissionais de saúde do Centro Hospitalar Cova da Beira em confeccionar as ortóteses de acordo com a patologia e anatomia de cada paciente. As ortóteses personalizadas podem sofrer alterações durante a fase de tratamento de acordo com a evolução da recuperação física.

As ortóteses rígidas implicam que não haja movimentos nas articulações sendo a imobilização um dos objectivos principais.

Contrariamente às ortóteses rígidas, as ortóteses dinâmicas evitam a posição estática e beneficiam os movimentos naturais e as amplitudes de flexão plantar e dorsal necessárias, assim como ajudam a promover e normalizar padrões neurológicos.

As ortóteses dinâmicas permitem a movimentação da articulação de acordo com um padrão de marcha mais normal, permitindo que uma marcha patológica seja mais facilmente corrigida caso o paciente tenha um potencial de recuperação para tal.

Movimentações específicas das articulações podem ser obtidas com as ortóteses dinâmicas de acordo com as seguintes indicações: [15]

- 1 – Sem movimentação num plano e com movimentação noutra plano;
- 2 – Movimentação limitada com pontos fixos em um ou mais planos;
- 3 – Movimentação livre em um ou mais planos;
- 4 – Aumento de um movimento usando uma fonte externa como elásticos, molas ou cabos;
- 5 – Resistência ao movimento usando uma fonte externa como elásticos, molas ou cabos;

As ortóteses dinâmicas, para além de permitirem o movimento da articulação, podem possibilitar a acumulação de energia de uma fase da marcha para outra, proporcionando assim uma resposta dinâmica que simulará a função afectada.

Existem diversos tipos de ortóteses de acordo com as zonas do corpo lesadas. Interessa fazer uma revisão das talas ou ortóteses dinâmicas para pé

pendente existentes que possam interessar para o desenvolvimento de uma solução inovadora.

	<i>Nome</i>	<i>Características</i>	
		<p>Pneumaflex</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Marcha dinâmica; - Activação dos músculos; - Peso 130gr; - Fibra de carbono; - Adaptação a qualquer sapato.
<p>[r]</p>			
		<p>Stepsmart</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Marcha dinâmica; - Ângulo de flexão dorsal e absorção do impacto regulável em 3 níveis; - Fibra de carbono; - 2 tamanhos: S/M e L/XL.
<p>[s]</p>			
<p>[t]</p>		<p>Dynamicwalk</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Assiste a dorsiflexão do pé; - Marcha natural; - Recomenda-se calçado com fecho de atacador, com salto de sapato e palmilha extraível; - Alta resistência e flexibilidade; - 3 tamanhos (S (35-38) Pequeno, M (39-43) Médio, L (44-48) Grande).



Dyna Ankle

[u]

- Marcha dinâmica proporcionada pela deformação do material;
- Sem sapato pode ser usado durante o sono com aprovação médica;
- Pode ser feito por encomenda;
- Boa distribuição da pressão;
- Lavável;
- Não expor a temperaturas superiores a 90°C;
- Constituído por Polipropileno e cintas de velcro;

Tabela 7| Tabela que reúne algumas ortóteses dinâmicas existentes no mercado.

2.4 Nota conclusiva

A revisão bibliográfica de conceitos relacionados com a locomoção humana e dispositivos de correcção da marcha, trazem informação importante para a fase de projecto. O estado da arte torna-se relevante para analisar as possibilidades de investigação e desenvolvimento no design de ortóteses para pé pendente.

Foi reunido um conjunto de informação relevante que permite ajudar a solucionar limitações construtivas em ortóteses personalizadas, quando, em pacientes com potencial elevado de recuperação, a condição estática é impeditiva dos movimentos naturais da marcha.

Capítulo 3 | Projecto de uma ortótese dinâmica

3.1 Nota introdutória

Neste capítulo será descrito o método de trabalho seguido no processo de projecto e desenvolvimento de uma ortótese dinâmica, a qual, tal como já referido, foi desenvolvida em colaboração com técnicos de saúde do Centro Hospitalar Cova da Beira.

O estabelecimento de requisitos funcionais e estéticos da ajuda técnica a desenvolver, uma fase de reflexão sobre os mesmos e o diálogo e troca de ideias com os técnicos de saúde do CHCB, foram partes essenciais da fase de geração e desenvolvimento de conceitos. Para o escrutínio dos vários conceitos que foram surgindo, foram utilizadas matrizes de avaliação dos mesmos, as quais foram concebidas de acordo com os requisitos estabelecidos.

As representações dos conceitos iniciais foram esboçadas à mão livre. Uma vez feita a escolha do melhor conceito, foi dele criado um modelo virtual tridimensional num programa de CAD, nomeadamente o Rhinoceros 3D. A produção de imagens foto-realistas foi realizada recorrendo ao programa Vray.

3.2 Design de um novo tipo de ortótese

Hoje em dia, até os problemas de marcha mais complexos são passíveis de ser ultrapassados com dispositivos electrónicos e robóticos que, por exemplo podem chegar a substituir membros do corpo humano. No entanto, a implementação e aquisição deste tipo de produtos implica custos por vezes extraordinariamente elevados, o que condiciona a aquisição dos mesmos. Por esta razão, os equipamentos de correcção e auxílio da marcha que são habitualmente adquiridos, são economicamente os mais acessíveis. Deste modo, a criação de equipamentos baratos, funcionais e de fácil construção é um tema de grande actualidade, bem como um grande desafio, tendo em conta o grau de competitividade e especialização existentes num mercado como o da área médica.

Através de diversas reuniões com a equipa de fisioterapia do Centro Hospitalar Cova da Beira, identificou-se uma limitação estrutural nas ortóteses actualmente desenvolvidas para pacientes com pé pendente. Com efeito, as ortóteses presentemente construídas são estáticas e não dinâmicas, facto que pode limitar os movimentos naturais do pé durante a marcha e limitar a recuperação física do paciente.

Fruto das reuniões tidas no CHCB, estabeleceu-se como objectivo essencial deste projecto a criação e construção de uma ortótese dinâmica. Uma condição essencial de projecto era que a ortótese a desenvolver teria de ter por base os mesmos princípios construtivos, materiais e aplicação da ortótese estática construída no CHCB, de modo a criar condições viáveis para a sua construção em ambiente hospitalar.

Partindo da necessidade sentida de melhoramento da funcionalidade da ortótese estática, foram recolhidas informações sobre a patologia em questão,

materiais utilizados, o processo de construção usual, a análise da marcha e outras informações relevantes.

As sucessivas reuniões de trabalho com as Terapeutas Ocupacionais e Fisioterapeutas do Centro Hospitalar da Cova da Beira permitiram estabelecer um processo de investigação e desenvolvimento conjunto que proporcionou uma forte interligação entre a componente teórica e prática da dissertação.

O gradual domínio do tema foi conseguido através de pesquisa de informações e revisões bibliográficas sobre a patologia em estudo e as diferentes ortóteses empregues no seu tratamento.

A investigação foi essencialmente estabelecida em parceria com as Terapeutas Ocupacionais, que têm a função de “prevenir a incapacidade e facilitar a reabilitação do indivíduo, procurando a obtenção do máximo de função e independência a todos os níveis através de um envolvimento significativo e gratificante para o sujeito. Podem ser realizados treinos específicos, simulação de desempenhos e ensino de estratégias a contextualizar. Pode ainda utilizar ajudas técnicas ou adaptações para substituir as funções perdidas, no caso de não ser possível recuperá-las e modificar a habitação de forma a eliminar as barreiras arquitectónicas e adaptar o espaço às necessidades do indivíduo. Podem também intervir no meio social ou profissional da pessoa, promovendo a reintegração”. [v]

As Terapeutas Ocupacionais (T.O.) do CHCB estão habilitadas a construir ortóteses para diferentes casos, adequando as suas características a cada paciente, de acordo com a prescrição do médico. Estas terapeutas possuem uma grande criatividade e capacidade de análise de um problema, bem como uma profunda compreensão de necessidades físicas e psicológicas de um paciente. Por outro lado possuem igualmente conhecimentos técnicos de construção de ortóteses, bem como um domínio dos materiais empregues na sua construção.

3.2.1 Método de trabalho

O método de trabalho empregue pretendeu ser sistemático e aproveitar ao máximo a possibilidade de interacção com os técnicos de saúde, da unidade de Reabilitação Física do Centro Hospitalar Cova da Beira. No diagrama apresentado na figura 20 descreve-se esquematicamente o método de trabalho empregue.

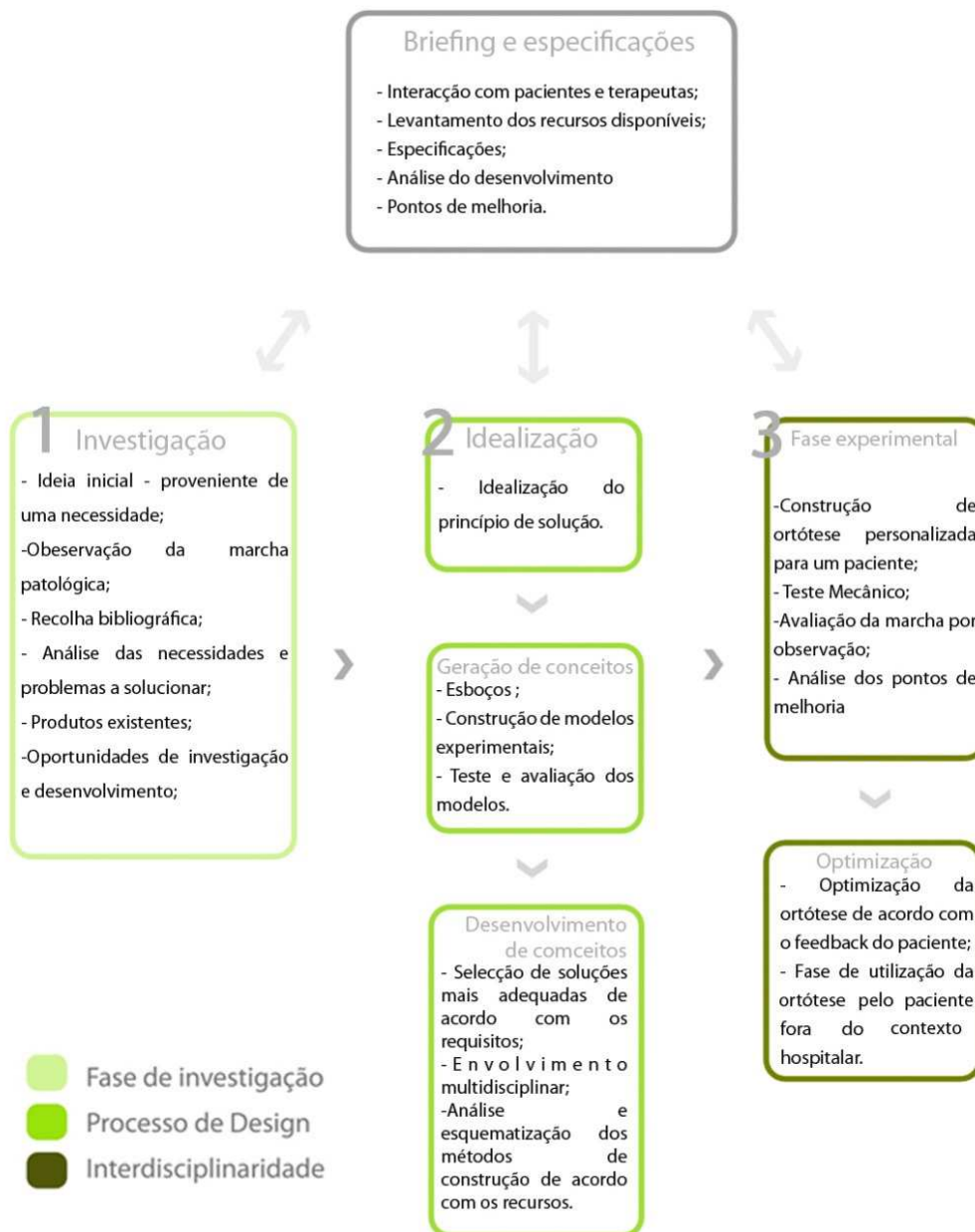


Figura |20 Diagrama que ilustra o método de trabalho seguido

O método foi segmentado em três grupos, tendo cada grupo mais do que uma fase, sendo que algumas delas decorreram simultaneamente. Cada etapa interagiu com a fase de “Briefing”, a qual foi realizada frequentemente com os profissionais de saúde e pacientes, existindo um conjunto de informação e conhecimentos técnicos cruzados quer da área do design quer da área médica, originando assim um trabalho multidisciplinar com um resultado mais coeso e completo.

A fase inicial de investigação permitiu ter contacto com o problema associado à patologia na sua generalidade e realizar o levantamento de requisitos e informações técnicas essenciais para o arranque do processo de design. Esta fase foi essencial para a integração da autora na problemática em estudo, quer do ponto de vista teórico da patologia, quer do ponto de vista da observação do comportamento físico do paciente. Igualmente crucial foi a aquisição de conhecimentos sobre o processo de construção de ajudas técnicas utilizado no CHCB.

O período de concepção foi composto por 3 fases que se passam a descrever:

A primeira fase consistiu numa idealização muito abstracta de uma solução para o problema, idealizada na sequência da especificação de requisitos.

Seguiu-se a fase de geração de conceitos, em que foram criadas várias hipóteses de soluções de acordo com o princípio de solução idealizado. Durante a geração de conceitos, foram construídos pequenos modelos físicos experimentais para uma mais fácil compreensão dos mecanismos físicos envolvidos nas várias hipóteses de solução, bem como para simplificar a apresentação de ideias à equipa de fisioterapia. Nesta fase a modelação sólida computacional 3D revelou-se uma ferramenta extremamente importante para a comunicação de conceitos, uma vez que permitiu uma fácil visualização das várias ideias concebidas por parte da equipa de fisioterapia do CHCB,

proporcionando uma observação completa do modelo e permitindo ajustes imediatos no mesmo, provenientes do 'feedback' das terapeutas. Neste período foi igualmente importante a criação de modelos físicos experimentais de ortóteses para uso pela própria autora, para esta se confrontar directamente com a patologia em questão e sentir fisicamente o nível de conforto e eficácia e das várias ajudas técnicas propostas.

De acordo com a análise conjunta com os técnicos de saúde, reuniram-se condições para desenvolver a solução mais adequada na terceira etapa de concepção. Após o processo de desenvolvimento do conceito que reúne as características desejáveis, este foi personalizadamente construído para um paciente com pé pendente de modo a testar o aspecto funcional, o aspecto anatómico e postural. Perante os resultados da observação e do 'feedback' do paciente, foi efectuada uma análise dos pontos de melhoria.

Após as alterações provenientes do 'feedback' do paciente e da avaliação da marcha por observação, seguiu-se uma fase de optimização do design tendo em conta as necessidades reais do paciente identificadas durante a experimentação da ortótese. Concluída a construção da ortótese definitiva, prosseguiu-se com uma fase de teste ao seu uso fora do ambiente hospitalar. O ensaio da ortótese em contexto de uso quotidiano fez aparecer pontos de melhoria adicionais, resultantes do uso da ortótese em tarefas não realizáveis no hospital.

3.3 Idealização do princípio de solução

Fazendo uma análise da marcha durante a utilização de uma ortótese estática, é perceptível uma rigidez durante a locomoção devido à sua estrutura pouco flexível e não articulada. A solução de tornar a ortótese articulada, por si só, não é suficiente para solucionar o problema da elevação da extremidade do pé, porque com a articulação, só será feita flexão plantar por gravidade uma vez que não é criada nenhuma força que permita a simulação dos músculos dorsiflexores e evite o arrastar da ponta do pé.

Perante esta situação é necessário criar uma força impulsionadora que consiga manter o pé com um ângulo que evite que ele arraste durante a fase oscilante da marcha. Essa força não deve limitar a flexão plantar, o que significa que deve ser utilizada uma resposta dinâmica.

Qualquer ortótese colocada no pé altera o modo de funcionamento deste, afectando as articulações acima, como o joelho, a anca e a coluna [w]. Esta situação implica um período de adaptação à sua utilização. Em alguns casos a aceitação da ortótese revela-se difícil, nomeadamente no sexo feminino, por questões estéticas.

A rigidez identificada na utilização da ortótese estática deve ser superada com um design que permita uma marcha mais natural. O pré-posicionamento do pé com amplitude dorsal no fim da fase oscilante e no início da fase de apoio ajuda a simular a função perdida devido à patologia, proporcionando ainda a posição neutra do pé e a flexão plantar, o que origina uma marcha mais natural, sem limitação de amplitudes.

A resposta dinâmica do pé é adquirida quando as forças que actuam sobre o dispositivo de força deambulatória do paciente são recuperadas de alguma forma no ciclo da marcha para aumentar a função anatómica lesada. A resposta dinâmica deve ser estabelecida pelo paciente para assegurar que o

dispositivo não afecta as posições naturais do membro inferior através do aumento da função anatómica lesada [x]. Isto permite ao paciente controlar a marcha, visto haver respeito pelas características da mesma, como a duração e comprimento de passo.

A construção de uma ortótese de marcha deve considerar os seguintes princípios: [16]

- Estabilidade na fase de apoio;
- Ângulo de dorsiflexão suficiente para levantar o pé durante a fase oscilante;
- Pré-posicionamento do pé para o fim da fase oscilante;
- Comprimento de passo adequado;
- Uso eficiente da energia mecânica envolvida na marcha

Com base em revisões bibliográficas, análise de ortóteses para pé pendente, conversas com pacientes esta patologia e reuniões de trabalho com as Terapeutas do CHCB, foi possível criar a seguinte tabela de requisitos em que estes são classificados por requisitos qualitativos (Q.T.), quantitativos (Q.L), requisitos obrigatórios (R.O.) e requisitos almejados (R.A), estando estes últimos categorizados por prioridades (Alta, Média e Baixa).

<i>Requisitos</i>	<i>Q.L./</i>	<i>R.O./</i>
	<i>Q.T.</i>	<i>R.A</i>

Requisitos Terapêuticos

Deve permitir a articulação do tornozelo (20° flexão plantar e 15° de flexão dorsal)	Q.T.	R.O.
Deve permitir a correcção de alinhamentos se necessário	Q.L.	R.O.
Sem pontos de pressão	Q.L.	R.O.
Estabilidade na fase de apoio	Q.L.	R.O.
Ângulo de dorsiflexão suficiente para levantar o pé durante a fase oscilante (Max. 20°)	Q.T.	R.O.
Permitir o pré-posicionamento do pé para o fim da fase oscilante	Q.L.	R.O.
Não crie lesões	Q.L.	R.O.
Comprimento de passo adequado	Q.L.	R.A. – P. Alta
Facilidade de construção	Q.L.	R.A. – P. Alta

Requisitos Funcionais

Recuperar a força que é empregue na locomoção para levantar o pé – Uso eficiente de energia	Q.L.	R.O.
Lavável	Q.L.	R.O.
Fácil de colocar/retirar	Q.L.	R.O.

Colocação segura, sem risco de cortes ou entalões	Q.L.	R.O.
Controlo da resposta dinâmica da ortótese pelo paciente	Q.L.	R.O.
A ortótese deve ser adaptada de acordo com variantes da patologia	Q.L.	R.O.
Permitir tarefas diárias normais sem afectar a estrutura da ortótese e sem criar pressões corporais.	Q.L.	R.O.
Durabilidade mínima 3 meses	Q.T.	R.A. – Alta
Versatilidade de colocação	Q.L.	R.A. – Média
Adaptável a mais que um tipo de calçado	Q.L.	R.A. – Média

Requisitos Estruturais

Utilização de termoplásticos no máximo de elementos estruturais	Q.L.	R.O.
Construção simples, utilizando ao máximo os recursos do Hospital	Q.L.	R.O.
Devem ser evitadas perdas de forças estruturais	Q.L.	R.O.
As áreas em contacto com o corpo devem ser dimensionadas de modo a não criar zonas de pressão	Q.L.	R.O.
A estrutura deve ser personalizada para cada paciente.	Q.L.	R.O.

Peso reduzido (máx 350gr)	Q.T.	R.A. - Alta
<i>Requisitos Estéticos</i>		
Deve ser usada dentro do sapato e coberta pelas calças	Q.L.	R.O.
Pouco volumosa	Q.L.	R.O.
Simplicidade estrutural	Q.L.	R.A. - Média
Linguagem visual uniforme	Q.L.	R.A. - Média

Tabela 8 | Tabela de requisitos obrigatórios (R.O.) e requisitos almejados (R.A), estando estes últimos categorizados por prioridades (Alta, média e baixa).

3.4 Geração de conceitos

Como preparação para a representação dos conceitos, tornou-se essencial realizar um treino de ilustração de membros inferiores em diversos ângulos, de modo a assimilar os contornos anatómicos, as extensões e flexões do pé, assim como a forma dos tecidos musculares e da estrutura óssea.

A observação dos músculos, tendões e ossos permitiu compreender melhor a constituição anatómica do pé e da perna assim como os seus movimentos.



Figura 21 | Exemplo de imagens que ilustram a constituição interna do pé e da perna [y]



Figura 22 | Esboços de diversas posições do pé humano

O treino de ilustração do pé potenciou a fase de esboço das ideias, facilitando a interiorização da anatomia e permitindo a representação estilizada dos volumes.

Durante a fase de geração de conceitos foram consideradas várias potenciais soluções, as quais se ilustram em esboço nas seguintes figuras, estando cada um dos conceitos descritos. Todos os conceitos se baseiam no mesmo princípio de solução da resposta dinâmica do pé durante a marcha. Recorde-se que todos os conceitos devem permitir a simulação da flexão dorsal necessária à marcha.

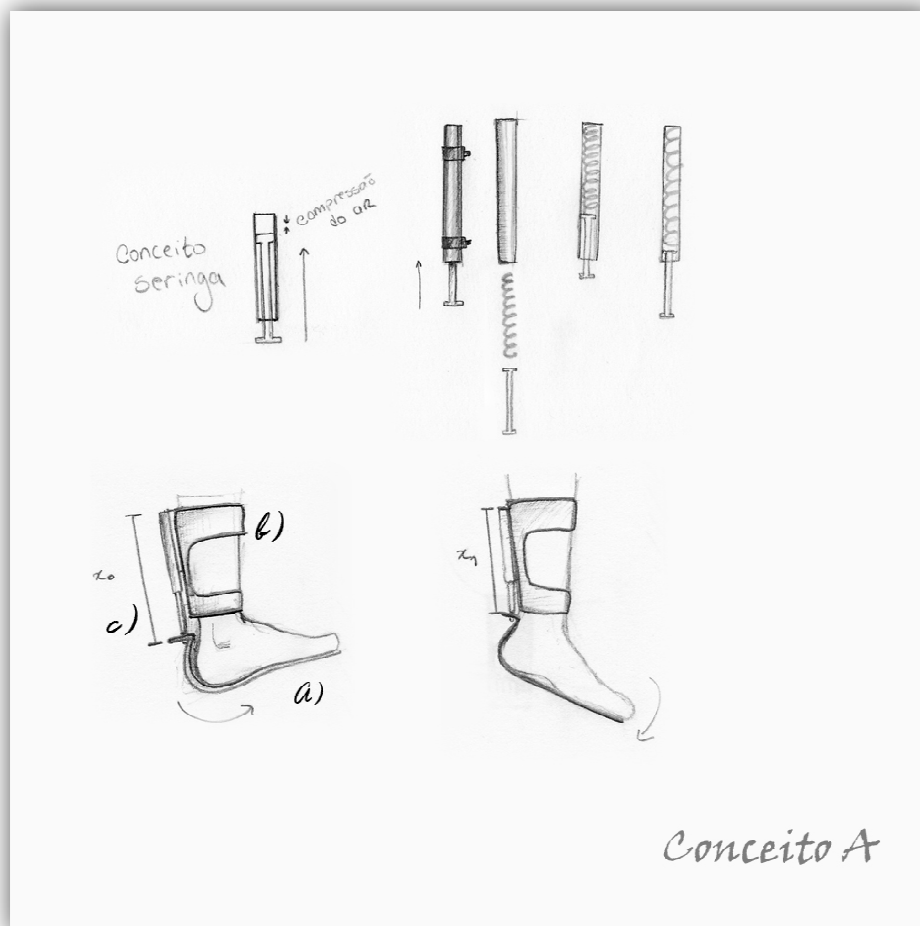


Figura 23 | Esboços do conceito A da ortótese dinâmica.

A ortótese do conceito A seria composta por uma palmilha (a), por um suporte do gêmeo (b) e por um mecanismo de compressão (c).

Este conceito de ortótese dinâmica possuiria um mecanismo inspirado na compressão do ar, análogo a uma seringa ou um amortecedor pneumático. O ar depois de comprimido devolveria o comprimento do elemento interno do mecanismo (x_0) como demonstrado na figura 23. Esta recuperação garantiria a flexão dorsal, sendo a flexão plantar feita por gravidade e pelas posições naturais da marcha obtendo-se consequentemente uma marcha natural. Em alternativa à compressão do ar, foi colocada a hipótese de integrar uma mola helicoidal que, quando distendida, potenciaría a flexão dorsal.

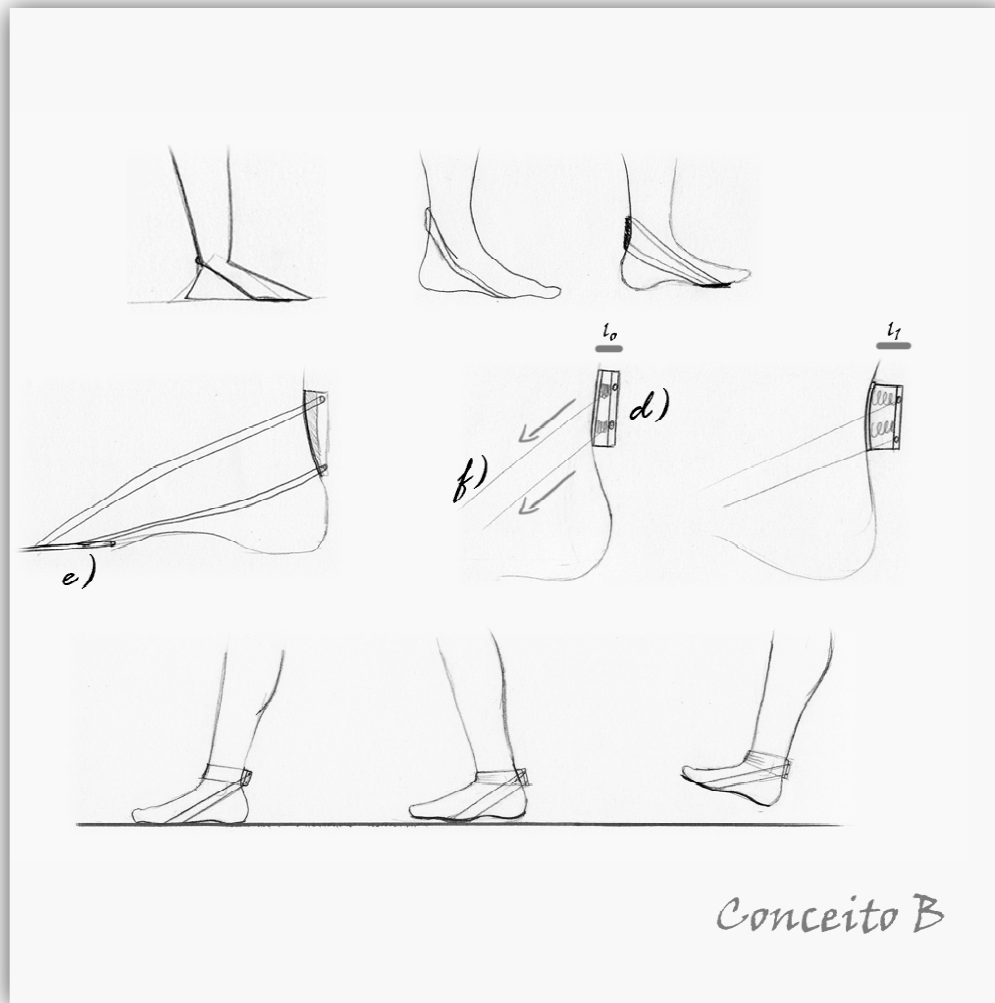


Figura 24 | Esboços do conceito B da ortótese dinâmica.

O conceito B integra um sistema de compressão colocado na zona superior do calcanhar, composto por molas (d) ou um material com boas propriedades elásticas, uma palmilha (e) e tirantes (f) com rigidez à tracção.

A criação de uma triangulação com tirantes até à zona de apoio dianteiro (cabeças do primeiro e quinto metatarso) permitiria criar uma amplitude dorsal, sendo que esta poderia variar até à posição neutra (0°) ou à flexão plantar.

A distensão das molas ou do material provocaria um aumento da distância L_0 , ilustrada na figura 24, resultando na flexão dorsal, sendo que a flexão plantar e neutra resultaria na compressão do mecanismo.

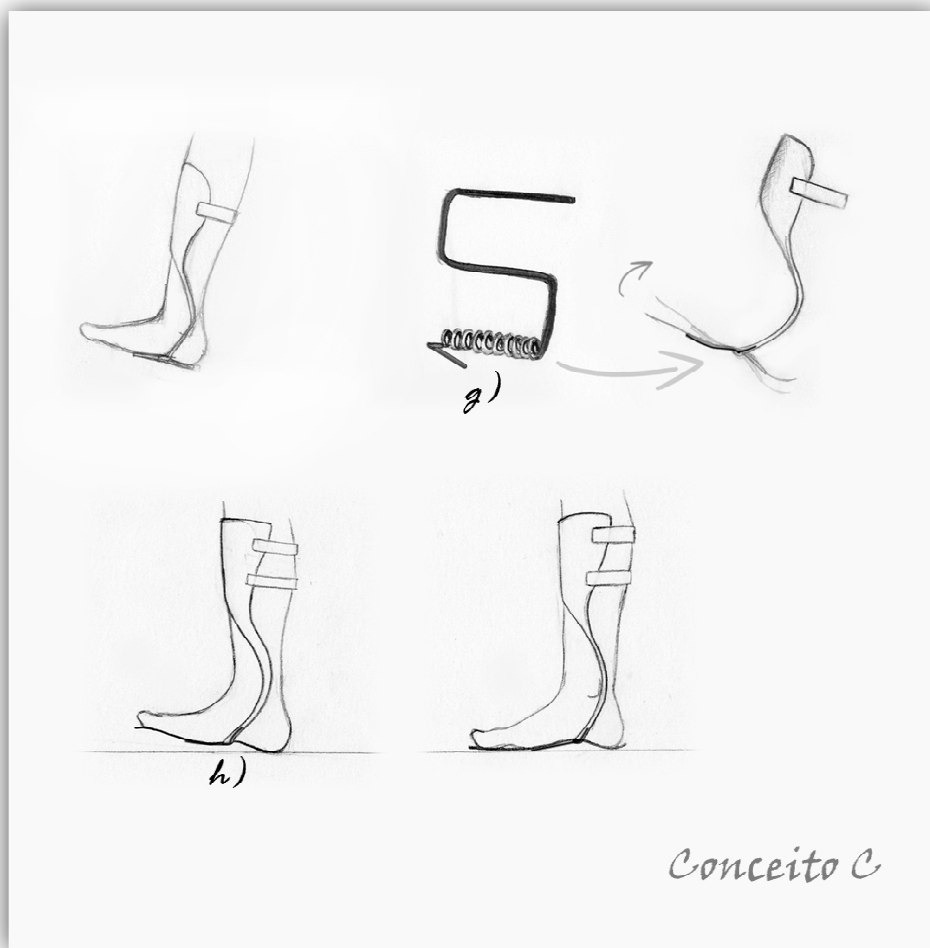


Figura 25 | Esboços do conceito C de ortótese dinâmica.

O design da ortótese é inspirado na ortótese estática, acrescido de um mecanismo metálico (g) que lhe conferiria uma capacidade de articulação. O termoplástico ficaria em contacto com a zona frontal da perna, deixando o géméo livre na parte de trás para que este possa exercer a contracção livremente.

O mecanismo deveria ser colocado antes do calcanhar, na zona dos arcos plantares (h) sendo que a mola helicoidal possuiria uma área significativa que ficaria na zona de apoio dianteiro (cabeças do primeiro e quinto metatarso) e estaria fixa ao termoplástico nas zonas laterais do pé. O seu funcionamento permitiria a flexão plantar (existindo compressão da mola), a posição neutra (com alguma compressão da mola) e a flexão dorsal (mola sem compressão).

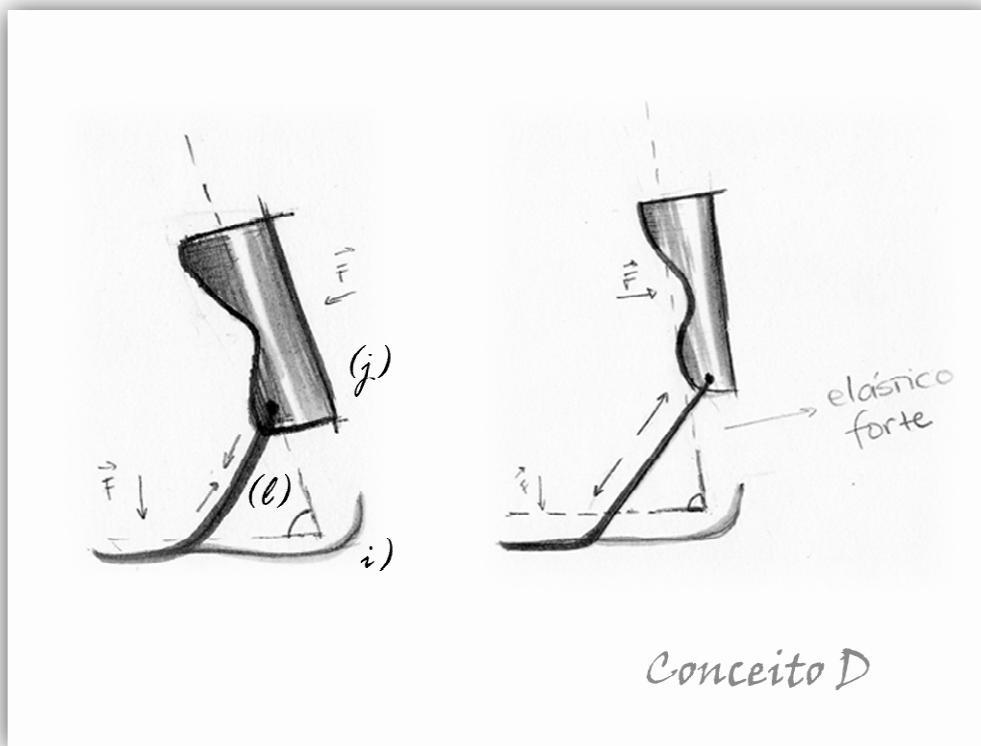


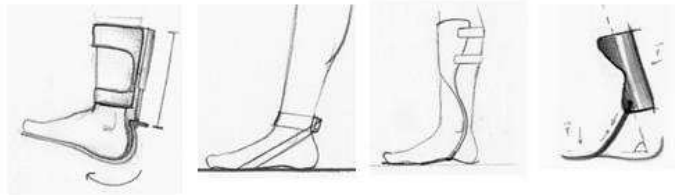
Figura 26 | Esboços do conceito D da ortótese dinâmica.

O conceito D apresenta uma ortótese composta por uma palmilha (i), um suporte do gêmeo (j) e dois elásticos fortes (L).

Na posição à esquerda da fig. 26, seria garantida a flexão dorsal pela posição neutra do elástico (sem tracção), sendo que se o pé estivesse no ar, a flexão dorsal seria garantida com ligeira tracção do elástico. A posição neutra (0°) e a flexão plantar do pé seriam possíveis graças à tracção do elástico. Na transição para a fase de oscilação da marcha, em que o pé se afasta do chão, o elástico retornaria à sua forma original, colocando a palmilha e o pé na posição de dorsiflexão.

Foi realizada uma análise dos vários conceitos gerados de acordo com uma análise matricial que avaliou as respectivas potencialidades em relação ao grau de cumprimento dos requisitos estabelecidos. [17]

*Avaliação – 0-10
 **Pontuação – Produto entre o valor da parcela e a avaliação.



Requisitos Terapêuticos	Valor	Conceito A		Conceito B		Conceito C		Conceito D	
		Avaliação*	Pontuação**	Avaliação	Pontuação	Avaliação	Pontuação	Avaliação	Pontuação
Permite a articulação do tornozelo	5	10	50	8	40	10	50	10	50
Permite a correção de alinhamentos se necessário	4	9	36	2	8	8	32	9	36
Sem pontos de pressão	5	10	50	6	30	6	30	8	40
Estabilidade na fase de apoio	3	10	30	10	30	10	30	10	30
Ângulo de dorsiflexão suficiente durante a fase oscilante	5	10	50	5	25	5	25	4	20
Permitir o pré-posicionamento do pé no fim da fase oscilante	2	9	18	9	18	9	18	9	18
Não crie lesões	3	10	30	8	24	8	24	9	27
Facilidade construtiva	2	5	10	7	14	9	18	9	18
Comprimento de passo adequado	1	10	10	10	10	10	10	10	10
Funcionais									
Uso eficiente de energia	4	10	40	5	20	8	32	5	20
Lavável	3	8	24	10	30	10	30	10	30
Fácil de colocar/retirar	4	7	28	8	32	9	36	7	28
Capacidade de adaptação às características do paciente	4	10	40	10	40	10	40	10	40
Permite a realização das tarefas diárias sem afectar a estrutura da ortótese	3	9	27	4	12	9	27	3	9
Controlo da resposta dinâmica pelo paciente	4	9	36	9	36	9	36	9	36
Colocação segura, livre de cortes ou entalões	3	7	21	8	24	8	24	9	27
Fixação ajustável	2	10	20	10	20	10	20	10	20
Versatilidade de colocação	1	5	5	4	4	5	5	4	4
Adaptável a mais que um calçado	1	5	5	5	5	7	7	5	5
Durabilidade mínima 3 meses	1	8	8	5	5	8	8	4	4
Estruturais									
Utilização de termoplásticos no máximo de elementos estruturais	6	7	42	6	36	8	48	7	42
Construção com base em materiais acessíveis e de fácil montagem	5	6	30	6	30	9	45	9	45
Devem ser evitadas perdas de forças estruturais	5	8	40	7	35	7	35	5	25
Áreas em contacto com o corpo dimensionadas de modo a não criar zonas de pressão	5	9	45	4	20	7	35	9	45
Estrutura personalizada	5	10	50	10	50	10	50	10	50
Peso reduzido (máx 350gr)	4	8	32	10	40	9	36	9	36
Estéticos									
Usado dentro do sapato e coberto pela roupa	5	10	50	10	50	10	50	10	50
Pouco volumoso	3	7	21	10	21	10	30	8	24
Simplificação estrutural	2	6	12	9	12	10	20	9	18
Total			830		721		851		807
Rank			2º		4º		1º		3º

Tabela 9 | Análise matricial de conceitos iniciais

De acordo com a avaliação, o conceito C revelou-se vencedor, seguindo-se o conceito A em segundo lugar, e por fim o conceito D e B no 3º e 4º lugar, respectivamente.

De modo a criar uma solução mais completa e direccionada para as necessidades reais, quer dos pacientes, quer dos terapeutas, foi criada uma nova solução que aglutinou as melhores características dos conceitos anteriores. A fase de criação dos quatro conceitos foi fundamental para o amadurecimento das soluções e para o aumento da destreza criativa da autora.

Tendo em conta os requisitos estabelecidos e a sua exequibilidade, foi criada uma nova ortótese que integra um máximo de características desejáveis.

O novo conceito gerado emprega o princípio de solução da resposta dinâmica através da distensão e compressão de uma mola sinuosa de plástico que, quando distendida, garante a amplitude dorsal do pé, e, quando comprimida, permite os movimentos naturais de flexão plantar.

Visto que um dos requisitos do projecto passa por poder ocultar a ortótese com o calçado e o vestuário, considerou-se que o local mais indicado para posicionar o mecanismo é na parte de trás da perna, junto ao gêmeo.

A sua funcionalidade ajuda a colmatar a falha motora associada à patologia de pé pendente, proporcionando uma marcha controlada e natural. A utilização da ortótese é encoberta pelo calçado e pela roupa, o que dissimula a sua presença física.

A construção da ortótese proposta é simples e possível de concretizar com o recurso a materiais comuns aliados ao termoplástico já empregue no CHCB para a construção de ortótese estáticas. Em particular, a criação da mola que permite o levantar da ponta do pé revelou-se um processo igualmente de baixa complexidade.

Seguem-se esboços ilustrativos do novo conceito criado e finalmente adoptado para levar até à fase final de experimentação pelo paciente.

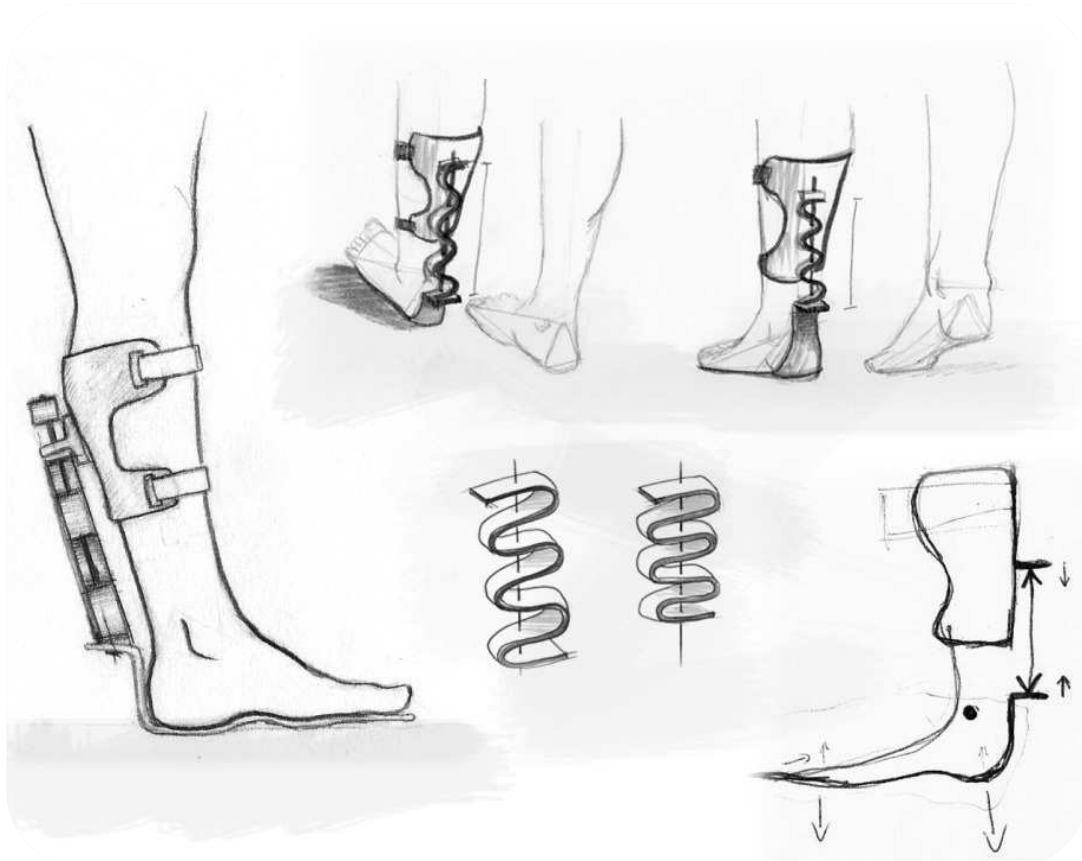


Figura 27 | Esboços do conceito adoptado para a ortótese dinâmica desenvolvida.

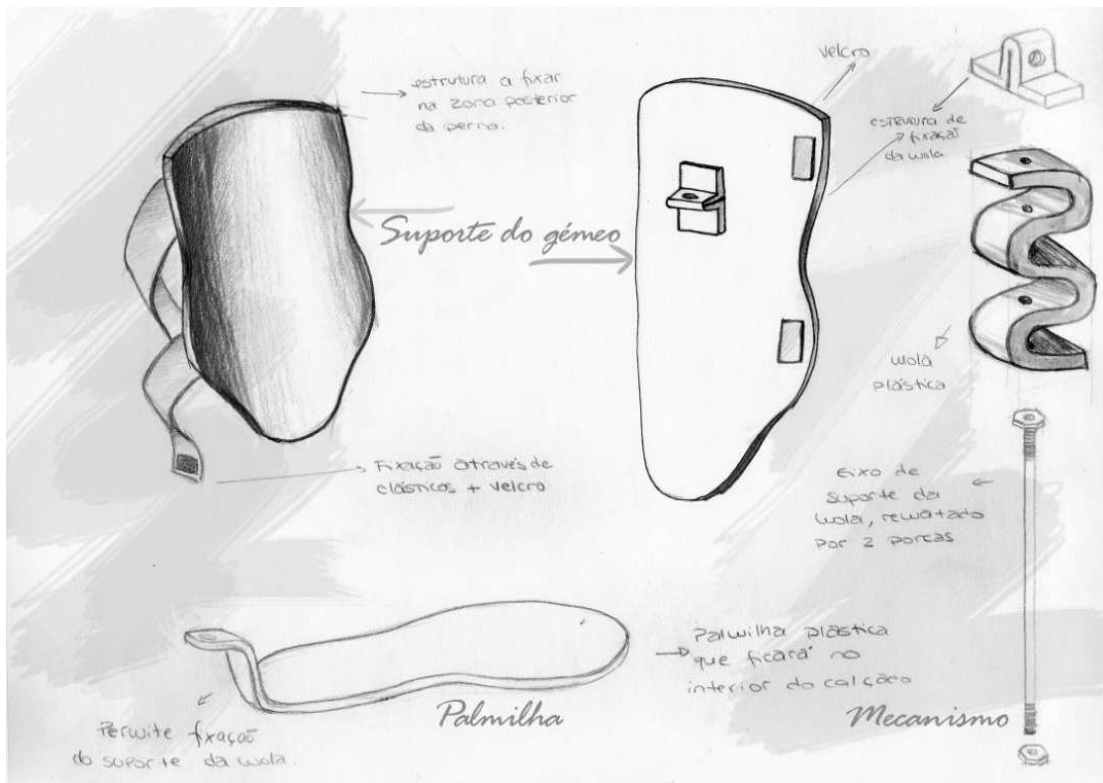


Figura 28 | Esboços do conceito adoptado para a ortótese dinâmica; Estruturação dos componentes produzíveis em termoplástico.

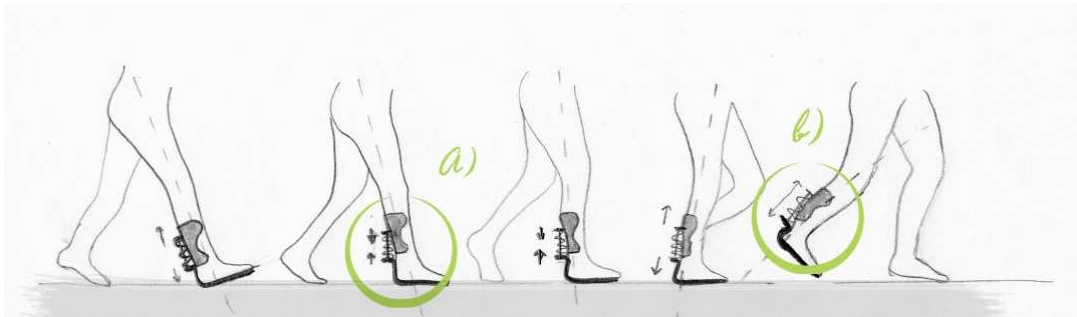


Figura 29 | Ilustração da marcha com o novo conceito da ortótese dinâmica: a) mola comprimida; b) mola distendida o que permite a simulação da flexão dorsal.

Foi realizada a avaliação do novo conceito comparativamente aos conceitos anteriores e também em relação à ortótese estática tendo em conta os mesmos requisitos.

*Avaliação – 0-10
 **Pontuação – Produto entre o valor da parcela e a avaliação.



Requisitos	Valor	Conceito Estático		Conceito Dinâmico	
		Avaliação*	Pontuação**	Avaliação	Pontuação
Terapêuticos	30				
Permite a articulação do tornozelo	5	5	25	10	50
Permite a correcção de alinhamentos se necessário	4	10	40	10	40
Sem pontos de pressão	5	8	40	9	45
Estabilidade na fase de apoio	3	9	18	9	18
Ângulo de dorsiflexão suficiente durante a fase oscilante	5	5	25	10	50
Permitir o pré-posicionamento do pé no fim da fase oscilante	2	6	12	9	18
Não crie lesões	3	6	18	10	30
Facilidade construtiva	2	9	18	7	14
Comprimento de passo adequado	1	9	9	9	9
Funcionais	30				
Uso eficiente de energia	4	2	8	9	36
Lavável	3	8	24	10	30
Fácil de colocar/retirar	4	9	36	8	32
Capacidade de adaptação às características do paciente	4	5	20	10	40
Permite a realização das tarefas diárias sem afectar a estrutura da ortótese	3	9	27	9	27
Controlo da resposta dinâmica pelo paciente	4	0	0	10	40
Colocação segura, livre de cortes ou entalões	3	10	30	9	27
Fixação ajustável	2	10	20	10	20
Versatilidade de colocação	1	3	3	7	7
Adaptável a mais que um calçado	1	10	10	9	9
Durabilidade mínima 3 meses	1	9	9	9	9
Estruturais	30				
Utilização de termoplásticos no máximo de elementos estruturais	6	9	54	8	48
Construção com base em materiais acessíveis e de fácil montagem	5	10	50	10	50
Devem ser evitadas perdas de forças estruturais	5	10	50	10	50
Áreas em contacto com o corpo dimensionadas de modo a não criar zonas de pressão	5	10	50	10	50
Estrutura personalizada	5	10	50	10	50
Peso reduzido (máx 350gr)	4	10	40	9	36
Total			786		925
Rank			2º		1º

Tabela 10 | Análise matricial do novo conceito e da ortótese estática

O novo conceito foi comparado com os quatro conceitos inicialmente gerados, bem com a ortótese estática actualmente em uso no CHCB, tendo superado todos eles. Após esta avaliação muito positiva foram construídos alguns modelos físicos experimentais da ortótese de modo a facilitar a compreensão do funcionamento pelos profissionais de saúde e testar na prática o seu desempenho.

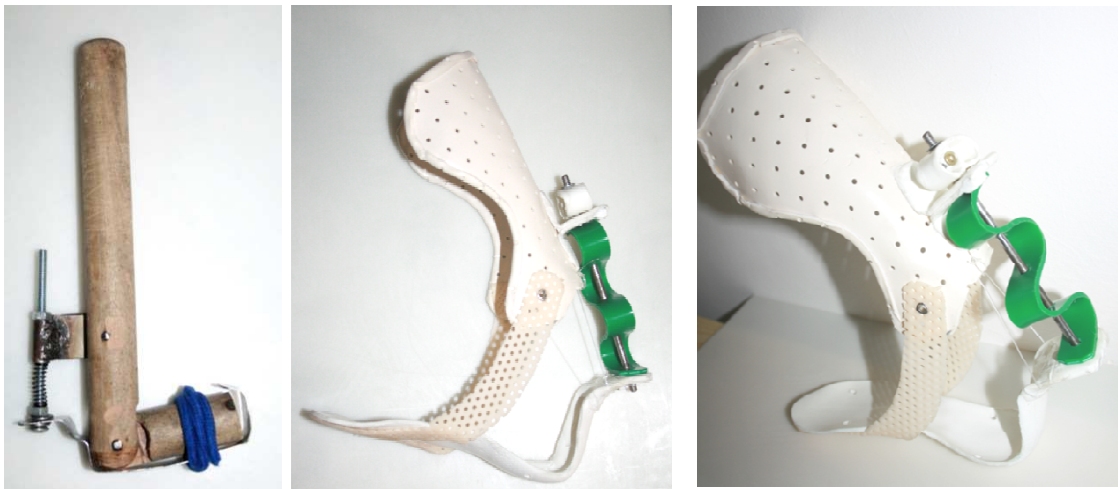


Figura 30 | À esquerda o primeiro modelo experimental, ainda embrionário, construído com materiais vulgares (molas, pau de vassoura, elástico e aço); Ao centro e à direita duas fotografias do segundo modelo experimental construído em diversos termoplásticos.

Inicialmente foi construído um modelo experimental com a estrutura básica de funcionamento que permitiu ajudar a compreender o princípio de funcionamento da ortótese.

Relativamente ao segundo modelo experimental, este foi construído após algum amadurecimento do conceito e foi alvo de diversas alterações ao longo do processo de criação e melhoramento com base na experimentação e 'feedback' das terapeutas.

3.5 Desenvolvimento do conceito

O debate de ideias sobre o novo conceito com os profissionais de saúde, favoreceu a fase de concepção detalhada do protótipo, de acordo com os, objectivos terapêuticos e o 'feedback' dos pacientes.

Como já anteriormente referido, um dos requisitos essenciais no presente projecto é a utilização, sempre que possível, dos materiais e métodos já empregues no CHCB para a construção de ortóteses.

Sendo o termoplástico, graças às suas propriedades, o material mais utilizado na construção das ortóteses, nomeadamente pela sua fácil moldagem e resistência, a utilização deste material deve ser maximizada nos componentes da ajuda técnica agora desenvolvida.

O material base utilizado no presente trabalho para a realização dos protótipos das ortóteses foram, desta forma, os termoplásticos da ORFIT Industries, mais especificamente o material ORFIT™ Light, sendo este empregue na construção do protótipo final. Nos modelos experimentais foram empregues vários tipos de termoplástico da marca ORFIT Industries, nomeadamente ORFIT™ Classic e ORFIT™ Eco, sendo estes não perfurados, mini perfurados e micro perfurados.

O ORFIT™ Light é cerca de 15% a 30% mais leve que outros termoplásticos utilizados para a construção de ajudas técnicas como ortóteses dinâmicas e estáticas. A redução do peso pode trazer efeitos terapêuticos

benéficos, dando possibilidade de aplicação em diversos tipos de ortóteses, dinâmicas ou estáticas e para diversas zonas do corpo. Possui um toque muito agradável depois de moldado, como se fosse uma “segunda pele”, devido à sua densidade reduzida que resulta numa superfície muito suave. [p]

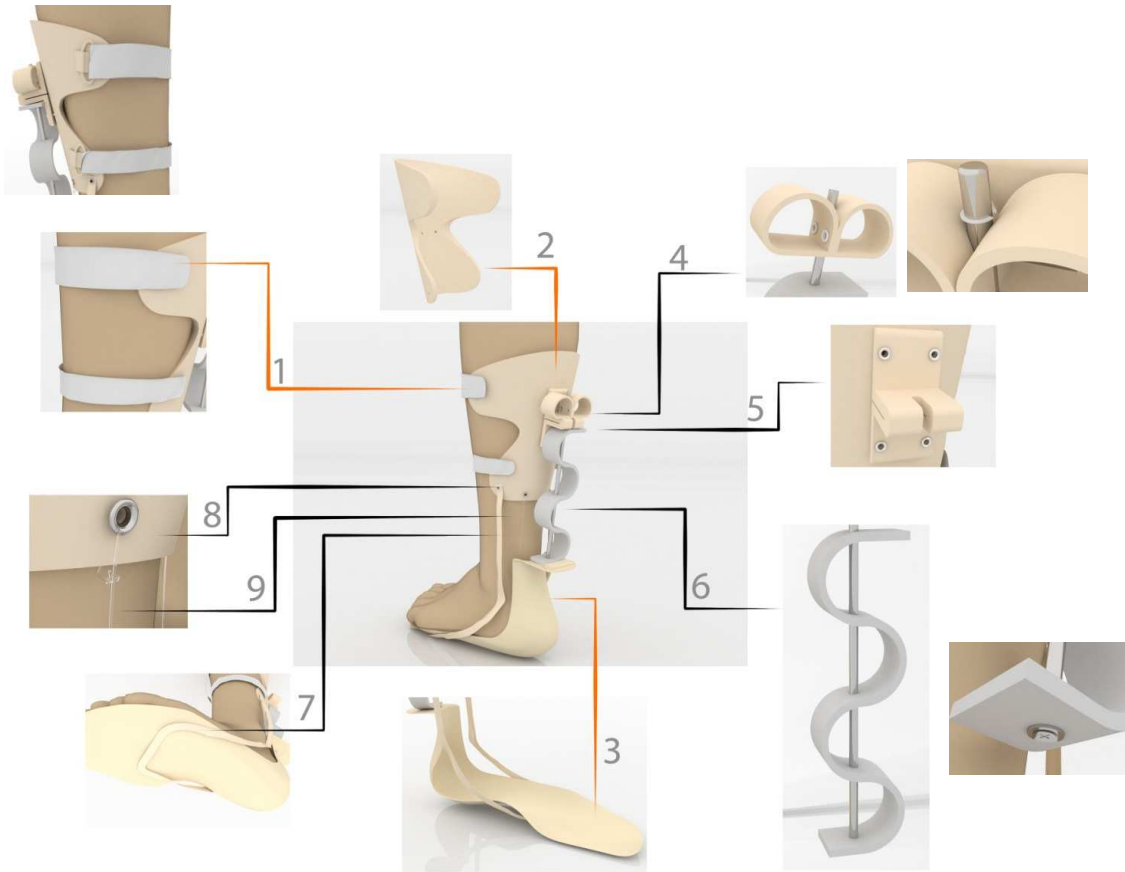
Este material possui um conjunto de características que proporcionam um maior conforto ao paciente e permitem, a quem fabrica a ajuda técnica, um trabalho mais facilitado e com bons resultados finais ao nível da moldagem, ajuste, acabamento e montagem de outros componentes. Permite ainda o reforço de zonas críticas e um acabamento muito perfeito.

O ORFIT™ Light possui uma baixa temperatura de activação para moldagem, podendo este processo ser efectuado entre os 60°C os 100°C. A sua elasticidade permite uma fácil moldagem aos contornos anatómicos do paciente, proporcionando uma perfeita personalização, tendo uma baixa percentagem de encolhimento durante o arrefecimento, mantendo assim a estabilidade dimensional.

O ORFIT™ Light tem capacidade de memória suave para o ajuste da forma e acabamentos, permite auto-adesão e também a adesão de outros componentes necessários à construção da ortótese. Todos os termoplásticos da ORFIT® são biodegradáveis e não contêm látex.

A ortótese desenvolvida é composta por um conjunto de elementos mecânicos isolados de um contacto directo com o corpo do paciente e por um conjunto de elementos em contacto directo com o paciente.

No seguinte diagrama da figura 31 estão esquematizados os elementos empregues na construção da ortótese, tendo todos sido desenvolvidos de raiz durante o presente trabalho.



Elementos de contacto com o corpo

- 1- Alças de velcro e presilhas
- 2- Suporte do gêmeo
- 3- Palmilha

Elementos do Mecanismo

- 4- Auxílio de encaixe
- 5- Guia do eixo
- 6- Mola e eixo
- 7- Tirantes
- 8- Rebite
- 9- Contra - tirantes

Figura 31 | Diagrama de todos os elementos que constituem a ortótese com respectiva legenda (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

Um aspecto importante é o carácter ajustável da ortótese a possíveis melhorias e ganhos terapêuticos do paciente.

O tipo de calçado a empregar não deverá ultrapassar em altura o tornozelo do paciente (usando por exemplo sapatos ou ténis) de forma a permitir a permanência do elemento exterior da palmilha fora do sapato.

O uso de calçado é essencial para promover o bom funcionamento da ortótese. Este cria um conjunto de forças em torno do pé e da palmilha, conferindo-lhe rigidez estrutural: por exemplo, o contraforte do sapato confere rigidez suficiente ao elemento exterior da palmilha de modo a suportar a força da mola.

Seguem-se, na figura 32 alguns exemplos de calçados que permitem a utilização da ortótese. As imagens apresentadas são representações fotorrealistas que têm por base desenhos digitais tridimensionais realizados pela autora.



Figura 32| À esquerda a ortótese num sapato de homem, ao centro a ortótese num sapato de mulher e à direita a ortótese num ténis (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

A ortótese, durante a sua utilização, pode ser ocultada com a roupa comum. Umas calças ou uma saia comprida podem encobrir a presença da ortótese. Nas seguintes ilustrações é visível a ocultação da ortótese com umas calças de ganga.



Figura 33 | À esquerda a utilização de ténis e calças que permitem ocultar a utilização da ortótese; À direita a transparência das calças permite visualizar o interior, sendo que não existe interferência da roupa com a ortótese, camuflando a utilização da mesma (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

3.5.1 Elementos em contacto com o corpo

Durante o equilíbrio na posição bípede, os arcos do pé estão especialmente activos de modo a conferir um controlo selectivo da estabilidade, proporcionando também maior flexibilidade no apoio e capacidade de amortecimento ao impacto. Desta forma, é importante garantir, tanto quanto possível, a transmissão destes movimentos de auto-estabilização do corpo à base da ortótese, tornando-a parcialmente flexível.

A palmilha é um dos elementos fundamentais no calçado para garantir o conforto durante a sua utilização. As palmilhas ortopédicas são consideradas ortóteses, sendo de facto um apoio biomecânico projectado com o intuito de controlar a movimentação das estruturas do pé e também garantir e distribuir da pressão plantar, sendo utilizadas para muitas condições e lesões distintas.

Na construção da presente ortótese foi integrada uma palmilha de termoplástico flexível (elemento 3 da figura 31), completamente ajustada ao pé, de forma a proporcionar o máximo de conforto. Este resultado é conseguido pelo facto da palmilha abranger toda a planta do pé, ao invés do que se passa em algumas ortóteses, nas quais a palmilha abrange apenas o calcanhar ou meia planta.

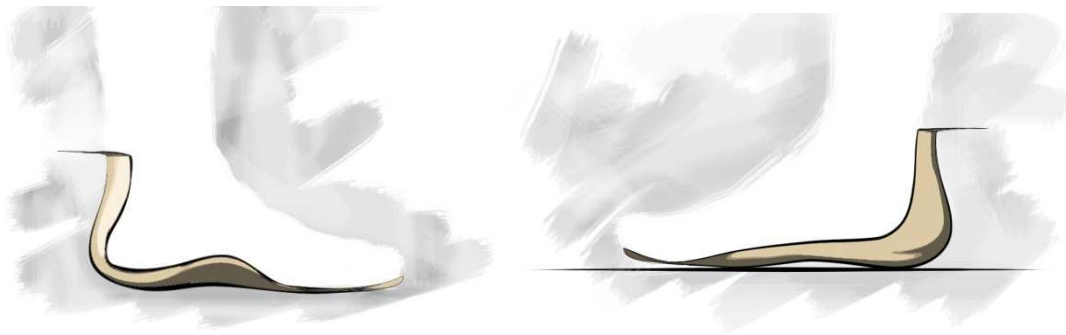


Figura 34 | Lado interior (à esquerda) e exterior da palmilha (à direita)

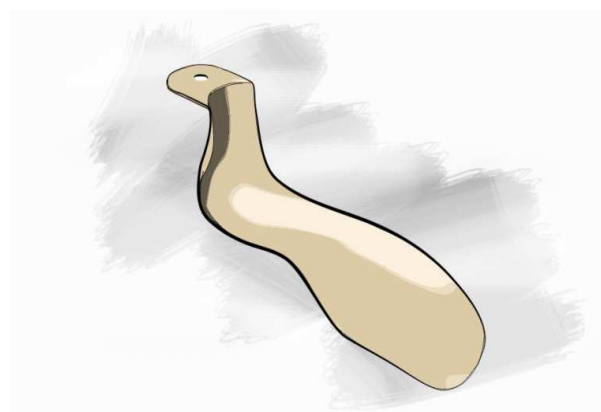


Figura 35 | Palmilha de termoplástico

O suporte colocado na perna (elemento 2 da figura 31) coincide com todo o gêmeo do paciente e possui, nas zonas laterais, superior e inferior, áreas generosas que permitem envolver bem a perna. Consegue-se desta forma um bom ajuste da ortótese ao corpo e diminuir os pontos de pressão.

A fixação do suporte à perna do paciente deve ser efectuada com duas alças fixas com velcro que passam duplamente pela frente da perna.

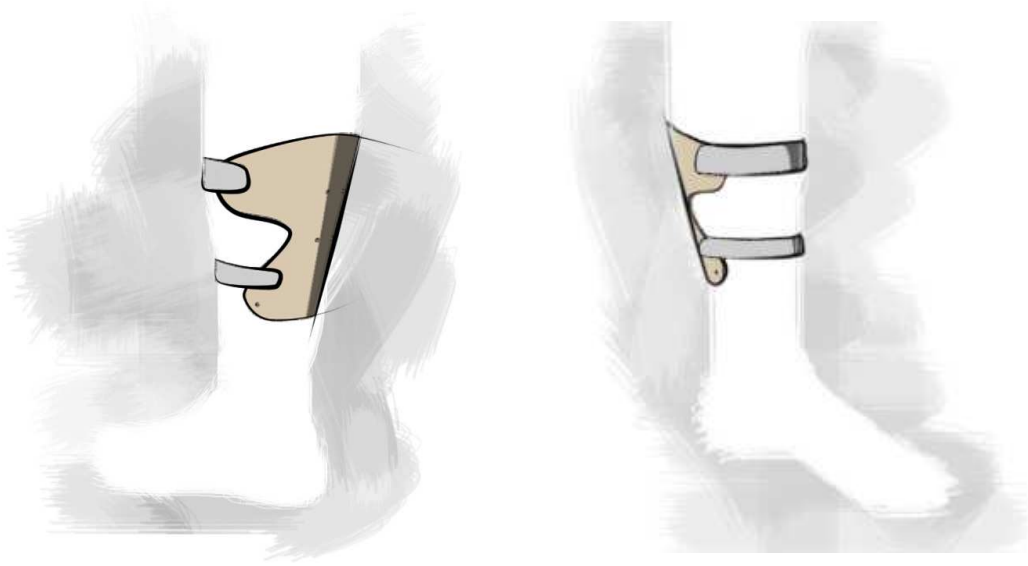


Figura 36 | Duas vistas do suporte do gêmeo. À esquerda vista de trás e à direita vista de frente.

3.5.2 Elementos do mecanismo - Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento, ao basear-se na resposta dinâmica, delineia um conjunto soluções que incluem uma característica transversal, nomeadamente a acumulação e devolução da energia fornecida durante a marcha pelo corpo do paciente à ortótese.

Na ortótese agora desenvolvida, a amplitude dorsal foi conseguida recorrendo à criação, através de uma mola, de uma força exercida no elemento exterior da palmilha, na parte posterior do pé, a qual permite criar um momento que faz levantar o pé do paciente.



Figura 37 | Representação do pé em flexão dorsal, promovida pela força no elemento exterior da palmilha, resultando num momento e consequentemente na rotação do tornozelo.

A amplitude máxima do movimento de dorsiflexão é controlada pelos fins de curso na mola constituídos pela guia do eixo (elemento 5 da figura 31) e elemento exterior da palmilha (elemento 3 da figura 31) que actuam em simultâneo com os contra-tirantes (elementos 6 da figura 31). Segundo a tabela 4, o ângulo máximo de flexão dorsal realizado pelo pé durante a marcha, deve ser um ângulo de 15°, sendo que este foi o considerado no presente projecto.

A opção mais evidente para a mola geradora da força responsável pelo levantar do pé seria uma comum mola helicoidal, uma vez que estas se apresentam com diversos tamanhos, forças e materiais. No entanto, o movimento de restituição de uma mola deste tipo para a sua posição inicial após a fase de compressão revelou-se muito rápido nos modelos experimentais, contrariando desta forma a possibilidade do controlo adequado da marcha pelo paciente.

Pelo facto de ser um material facilmente obténivel, e, igualmente, de forma a criar um mecanismo com a mesma linguagem visual de toda a ortótese, foi criada uma mola plástica integrada num eixo vertical (elemento 6 da figura 31).

O material plástico foi configurado de forma a adquirir uma forma sinuosa a qual permite que o material sofra uma deformação e subsequente acumulação de energia durante as fases de apoio do pé.

Após o ganho progressivo da posição de dorsiflexão que inicia a fase de oscilação da marcha, a mola retoma progressivamente a sua forma inicial através do mecanismo ilustrado na figura 38, o que permite evitar o arrasto do pé, o qual, sem o uso da ortótese e dada a patologia em questão, ficaria pendente.

Desta forma consegue-se obter uma resposta dinâmica do pé, controlada pela marcha do paciente, permitindo obter o movimento natural de flexão dorsal na marcha.

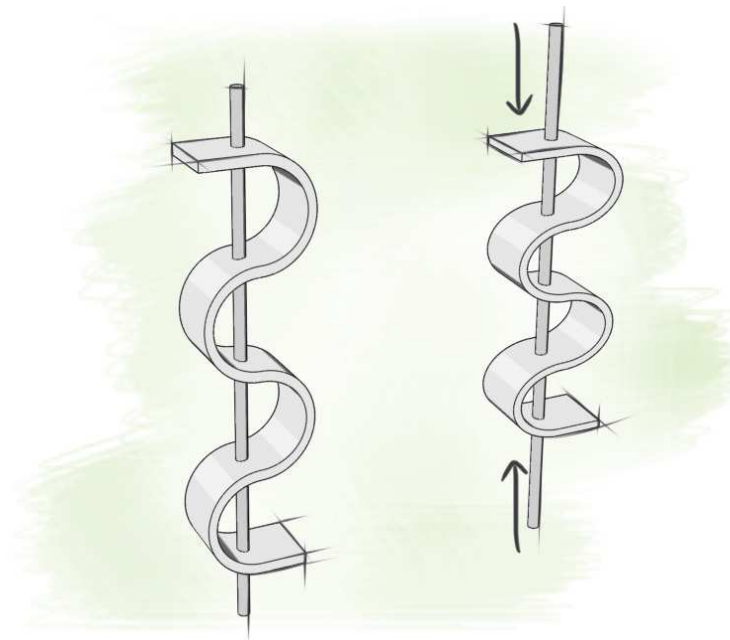


Figura 38 | Representação mola distendida à esquerda, e em compressão à direita.

Para que o ângulo de dorsiflexão seja mantido durante a fase de oscilação e de apoio inicial do pé, posição A e D da figura 39, a mola deverá exercer uma força na parte posterior da palmilha, cuja acção desta força conduz ao levantar da extremidade oposta da palmilha, o que acarreta o levantar da ponta do pé.

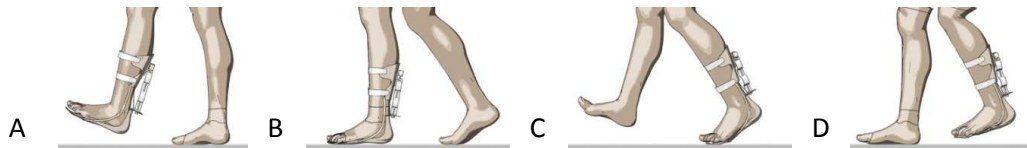


Figura 39 | Ilustração da marcha com a ortótese dinâmica (A, B, C e D)

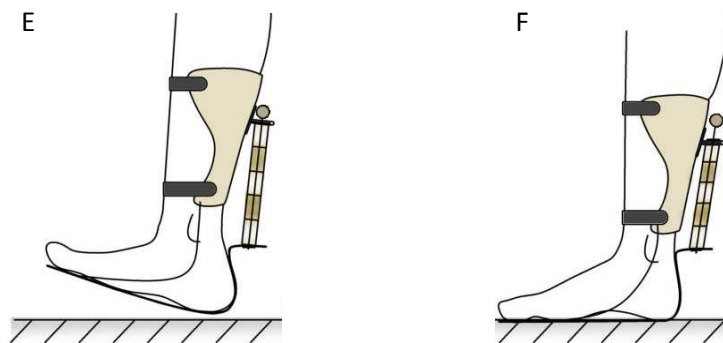


Figura 40 | E - Ilustração da descompressão da mola; F - Ilustração da compressão da mola; Fase de apoio – B, C e F e Fase de oscilação – A; D e E

A mola é fixa na parte de trás do suporte do gêmeo (elemento 2 na figura 31) através da guia do eixo (elemento 2 na figura 31) onde se movimenta verticalmente, sendo a guia do eixo e o elemento exterior da palmilha os pontos de compressão da mola.

Os tirantes (elemento 7 da figura 31) são duas peças curvas que ligam o suporte do gêmeo à palmilha, sendo fixos por ilhós que garantem a amplitude do movimento da palmilha durante a distensão da mola e suportam o peso do pé. Actuando em conjunto com os tirantes, foram colocados contra-tirantes que, em conjunto com a palmilha (elemento 3 da figura 31) e o suporte do gêmeo (elemento 2 da figura 31) restringem a amplitude angular da palmilha, evitando que a força exercida entre a guia e o elemento exterior da palmilha proporcione um afastamento entre o calcanhar e a palmilha durante a fase oscilante da marcha. O material escolhido para os contra-tirantes foi o nylon, na sua forma de fio de pesca com uma espessura de 0.8mm. Estes elementos são presos ao suporte do gêmeo e passam por baixo do elemento exterior da palmilha. No suporte do gêmeo foram colocados dois ilhós onde é feita a passagem do fio de nylon, de forma a evitar que o termoplástico se danifique.



Figura 41 | À esquerda ilustração dos contra-tirantes. À direita método de fixação do fio de nylon no suporte do gêmeo, passando por um ilhó (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

A colocação de uma ortótese dinâmica difere bastante do método empregue numa ortótese estática. Na ortótese dinâmica desenvolvida no presente trabalho, as forças exercidas pela mola na palmilha devem ser atenuadas durante a sua colocação e manuseamento. Com este fim, foi criado um sistema que permite o desencaixe do mecanismo da ortótese no momento de colocação. A guia do eixo (elemento 5 da figura 31) possui um encaixe para o eixo que permite uma maior facilidade de colocação. O procedimento de colocação da ortótese é descrito e ilustrado de seguida. O eixo deve ser desencaixado da guia do eixo (elemento 5 da figura 31) e a palmilha colocada dentro do sapato (Fig.42 - A), e só depois se deve proceder à colocação do pé dentro do calçado. De seguida devem ser traçadas as alças elásticas de velcro pela frente da perna e posteriormente deve ser apertado o calçado para um melhor ajuste. Deve proceder-se à rotação da mola e do auxílio de encaixe (elemento 4 da figura 31) para que estes sejam de novo embutidos na guia do eixo (Fig.42 - B). Quando o eixo se encontrar na ranhura da guia do eixo, a mola e o auxílio de encaixe devem ser rodados (Fig.42 - C) e pressionados até se verificar o encaixe total (Fig.42 - D).

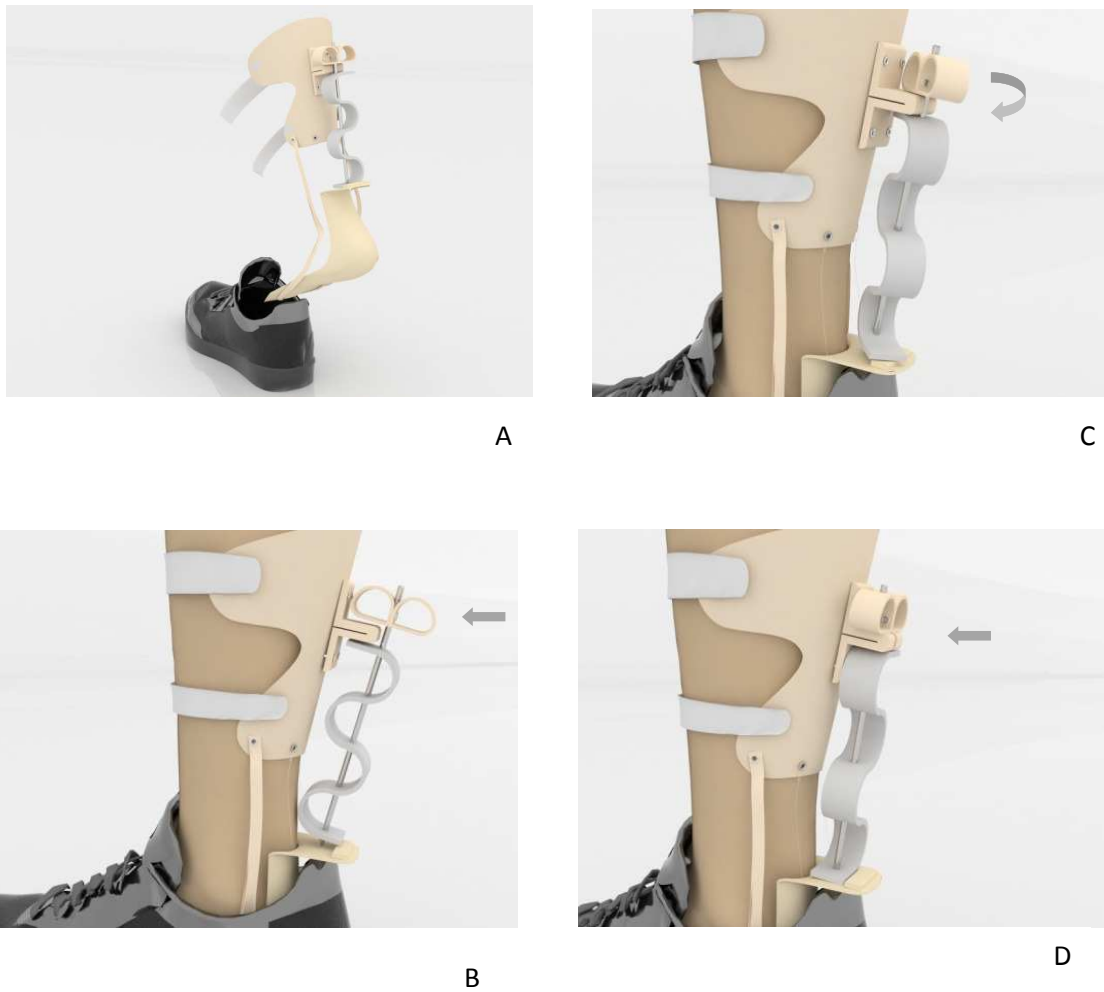


Figura 42 | Ilustração do processo de colocação da ortótese (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

Este procedimento de colocação é mais moroso quando comparadas com o processo de colocação de uma ortótese estática, no entanto as melhorias posturais no paciente são notórias com a ortótese dinâmica logo após a sua colocação, existindo uma sensação imediata de correcção da flexão plantar por acção da gravidade.

3.5.3 Estudo da mola

As ferramentas de simulação computacional de esforços mecânicos são uma ferramenta importante de projecto, porque permitem testar a custo e tempo diminuto, uma grande diversidade de soluções construtivas. Apesar da grande versatilidade e potencial das ferramentas computacionais, é necessário alguma precaução na análise de resultados obtidos, pois podem gerar facilmente resultados inverosímeis.

Foi efectuado um estudo na ferramenta de simulação Cosmosworks, a qual é um módulo de análise multifísica integrado na versão educacional do software de CAD 3D Solidworks. A Universidade da Beira Interior possui estes programas, tendo sido estas simulações realizadas nos postos de trabalho da UBI. A metodologia empregue nesta fase do trabalho foi a seguinte:

No programa Rhinoceros 3D foi desenhada a geometria da mola já em formato tridimensional devido a limitações da ferramenta de desenho Solidworks.

Este desenho foi importado para o programa Solidworks onde foi preparado para a análise pelo módulo Cosmosworks. Foram registadas as deformações da mola para um conjunto de forças aplicadas na sua extremidade superior, numa gama de 0.5kg – 4kg, apresentados na tabela 9 em Newtons (N)), tendo sido testados dois polímeros, ABS e POM.

Segue-se uma descrição breve das características dos dois materiais:

Acrilonitrila butadieno estireno (ABS) - material termoplástico rígido, leve, com alguma flexibilidade, resistência na absorção de impacto e tenacidade. A sua aplicação é comum no fabrico de produtos moldados para usos diversos.

Polioximetileno ou Poliacetal (POM) – Termoplástico de alta rigidez, tenacidade e estabilidade dimensional, excelente resistência ao escoamento e à fadiga.

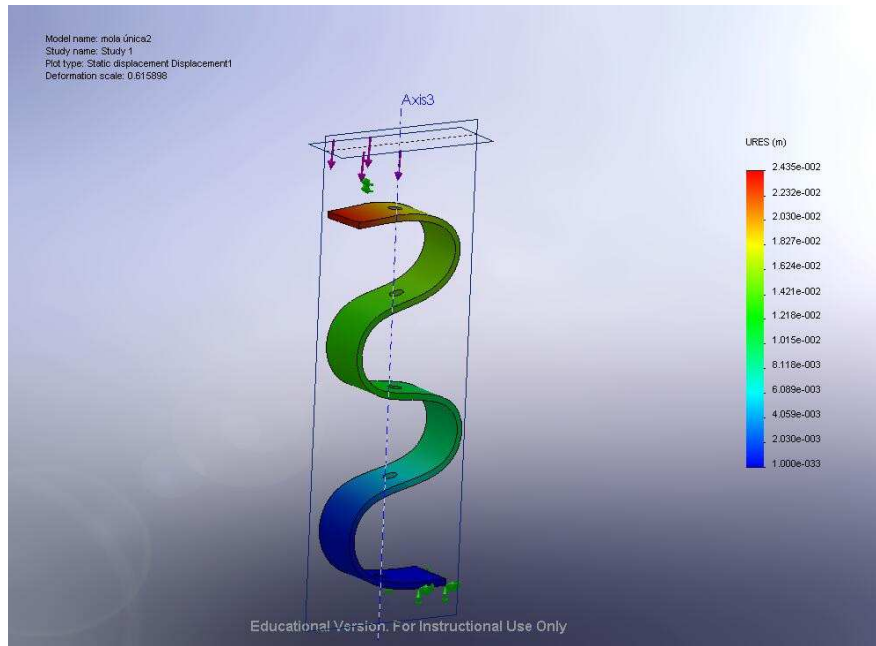


Figura 43| Imagem recolhida durante a análise do comportamento da mola no Cosmosworks. À direita é apresentada a escala do deslocamento em metros. Material: ABS; Força aplicada: 14.72N

<i>Força (N)</i>	<i>Deslocamento [m]</i>	
	<i>ABS (E = 2.41 Gpa)</i>	<i>POM (E = 2.6 Gpa)</i>
4,91	8,12E-03	6,26E-03
9,81	1,62E-02	1,25E-02
14,72	2,44E-02	1,88E-02
19,62	3,25E-02	2,51E-02
24,53	4,06E-02	3,13E-02
29,43	4,87E-02	3,76E-02
34,34	5,68E-02	4,39E-02
39,24	6,50E-02	5,01E-02

Tabela 11 | Resultados obtidos para a relação força [N] - deslocamento [m] resultantes do estudo virtual da mola para dois materiais: ABS, POM. E = Módulo de elasticidade do material

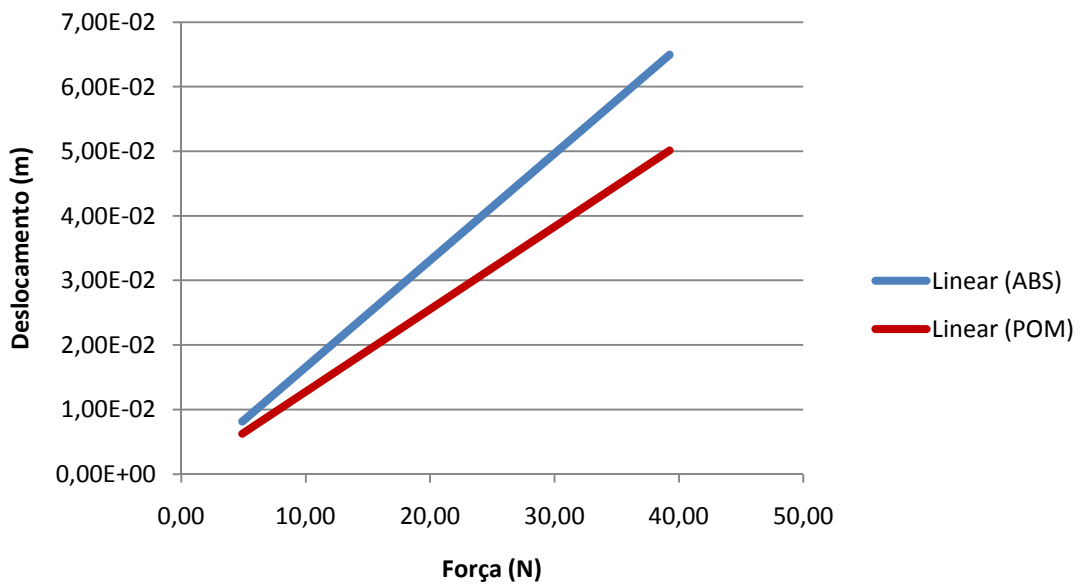


Gráfico 1 | Gráfico obtido com os resultados da tabela 9 que apresenta a relação força [N] - deslocamento [m]

De acordo com o gráfico 1, a mola apresenta uma relação linear entre os valores da força e do deslocamento, sendo que o ABS é o material que para a mesma força tem um maior valor de deformação.

Este estudo permitiu verificar que um polímero com a forma desenvolvida no conceito adquire propriedades elásticas adequadas à aplicação no protótipo a construir.

3.6 Nota conclusiva

Durante o projecto, o diálogo com a equipa de fisioterapia do Centro Hospitalar Cova da Beira revelou-se essencial na busca de requisitos e da solução do problema.

A avaliação dos vários conceitos gerados, feita através da matriz de comparação, permitiu fazer uma apreciação dos conceitos de acordo com os requisitos obrigatórios e almejados, sendo que a criação de um novo conceito que compilasse as soluções fundamentais dos quatro conceitos base se revelou ser a opção mais promissora.

Neste capítulo o percurso projectual projecto foi descrito pormenorizadamente e foi detalhada a construção e funcionamento da ortótese desenvolvida. Por fim, foi realizado um estudo no programa Cosmosworks do comportamento de uma mola virtual fabricada em dois polímeros.

Capítulo 4 | Prototipagem e fase experimental

4.1 Nota introdutória

Foi solicitada a colaboração de um paciente com o pé pendente que realizava tratamentos de reabilitação no CHCB que estivesse disponível a aceitar a troca da ortótese estática pela ortótese dinâmica desenvolvida.

O paciente envolvido na colaboração, possui uma idade de 70 anos e apresenta um diagnóstico de Monoparésia do membro inferior direito após prostatectomia em 2008, e desde então realiza sessões de fisioterapia no CHCB. O paciente possui o pé direito pendente, sem nenhum movimento na flexão dorsal do pé, utilizando como auxiliar para a marcha uma ortótese estática construída no Hospital e também umas muletas, devido a uma fratura do menisco interno do membro inferior esquerdo possivelmente proveniente da carga exercida sobre esse lado.

A fase de prototipagem e experimentação foi fundamental para testar o conceito desenvolvido e evidenciar possíveis pontos de melhoria. Foi solicitada e conseguida a colaboração de um paciente com a patologia de pé pendente que realizava tratamentos fisioterapêuticos no CHCB para comparar a ortótese estática com a ortótese dinâmica agora desenvolvida.

Foi estabelecido um processo de construção personalizado da ortótese dinâmica, tendo o 'feedback' do paciente como orientação para melhoria do design.

Neste capítulo pretende-se dar resposta à questão:

- Qual a contribuição do designer na construção de uma ajuda técnica hospitalar?

4.2 Preparação para a construção

Para dar início à construção, foram criados moldes anatomicamente personalizados às dimensões do paciente. A importância da utilização de moldes deve-se ao facto do paciente apresentar desvios e deformações da parte muscular provenientes das lesões. Desta forma, a personalização permitiu criar os componentes da ortótese com um máximo de adequação à anatomia do paciente evitando pontos de pressão. De salientar que a personalização não deve restringir a utilização da ortótese e deve permitir a utilização de mais do que um tipo de calçado.

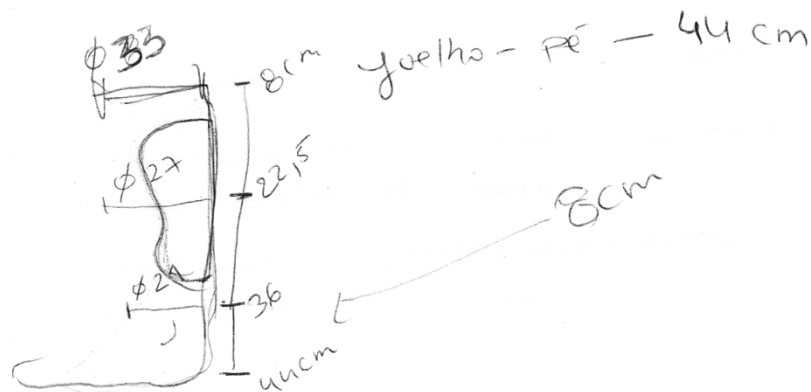


Figura 44 | Esboço com medições corporais do paciente de modo a facilitar a concepção dos moldes

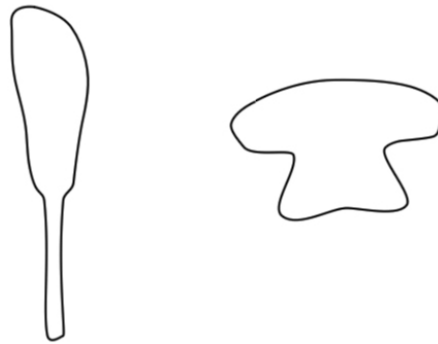


Figura 45 | Exemplos de moldes para palmilha e suporte do gêmeo

É importante referir que os moldes devem ser realizados com o paciente em carga. As formas corporais podem ser desenhadas numa folha de papel, directamente no corpo do paciente, de acordo com os contornos anatómicos, sendo a palmilha contornada pelo exterior do pé, acrescentando uma tira com aproximadamente 10cm. Quanto ao molde do suporte do gêmeo deve ser tido em conta o início e o fim do gêmeo e também a sua posição.

Os moldes devem ser colocados sobre o pé e a perna para conferir se coincidem com os pontos de referência, e se necessário fazer alterações.

4.3 Construção

Após a conclusão dos moldes de dois elementos de contacto corporal, iniciou-se a construção da ortótese propriamente dita. Os moldes foram transferidos a lápis para a placa de termoplástico, e posteriormente cortados. De seguida foram colocados na tina de água quente a cerca de 70° durante uns minutos, e quando amoleceram poderão ser colocados sobre a zona do corpo correspondente. O plástico adquiriu a forma do corpo ao ser moldado. Refira-se que existe a possibilidade de corrigir completamente a forma se o termoplástico for colocado novamente na tina de água quente, graças à memória que possui,

permitindo recuperar a sua forma inicial (plana). Na palmilha (elemento 3 da figura 31) foi feita a dobragem do elemento externo, de modo a que este ficasse bem reforçado uma vez que representa um ponto de grande aplicação de força.

Quando o arrefecimento do material finalizou, o suporte do gêmeo (elemento 2 da figura 31) e a palmilha (elemento 3 da figura 31) foram colocados novamente no paciente para conferir a sua acomodação e possíveis pontos de pressão. A palmilha foi colocada dentro do sapato e este calçado, para possível identificação pontos de pressão e outras alterações necessárias.

É de notar que os pacientes com Monoparésia do membro inferior possuem falta de sensibilidade junto à zona afectada o que indica que o seu 'feedback' é incompleto devido à sensibilidade diminuta. Este facto implica o recurso a outras técnicas de identificação dos pontos de pressão, tais como vincos e zonas da pele vermelhas.

Os acabamentos do termoplástico são uma relevante tarefa para a obtenção do conforto ao toque e durante a utilização da ortótese. As bordas foram esbatidas depois de aquecidas com uma pistola de ar quente, evitando o aparecimento de zonas rugosas e dando um aspecto mais agradável.

Com o mesmo termoplástico foi construído o auxílio de encaixe (elemento 4 da figura 31) e a guia do eixo (elemento 5 da figura 31). A guia do eixo deverá ter dimensões suficientes para a mola poder comprimir no eixo, sem interferir com outros elementos. Os rebites (elemento 8 da figura 31) utilizados na fixação da guia do eixo devem tornar este elemento estável e resistente uma vez que é um dos pontos onde é aplicada a força da mola. Em contrapartida, os rebites não devem ficar salientes na zona interna do suporte do gêmeo de modo a não existir lesões no paciente.

Para a construção da mola foi utilizado um plástico rígido que permite a recuperação da forma, sendo este moldado até adquirir uma forma sinuosa e posteriormente perfurado verticalmente, permitindo o seu atravessamento por um eixo. Depois de montados os elementos, tornou-se necessário fixar o eixo

nos seus extremos, sendo que no extremo superior (elemento 4 figura 31) se colocou um freio numa cavidade do eixo. No extremo inferior foi colocada uma anilha rematada por um parafuso que entra no eixo oco roscado. Em alternativa a este último pode usar-se a solução aplicada no extremo superior.

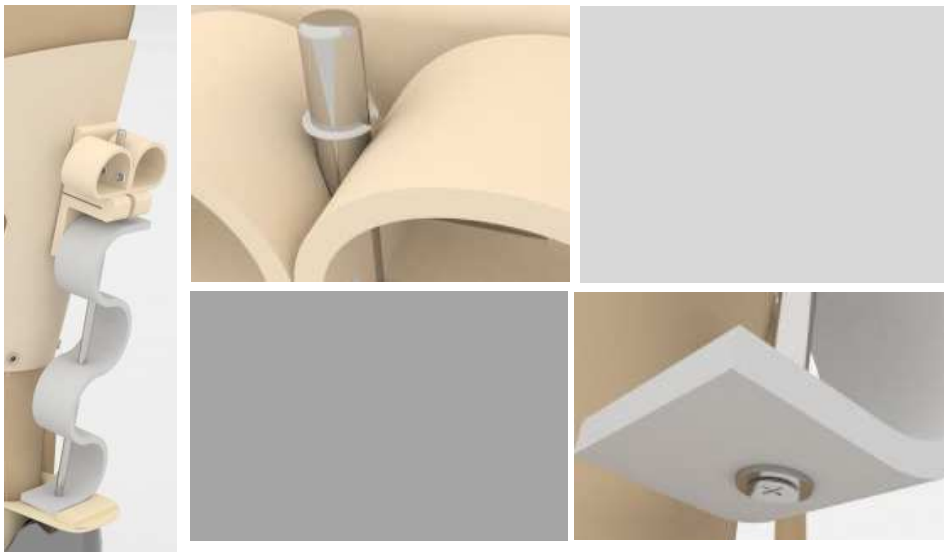


Figura 46 | À esquerda o mecanismo completo. Na imagem central a solução de fixação superior (freio) e no canto inferior direito a solução de fixação inferior (parafuso e anilha (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D))

Na montagem dos vários elementos da ortótese, deve ser tida em conta o facto da furação dever ser feita com tolerâncias mínimas, e que possíveis alterações nos termoplásticos realizadas com a pistola de ar quente podem comprometer a resistência destas fixações.

Os tirantes (elemento 7 da figura 31) que estabelecem a ligação entre a palmilha e o suporte do gêmeo devem ser construídos com um termoplástico mais fino (1,6mm ou 2mm máximo) podendo este ser micro perfurado. Para a sua construção devem ser realizados moldes de modo a obter um melhor

design, aliando a forma do pé à configuração do sapato evitando pontos de pressão no tornozelo.

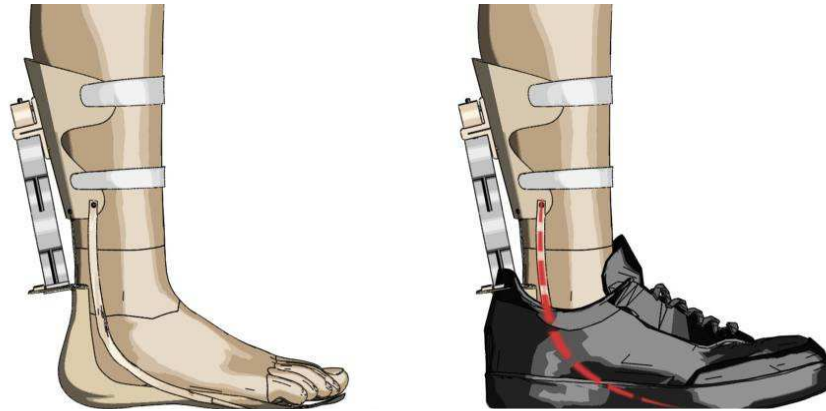


Figura 47 | Imagem que ilustra o design dos tirantes de modo a haver uma adaptação anatômica que permita o uso do calçado sem pontos de pressão (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

A fixação do tirante é semelhante à fixação do suporte do gêmeo, envolvendo o uso de rebites que devem promover uma boa fixação, evitando interferir com o corpo do paciente e proporcionando simultaneamente a rotação dos tirantes em função do suporte do gêmeo.

Os próximos elementos a ser colocados na ortótese são as alças de velcro e as presilhas. As presilhas foram construídas em termoplástico, em forma de argola e foram fixas ao suporte do gêmeo com uma pequena área de termoplástico que, por aquecimento se fundiu ao termoplástico do suporte do gêmeo. Do lado oposto às presilhas foi colada uma extremidade da alça de velcro macio (fêmea) e por cima uma porção de velcro rígido (macho) para permitir a aderência da alça. A alça é traçada pela presilha e traçará novamente para o local oposto, junto ao velcro macho.



Figura 48 | À esquerda a alça de velcro a aderir no lado do velcro macho; À direita a alça de velcro a traçar na presilha (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

Durante a utilização da ortótese por parte do paciente, foi identificado uma perda de rigidez na estrutura da ortótese devido ao afastamento entre o calcanhar e a palmilha no momento de distensão da mola (Figura 48). De modo a evitar esse afastamento devido à força exercida entre a guia do eixo e o elemento exterior da palmilha, foram criadas duas soluções, nomeadamente a solução A (Figura 49) em que é traçada uma alça que limitará a distância do calcanhar à palmilha, e a solução B (Figura 50), fazendo passar um fio de nylon por dois ilhós do suporte do gêmeo e pelo elemento exterior da palmilha, limitando a distância máxima da descompressão da mola sem afectar o seu desempenho. Após a aplicação destas soluções no protótipo experimental, a solução B revelou-se mais funcional e prática para o paciente.

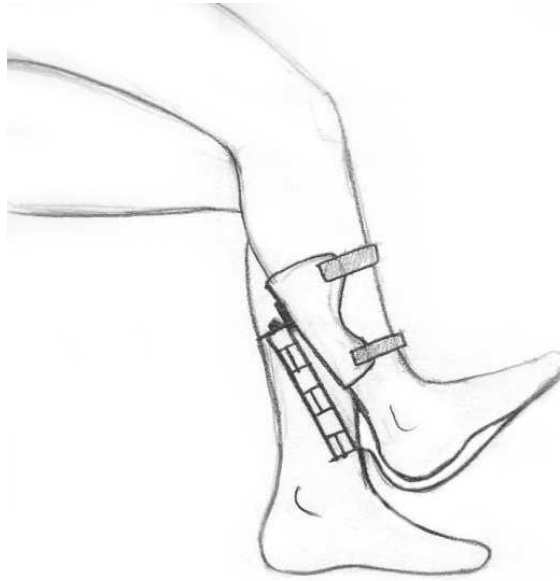


Figura 49 | Ilustração do afastamento entre o pé e a palmilha devido à força da mola sem contra-tirantes.

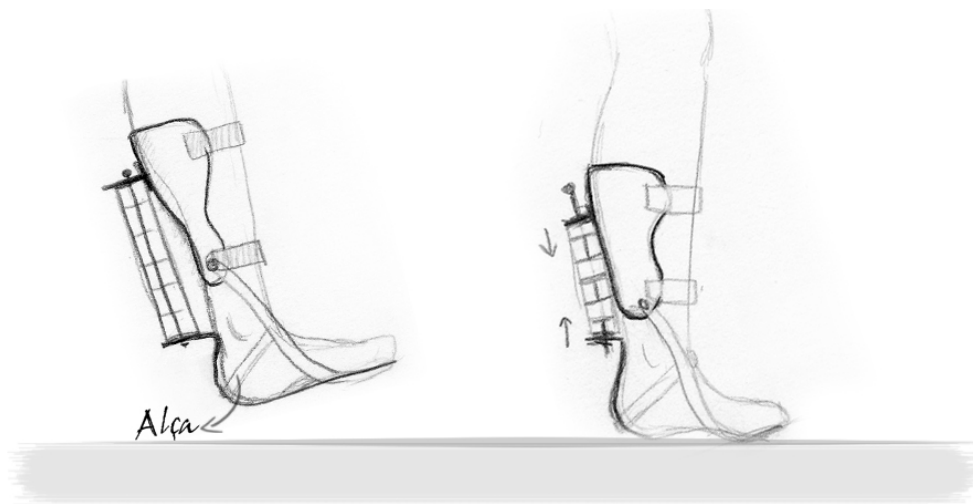


Figura 50 | Solução A para o afastamento entre a palmilha e o calcanhar

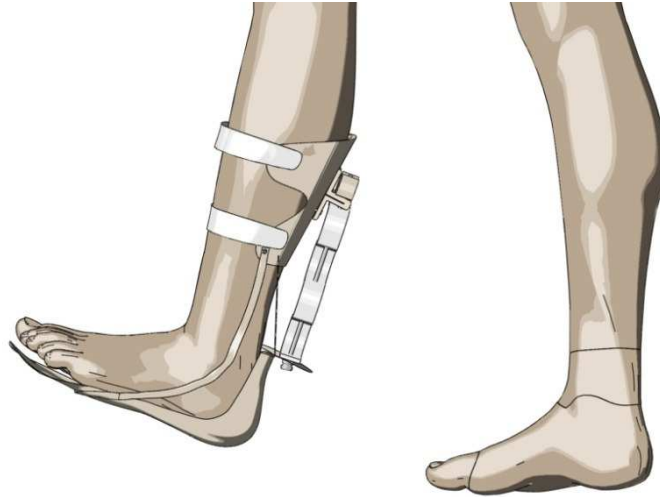


Figura 51 | Solução B para o afastamento entre o calcanhar e a palmilha.

Para a colocação correcta dos contra-tirantes é necessário que o paciente se coloque na posição correspondente à seguinte imagem central:



Figura 52 | Ilustração da posição do paciente para colocação dos contra-tirantes.

4.4 Fase experimental

As seguintes fotografias ilustram o aspecto final da ortótese personalizada construída para um paciente com pé pendente. Neste subcapítulo será feito um estudo sobre os materiais aplicados na mola.



Figura 53 | À esquerda uma fotografia da ortótese completa; À direita uma fotografia da zona inferior da palmilha e restante ortótese

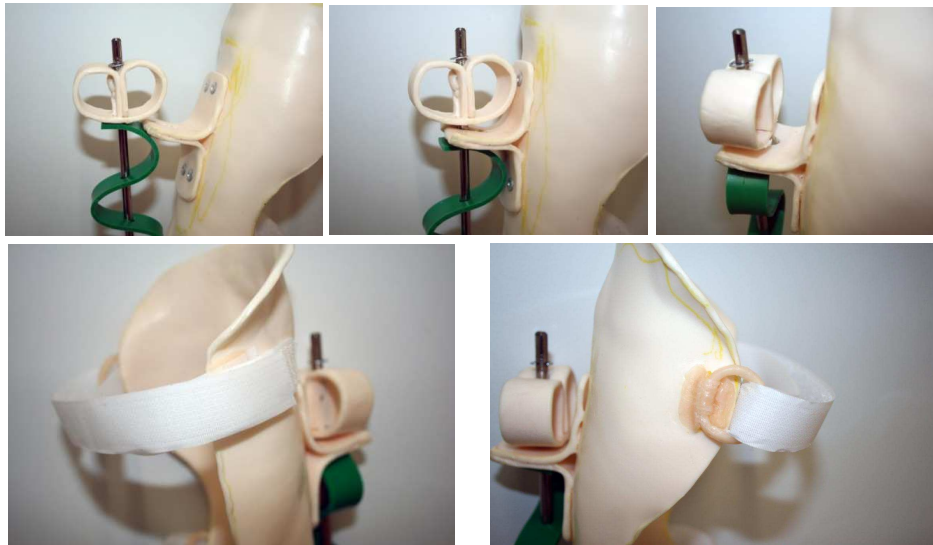


Figura 54 | Em cima, três fotografias do pormenor do encaixe; Em baixo, duas fotografias que ilustram a fixação das alças de velcro.

4.4.3 Estudo real da mola empregue na ortótese

Com o intuito de avaliar o comportamento da mola foi realizado um estudo de força-deformação da mola de formato sinuoso utilizada no protótipo. O material utilizado no protótipo real construído foi um polímero maleável, com um módulo de elasticidade suficiente para a sua função dinâmica, no entanto desconhecem-se as suas características específicas.

Na tabela seguinte são apresentados os resultados das medições reais da evolução da força com o deslocamento na mola construída:

<i>Força</i> <i>(N)</i>	<i>Deslocamento</i> <i>(m)</i>
13,734	2,60E-02
14,715	2,70E-02
18,639	2,80E-02
21,582	3,00E-02
22,563	3,20E-02
25,506	3,50E-02
27,468	3,70E-02
29,43	4,00E-02
31,392	4,20E-02
33,354	4,50E-02

Tabela 12 | Relação força- deslocamento da mola com o polímero usado no protótipo.

De uma forma geral a análise computacional do comportamento da mola assemelha-se à mola real utilizada no protótipo, sendo que o declive da recta do material POM se revela o mais semelhante ao da recta originada pelos valores da medição real da mola utilizada na ortótese dinâmica.

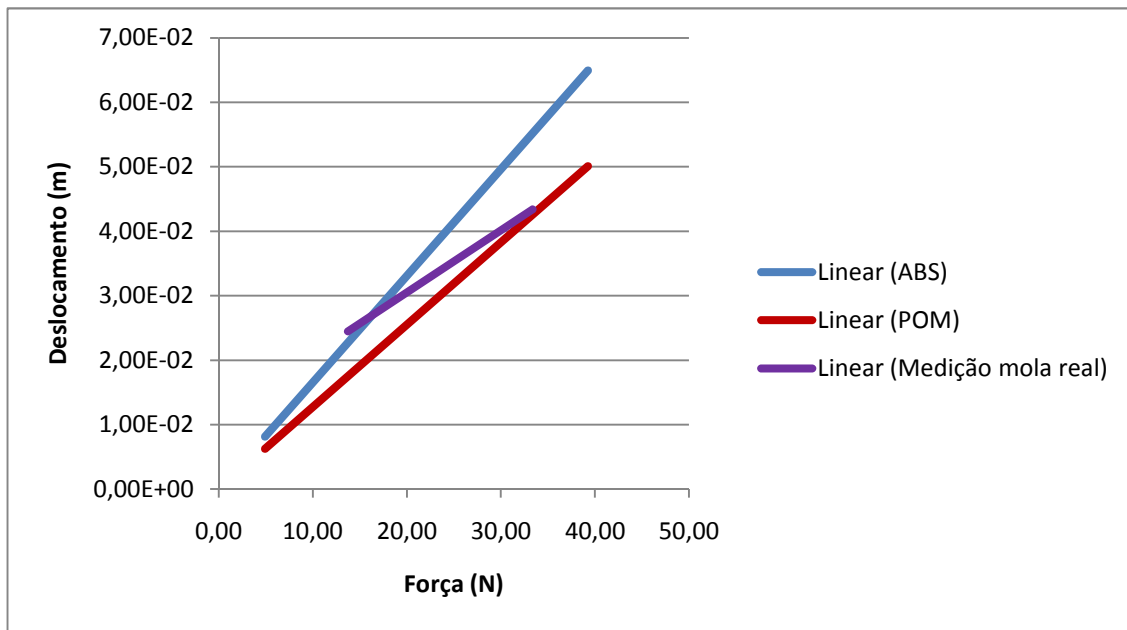


Gráfico 2 | Gráfico força-deslocamento da mola virtual (polímeros ABS, POM) e da mola real usada no protótipo.

Este estudo permite estabelecer um termo comparativo entre as medições virtuais provenientes de um software, e as reais, efectuadas na mola empregue na ortótese dinâmica. Isto revela que o software permite procurar soluções mecânicas adequadas ao tipo de ortótese e às características do paciente, nomeadamente o seu grau de espasticidade e seu peso.

4.5 Resultados

Após a conclusão da construção da ortótese seguiu-se a fase de adaptação do paciente a esta nova ajuda técnica e, na sequência do seu uso, o reunir de sugestões de melhoria provenientes da sua experiência. É de referir

que para a construção da ortótese foi inicialmente aplicada uma mola única, sofrendo posteriormente alterações.

No dia 19 de Março de 2010, concluída a construção da ortótese, procedeu-se à experimentação da mesma pelo paciente. Inicialmente a marcha processou-se com alguma insegurança mas rapidamente prosseguiu mais confiante. Esta primeira fase de testes revelou imediatamente a evolução por parte do paciente de uma marcha rígida para uma marcha mais fluida. Durante estes primeiros ensaios o paciente foi questionado acerca de dores, pontos de pressão ou zonas de fricção e sobre diferenças sentidas relativamente à outra ortótese estática.

A nível de observação da marcha foi perceptível a compensação da flexão plantar por gravidade, devido à impossibilidade de sustentar o pé através dos músculos dorsiflexores, verificando-se uma flexão dorsal satisfatória para uma marcha equilibrada. Através do 'feedback' do paciente foi possível identificar alguns pontos de pressão, e perceber um ganho de amplitude do pé que o paciente não sentia com a ortótese estática. O paciente referiu uma sensação de contracção no gêmeo, facto extremamente positivo, e que manifestou o retorno da actividade do músculo, inactivo desde o início da patologia. Este muito importante ganho evita a perda de massa muscular, devendo no entanto a adaptação a esta nova realidade funcional ser gradual para evitar dores musculares devido à prévia inactividade do músculo.

Reunidos os aspectos da ortótese susceptíveis de melhoria, avançou-se para alterações da forma de alguns componentes nomeadamente da palmilha e do suporte do gêmeo, de modo a aliviar pontos de pressão referidos pelo paciente.

Durante o processo de adaptação foi realizado um primeiro vídeo no dia 13 de Abril de 2010, antes do processo alterações da construção ser concluído, o que permitiu efectuar um registo visual da marcha em três condições

distintas: sem ortótese, com a ortótese estática e com a ortótese dinâmica. (Consultar CD em anexo)

Quando o paciente se deslocava sem ortótese, era claramente visível que o seu pé direito se encontrava sem amplitude dorsal e que o ataque ao solo era feito com a ponta do pé e não com o calcanhar como acontece numa marcha normal. Durante a marcha era igualmente observável alguma instabilidade e falta de confiança.



Figura 55 | Capturas do 1º vídeo: o pé direito do paciente sem ortótese apoia no solo com a ponta do pé (Imagem à direita capturada aos 20 seg. e imagem à esquerda aos 24 seg.)



Figura 56 | Capturas do 1º vídeo: o pé esquerdo do paciente encontra-se saudável e apoia no solo com o calcanhar (Imagem capturada aos 26 seg.)

Na segunda fase de filmagens foi registada a marcha do paciente com a ortótese estática que habitualmente utilizava.

Foi visível o estado de habituação à ortótese estática pelo paciente, transparecendo um aumento de confiança e equilíbrio. Uma aparente flexão dorsal suficiente predomina em todo o percurso da marcha. No entanto, aos 56 segundos, durante e após a viragem da direcção da marcha o paciente assenta o pé com a ponta durante uma passada (dois passos aos 54seg e aos 56 seg). Esta situação indicia uma marcha viciada, em que existe alguma elevação da anca e joelho para evitar que a ponta do pé arraste durante a fase de oscilação.



Figura 57 | Capturas do 1º vídeo: o pé direito do paciente com ortótese estática. À esquerda com flexão dorsal na fase inicial de apoio (Imagem capturada aos 48seg.); À direita a ponta do pé em contacto com o solo após viragem da direcção da marcha (Imagem capturada aos 56 seg.)

Numa terceira parte das filmagens foram obtidas imagens da marcha do paciente com a ortótese dinâmica, apenas tendo tido previamente uma curta sessão de experimentação da ortótese com a duração de alguns minutos. Inicialmente a marcha decorreu com alguma insegurança, visível pela compressão diminuta da mola no primeiro passo, tendo no entanto prosseguido naturalmente, com ganhos significativos na confiança e fluidez da marcha, sendo estes confirmados pela terapeuta que presenciou a sessão de marcha. Os

ganhos foram igualmente evidentes na amplitude dorsal verificada relativamente à ortótese estática, permitindo também a amplitude plantar.

Na fase de mudança de direcção da marcha, um aspecto extremamente positivo, foi o facto de não ter sido registado nenhum apoio com a ponta do pé por parte do paciente, sendo que numa situação em que este fez a mudança de direcção numa zona com pouco espaço, apoiou o pé com menos flexão dorsal devido à extensão de toda a perna, no entanto, não se tendo verificado alterações no seu desempenho.



Figura 58 |Capturas do 1º vídeo: pé direito do paciente com ortótese dinâmica. À esquerda na posição neutra na fase de oscilação (Imagem capturada aos 2:02min); À direita o pé inicia a fase de apoio com o calcanhar (Imagem capturada aos 2:04min)



Figura 59 | Capturas do 1º vídeo: pé direito do paciente com ortótese dinâmica. À esquerda o pé direito inicia a marcha após viragem com flexão dorsal suficiente (Imagem capturada aos 1:58min); À direita o pé direito assenta no solo com menor flexão dorsal após mudança de direcção da marcha em zona com pouco espaço (Imagem capturada aos 1:42min)

Durante a marcha com uma ortótese dinâmica, se existirem desvios, ou rotações da ortótese sobre a perna devido à constituição anatómica e à própria marcha de cada paciente, estes podem ser atenuados com a colocação das alças a traçar para o lado contrário da força que proporciona o desvio ou a rotação. A rotação da mola pode ser atenuada com a colocação de material termoplástico no elemento exterior da palmilha, paralelamente à extremidade da mola.



Figura 60 | Representação do rectângulo de termoplástico usado como travão para evitar a rotação da mola e conseqüentemente do suporte do gémeo sobre a perna (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

Nesta fase verificou-se que a mola plástica utilizada no mecanismo perdeu propriedades mecânicas, deixando de recuperar a forma original. No primeiro modelo experimental construído não foi verificada a fadiga da mola visto que a ortótese foi construída para um utilizador de 50kg. Deste modo, na construção da ortótese para o paciente do CHCB, que pesa cerca de 75kg, foi necessário reforçar a capacidade de recuperação da forma da mola empregando duas molas encostadas uma à outra. A duplicação da mola permitiu manter as propriedades da mesma e garantir que ao longo do tempo flexão dorsal não perdesse amplitude. O paciente reagiu muito bem a esta alteração. No dia 22-04-2010 foi realizado um novo vídeo após optimização do mecanismo da ortótese. (Consultar CD em anexo)

Pela observação da marcha após a aplicação da mola dupla é visível que a flexão dorsal é bem conseguida, e a marcha revela-se fluida. O 'feedback' do

paciente revelou-se ainda mais positivo relativamente à mola única, afirmando que existia uma maior sensação de flexão dorsal e consequentemente de confiança.

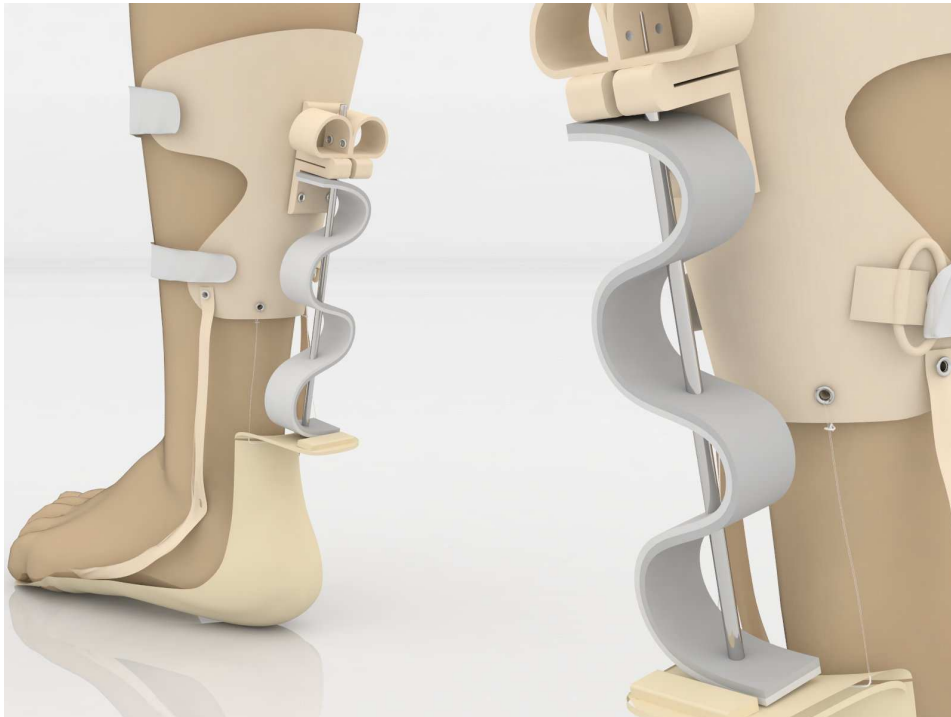


Figura 61 | Representação da mola dupla aplicada na ortótese dinâmica (imagens foto realistas provenientes de um desenho em CAD 3D)

Após análise da ortótese por parte do Sr. Director da Unidade de Reabilitação do CHCB, Doutor João Fortes, foi concedida autorização para o paciente utilizar a ortótese durante o seu dia-a-dia.

O paciente utilizou a ortótese durante um mês, tendo feito uma adaptação gradual à mesma. Foi realizada uma entrevista sobre a experiência de utilização da ortótese dinâmica estabelecendo-se uma comparação com a anteriormente utilizada. (Anexo página 124 e 125)

Os resultados do questionário revelam uma boa adaptação à ortótese dinâmica, evidenciando que houve uma melhoria postural do pé no momento do impacto com o chão, sendo que a ortótese dinâmica dá uma real sensação de elevação da ponta do pé e conseqüentemente uma marcha mais satisfatória. O paciente não revelou dor após o uso continuado da ortótese, apenas uma natural ligeira fadiga muscular em caso de actividade excessiva, resultante da actividade dos músculos que à muito se encontravam inactivos. Refira-se o entusiasmo do paciente pela nova ortótese agora desenvolvida, facto que se traduziu por um acréscimo da sua actividade diária em certas ocasiões.

Relativamente às tarefas diárias, estas revelaram-se ser executadas com naturalidade. O paciente apontou pontos de melhoria, nomeadamente a diminuição do elemento exterior da palmilha e o sentir de alguma tensão excessiva nas alças que apertam a ortótese, devido ao natural aumento de volume da perna em dias de maior calor.

Durante o processo de experimentação e habituação da ortótese, foi observado um conjunto de reacções à sua aparência e utilização.

A nível visceral (ver sub-capítulo 1.9), o design não se revelou muito atractivo devido ao volume, número de elementos constituintes e pela diferenciação da cor da mola do resto do conjunto devido à limitação de escolha da mesma. No entanto, a nível comportamental (ver sub-capítulo 1.9) foi visível que as expectativas criadas relativamente à performance foram superadas, e o aspecto funcional, superior relativamente à tala estática, gerou um conjunto de emoções, nomeadamente de esperança e aumento de confiança pela sua utilização. A sensação que a flexão dorsal seria 100% simulada e assegurada pela ortótese dinâmica, proporcionou uma marcha mais natural e confiante, levando a uma fácil aceitação. Fruto da satisfação do paciente pela utilização da ortótese dinâmica, este sentiu-se motivado a realizar tarefas que não faziam parte do seu dia-a-dia, tal como caminhadas de longa duração e condução de uma viatura.

O design de produtos médicos deve envolver a compreensão de emoções do utilizador por parte do designer. Se o uso de certos produtos faz transparecer limitações físicas ou ainda as assinala, isso terá um efeito reflexivo, e a empatia com o utilizador será apenas ao nível comportamental se o produto desempenhar bem a sua função. Neste projecto, foram atingidos objectivos ao nível comportamental pelo aspecto funcional, qualidade de uso da ortótese e melhoria da performance do paciente, e igualmente atingidos objectivos ao nível reflexivo consequência da racionalização do nível comportamental. Com efeito, visto que a ortótese atenua a constante preocupação de evitar que o pé arraste a cada passo, o paciente viu a sua performance melhorada, dando à ortótese um significado pessoal, reflexo de uma melhoria física e um bem-estar psicológico,

4.6 | Nota conclusiva

O processo construtivo e de melhoria do objecto desenvolvido permitiu estabelecer uma ligação próxima com o utilizador de modo a compreender as suas necessidades reais, a sua apreciação da ortótese e os efeitos físicos e psicológicos da sua utilização imediata e após um mês.

A fase de experimentação foi fundamental para a compreensão da importância do 'feedback' do utilizador e também para a percepção de problemas que apenas são perceptíveis com o teste de modelos experimentais.

Conclusão

Esta investigação reuniu um conjunto de informação, métodos de trabalho e factores associados ao design inclusivo que mostram a importância do design centrado num utilizador com limitações físicas.

Um trabalho de design que abranja a área médica pode servir de estímulo a posteriores trabalhos de criação de produtos de outras áreas que necessitem da mesma sensibilidade para a criação de produtos que envolvam emoções aliadas a situações limitadoras e desvantajosas para o utilizador. O facto de se projectar para um público-alvo sem limitações físicas bem como partir do princípio de que estão sempre disponíveis recursos e tecnologias de construção avançadas, origina um projecto muitas vezes inadequado às necessidades e capacidades reais dos utilizadores.

O projecto desenvolvido permitiu ultrapassar as limitações construtivas existentes no contexto hospitalar, devidas às dificuldades de várias ordens, e criar um equipamento sofisticado e simultaneamente de baixo custo relativamente aos que estão disponíveis no mercado. O projecto revelou-se muito positivo pelos óptimos resultados obtidos na criação e construção da ortótese dinâmica em colaboração com profissionais de saúde e pela verificação da sua aplicabilidade em contexto real.

Do ponto de vista pessoal, a possibilidade de criar uma solução que permitiu atenuar as limitações físicas de uma pessoa e conseqüentemente potenciar a sua auto-confiança e esperança, revelou-se uma tarefa estimulante e gratificante. Esta experiência foi muito enriquecedora para a autora pela possibilidade de trabalhar com uma equipa multidisciplinar e contactar com a realidade hospitalar. A fase de testes revelou-se marcante pela felicidade e motivação do paciente pelo uso da ortótese dinâmica desenvolvida.

Esta investigação sublinha a importância do designer observar o comportamento do utilizador e a sua evolução ao longo do processo de teste de uma ajuda técnica, quer a nível físico quer emocional,

Igualmente importante é ouvir o 'feedback' do utilizador e os profissionais de saúde e sobretudo sentir a sensação do uso do equipamento criado,

Trabalhos futuros

É importante fazer uma apreciação do potencial de evolução do trabalho iniciado com esta dissertação, e de como ele poderá servir de incentivo a trabalhos futuros. Relativamente ao projecto, foram identificados alguns pontos a melhorar em trabalhos futuros:

- O elemento exterior da palmilha deve ser minimizado para evitar embates na descida de escadas;

- O suporte do gémeo deve abrigar todo o músculo para minimizar a sensação já esquecida do gémeo em funcionamento;

- O mecanismo da ortótese e em particular a sua mola revela-se algo volumoso, apesar de possuir um bom funcionamento para o fim a que se destina. Em contexto de produção industrial, este poderia ser minimizado recorrendo a um sistema mais pequeno. O mecanismo poderia ser vendido independentemente em kits pelas marcas que comercializam material para ortóteses. O mecanismo deveria ainda ser estudado de acordo com a sua rigidez, de modo a obter diferentes categorias consoante os pesos dos pacientes. Os kits seriam adquiridos pelos profissionais de saúde que aplicariam o mecanismo numa ortótese personalizada, por eles construída.

- Uma validação biomecânica aprofundada deveria ser efectuada relativamente ao design da ortótese, de modo a avaliar a totalidade dos ganhos conseguidos, juntamente com uma avaliação completa da marcha resultante do seu uso;

- Deverão ser efectuados testes ao desempenho da ortótese dinâmica num conjunto alargado de pacientes possuem o pé pendente, inclusive em pessoas que recuperaram parcialmente a sua lesão e utilizariam a ortótese principalmente como estímulo para a obtenção de mais ganhos.

Referências bibliográficas

- [1] FRASCARA, Jorge; Design and the Social Sciences: Making Connections; New York; Taylor & Francis; 2002
- [2] HERWIG, Oliver; UNIVERSAL DESIGN – Solutions for a barrier-free living; Basel; Birkhäuser; 2008.
- [3] SIMÕES, Jorge. F.; BISPO, Renato; Design inclusivo, Acessibilidade e Usabilidade em Produtos, Serviços e Ambientes; Lisboa: Centro Português de Design; 2006.
- [4] CONWAY, Margaret; Occupational Therapy and Inclusive Design – Principles for practice; UK; Blackwell Publishing; 2008.
- [5] DARCY, Simon. Setting a Research Agenda for Accessible Tourism. In C. Cooper, T. D. LacY & L. Jago (Eds.), STCRC Technical Report Series; 2006.
- [6] PREISER, Wolfgangf.; OSTROFF, Elaine; Universal Design HandBook; EUA; McGraw-Hill; 2001.
- [7] KEATES, Simeon.; CLARKSON John; Countering design exclusion - An introduction to inclusive design; London; Springer; 2004.
- [8] SNR; Folhetos SNR nº 49 – Ajudas técnicas, Benefícios para as Pessoas com Deficiência; Secretariado nacional para a reabilitação e integração das pessoas com Deficiência; Lisboa; 2004.

- [9] PAIN, H. et al. (2003); Choosing Assistive Devices; UK; JKP
- [10] MACHADO, Sofia; O efeito da palmilha proprioceptiva na marcha de crianças com hemiplégia espástica por paralisia cerebral -
Dissertação de mestrado; Porto; Faculdade de ciências do desporto e da educação física; 2005.
- [11] LEHMANN, Justus; LATEUR, Bárbara; Análise da Marcha: Diagnóstico e Tratamento; Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen. 4. ed. São Paulo: Manole; 1994
- [12] AFONSO, O et al.; Estudos do movimento humano; Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Coimbra; 2000
- [13] BAXTER, S. et al. (2009); Use of ankle-foot orthoses following stroke - Best Practice Statement; Scotland; NHS Quality Improvement Scotland
- [14] CARLO, Marysia M.R.Prado; BARTALOTTI, Celina C.; Terapia ocupacional no Brasil: Fundamentos e perspectivas; Brasil; Plexus; 2001.
- [15] HSU, John et al.; AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices; Philadelphia; Mosby Elsevier; 2008.
- [16] GAGE, James; Gait Analysis in Cerebral Palsy. Clinics in developmental medicine No 121, London: Mac Keith Press; 1991.
- [17] ULRICH, Karl; EPPINGER, Steven; Product Design and Development; Singapore; McGraw Hill; 2008.

[18] NORMAN, Donald; Emotional Design: Why We Love (or Hate)

Everyday Things; New York: Basic Books; 2004.

STERNBERG, Robert J.; Psicologia Cognitiva. Tradução de Maria

Regina Borges. Porto Alegre: Artes Médicas Sul; 2000.

Webgrafia

- [a] [http://capeiaarraiana.files.wordpress.com/2008/01/s-
idosobengala01b.jpg](http://capeiaarraiana.files.wordpress.com/2008/01/s-
idosobengala01b.jpg)
- <http://www.plenarinho.gov.br/noticias/imagens/joana-mocarzel.jpg>
- http://thumbs.dreamstime.com/thumb_302/1219492891frdvB8.jpg
- [http://1.bp.blogspot.com/_VU3Ec7WbTYc/SraVf-
kpTHI/AAAAAAAAAU/AUF8n8ftYyc/S220-h/adolescente-x-vaidade-
60-109.jpg](http://1.bp.blogspot.com/_VU3Ec7WbTYc/SraVf-
kpTHI/AAAAAAAAAU/AUF8n8ftYyc/S220-h/adolescente-x-vaidade-
60-109.jpg)
- [http://revistaepoca.globo.com/Revista/Epoca/foto/0,,11568579,00.jp
g](http://revistaepoca.globo.com/Revista/Epoca/foto/0,,11568579,00.jp
g)
- <http://veja.abril.com.br/especiais/amazonia/imagens/indios1.jpg>
- <http://www.lojadosbebes.com/images/M5653.jpg>
- <http://gcncomunica.files.wordpress.com/2008/10/idosos.jpg>
- [b] <http://portal.ua.pt/nee/documentos/estatisticas/snr.htm>
- [c] <http://www.indaiabengalas.com.br/blog/?cat=3>
- [d] [http://www.profuse.it/cd/cd_datas_other/Introduction_to_universal_d
esign_portuguese.pdf](http://www.profuse.it/cd/cd_datas_other/Introduction_to_universal_d
esign_portuguese.pdf)
- [e] http://www.revistafatorbrasil.com.br/ver_noticia.php?not=62443
- [f] <http://www.toyamadesign.jp/english/img/univer/01.jpg>
- [g] [http://3.bp.blogspot.com/_iLSmTPwJGZY/SqPcJXrUVgI/AAAAAAAc
b
o/H6ywEq8MKNY/s400/4.jpg](http://3.bp.blogspot.com/_iLSmTPwJGZY/SqPcJXrUVgI/AAAAAAAc
b
o/H6ywEq8MKNY/s400/4.jpg)

- [h] http://images.businessweek.com/ss/07/06/0630_naoto/image/2_oxo.jpg
- [i] <http://www.ine.pt>
- [j] <http://physiotherapy.blog.co.in/>
- [k] <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/perna.htm>
- [l] <http://emedicine.medscape.com/article/1234607-overview>
- [m] <http://footsolutionsblog.com> e editado por ©Vanessa Cruz
- [n] <http://www.sogab.com.br/sbrto/sobreorteses>
- [o] <http://www.cornerstonepo.com/Orth%20Lower%20Limb.asp>
- [p] <http://www.orfit.com/>
- [q] http://www.trulife.com/product.html?product_id=729
- [r] <http://www.aeropneumatiss.fr/>
- [s] http://www.swedeo.com/step_smart.htm
- [t] http://www.oandp.com/articles/news_2008-02-27_20.asp
- [u] http://www.sportstek.net/dyna_ankle.htm
- [v] <http://www.cadin.net/content/1/28/terapia-ocupacional#>
- [w] http://www.nbwebexpress.com/achieve_more/orthotics/default.asp?pageType=use
- [x] http://www.oandp.com/articles/2006-04_14.asp
- [y] <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/perna.htm>

Anexos

Relatório de visitas ao Hospital

Dia 8-7-2009

Primeira visita à unidade de Reabilitação Física do Centro Hospitalar Cova da Beira. Visita ao espaço e primeiro contacto com as Fisioterapeutas.

Dia 3-8-2009

Reunião com o Doutor João Fortes, director da unidade de Reabilitação Física do Centro Hospitalar Cova da Beira), a fim de ser oficializada a autorização para colaboração com esta unidade no decurso da realização da dissertação de Mestrado em Design Industrial Tecnológico no ano lectivo 2009/2010.

Dia 14-8-2009

Discussão de temáticas a desenvolver. Primeiro contacto com as Terapeutas Ocupacionais. Visita à sala de Terapia Ocupacional e observação de equipamentos e ajudas técnicas que a unidade de reabilitação dispõe.

Dia 22-9-2009

Listagem de equipamentos a serem investigados/desenvolvidos. Observação de tratamentos de reabilitação a nível dos membros superiores. Contacto com variados equipamentos hospitalares. Discussão de ideias.

Dia 23-10-2009

Delineamento da área a investigar com as Terapeutas Ocupacionais: Ortóteses dinâmicas.

Recolha de uma tala para pé pendente e de amostras de materiais utilizados na construção de ortóteses. Consulta de detalhes técnicos dos materiais e seus fabricantes. Questões técnicas direccionadas às Terapeutas Ocupacionais sobre público afecto e requisitos técnicos. Discussão de prazos de experimentação do equipamento.

Dia 30-10-2009

Apresentação de modelos físicos experimentais de modo a explicar o princípio de funcionamento estudado. Discussão dos pontos de melhoria do funcionamento da ortótese baseados na actividade humana, patologias e materiais. Observação da marcha de uma paciente com pé pendente e realização de questões em relação às dificuldades diárias e sobre percurso de reabilitação. Acompanhamento do processo de construção de uma ortótese estática para a mão e punho tendo por base um material termoplástico.

Dia 24-11-2009

Discussão de ideias acerca da 1ª maqueta construída. Análise da escolha de termoplásticos e consulta de catálogos.

Dia 18-12-2009

Análise do 1º modelo de ortóteses construído com termoplásticos. Discussão dos pontos de melhoria. Consulta de catálogos para selecção de fixadores de material que permitam a rotação do mesmo.

Dia 28-01-2010

Organização do processo de construção de uma ortótese estática e uma dinâmica para paciente com pé pendente. Estipulação de métodos de avaliação segundo o desempenho e satisfação e segundo a marcha.

Dia 12-02-2010

Realização dos moldes de acordo com as medições efectuadas à perna do paciente. Início da construção da ortótese dinâmica para paciente com pé pendente (estrutura da perna)

Dia 19-02-2010

Continuação da construção da ortótese. Ajuste da peça que é colocada na perna e moldagem da palmilha.

Dia 26-02-2010

Experimentação das peças no paciente para construção dos tirantes de acordo com as distâncias adequadas de modo a evitar pontos de pressão. Preparação dos materiais para a construção do mecanismo.

Dia 12-3-2010

Experimentação das peças do mecanismo e construção dos tirantes. Elaboração do molde de uma ortótese estática.

Dia 19-3-2010

Conclusão da construção da ortótese dinâmica. Experimentação e ajustes.

Dia 13-4-2010

Nova experimentação e ajustes da ortótese no mesmo paciente. Filmagem da marcha sem ortótese, com a ortótese estática e com a ortótese dinâmica. Briefing com várias terapeutas de modo a reunir pontos de melhoria.

Dia 15-4-2010

Nova experimentação da ortótese para proporcionar a adaptação gradual. Medição das forças exercidas durante a compressão da mola.

Dia 20-4-2010

Ajuste da ortótese. Verificação do “desgaste” da mola. Nova medição das forças exercidas durante a compressão da mola.

Dia 22-4-2010

Colocação de mola dupla e medição das forças. Experimentação e novo registo audiovisual.

Dia 29-04-2010

Após a reunião das terapeutas com o Doutor João Fortes, foi entregue a ortótese ao paciente.

Dia 18-05-2010

Ajustes realizadas com base no *'feedback'* da utilização da ortótese por parte do paciente.

Dia 27-05-2010

Realização do questionário ao paciente, um mês após o início da utilização da ortótese.

Processo de construção de uma ortótese

- 1º Cortar uma área de material suficiente;
- 2º Colocar na água quente (temperatura de acordo com o tipo de material);
- 3º Retirar da água com uma pinça e estender sobre uma superfície lisa;
- 4º Deixar arrefecer até o contacto directo ser agradável (cerca de 40º);
- 5º Enrolar as pontas do material de modo a torna-lo mais resistente e evitar que as arestas criem pontos de pressão;
- 6º Colocar sobre a zona a aplicar (mão, perna, pé...);
- 7º Pressionar o material para que este se molde de acordo com o corpo da pessoa;
- 8º Marcar com o lápis amarelo o excedente do material termoplástico;
- 9º Cortar o material em excesso;
- 10º Questionar o paciente se sente dor ou pontos de pressão;
- 11º Corrigir os pontos de pressão com a pistola de ar quente, moldando em certos pontos o material;
- 12º Colocar a ortótese no paciente para verificar se foram corrigidos todos os pontos;
- 13º Marcar os locais do material onde vão ser colocadas tiras de velcro;
- 14º Cortar as respectivas tiras de velcro;
- 15º Aquecer com a pistola de ar quente as zonas onde vão ser colocadas as tiras de velcro e pressionar as mesmas nessas zonas para que colem;
- 16º Cortar tiras de elástico onde que vão fixar a ortótese através das tiras de velcro.

Resultado de uma conversa com paciente com Monoparésia do membro inferior:

Causa:

- Lesões do sistema nervoso central – Descontrolo dos níveis de açúcar (Diabetes)

Dificuldades:

- Falta de equilíbrio;
- Apoio do pé um pouco de lado;
- Apoio com a ponta do pé e não com o calcanhar;
- Paciente diabético – Propensão a criar feridas de difícil cicatrização;
- Ponto de pressão – Quando a pessoa não tem sensibilidade não se apercebe de zonas que lhe possam criar feridas;
- Dificuldades de locomoção em piso irregular (quedas).

Entrevista a paciente com pé pendente sobre a sua experiência de utilização da ortótese durante um mês (de 29-04-2010 a 27-05-2010)

1| Como foi a adaptação à nova ortótese?

Joaquim Pelicano: Foi boa, sinto-me bem.

2| Que tipo de diferenças sente entre o uso da ortótese estática e da ortótese dinâmica?

J.P: Com a ortótese estática o pé assenta direito no chão, de “chapa” e com a dinâmica ando melhor, o pé não vai para baixo, e assenta melhor (com inclinação).

3| Com qual das duas ortóteses sente que caminha melhor?

J.P: Com a ortótese dinâmica.

4| Sente algum tipo de dor?

J.P: Sinto a sensação de dor desde o início do problema (natural da patologia), tinha dor na frente da perna antes de trocarem as alças de velcro por estas elásticas. Em relação à ortótese não sinto dor.

5| Sente contracção no gêmeo?

J.P: Não. (Devido à falta de sensibilidade)

6| Sente dificuldade em realizar alguma tarefa durante a utilização da ortótese dinâmica?

J.P: Não. Subo e desço escadas, conduzi, faço o dia-a-dia normal.

7| Os músculos da perna ficam doridos depois de caminhar durante algum tempo?

J.P: Sim.

8| Já utilizou outro tipo de calçado para além dos ténis?

J.P: Não.

9|Quais os pontos negativos?

J.P: Com o calor, a perna incha um pouco o suporte do gêmeo e as alças tornam-se mais apertados.

10| Quais os pontos positivos?

J.P: Sinto o pé a levantar bem e sinto-me equilibrado.

11 | Tem algumas sugestões para o melhoramento da nova ortótese?

J.P: o elemento exterior da palmilha deve ser mais pequeno para facilitar a descida de escadas e passeios.