



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Pedro Orlando Pacheco Teixeira Alves

Projeto e Síntese de um Mecanismo de Quatro Barras com Vista ao Desenvolvimento de um Dispositivo de Reabilitação da Marcha Humana



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Pedro Orlando Pacheco Teixeira Alves

Projeto e Síntese de um Mecanismo de Quatro
Barras com Vista ao Desenvolvimento de um
Dispositivo de Reabilitação da Marcha
Humana

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação de
Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes
Professor Doutor Luís Fernando Ferreira da Silva

novembro de 2014

DECLARAÇÃO

Pedro Orlando Pacheco Teixeira Alves

Correio eletrónico: pedro.orlando.alves@gmail.com

Número do Bilhete de Identidade: 12357934

Título dissertação:

Projeto e Síntese de um Mecanismo de Quatro Barras com Vista ao Desenvolvimento de um Dispositivo de Reabilitação da Marcha Humana.

Ano de conclusão: 2014

Orientadores:

Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes

Professor Doutor Luís Fernando Ferreira da Silva

Designação do Mestrado:

Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE/TRABALHO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

GUIMARÃES, ___/___/_____

ASSINATURA: _____

AGRADECIMENTOS

A concretização deste trabalho nunca teria sido possível sem o contributo de algumas pessoas que me acompanharam, incentivaram e me ajudaram a lutar por este objetivo ao longo de todo este tempo.

Ao professor Paulo Flores, pela sua orientação mas acima de tudo por me ajudar, motivar, e ter dado a oportunidade de me superar e concluir este trabalho, mesmo nas circunstâncias mais difíceis.

Ao professor Luís Ferreira da Silva, também pela sua orientação, encorajamento e disponibilidade permanente.

Aos meus amigos, que foram imprescindíveis, pelo seu companheirismo e apoio e por estarem sempre presentes, apesar das distâncias, no percorrer deste longo caminho. Uma palavra especial ao Ricardo Lopes, por toda a amizade.

Finalmente dedico este trabalho aos meus pais por todo o amor, carinho e dedicação, incondicionais. Nunca teria conseguido sem vocês.

A todos, do fundo do meu coração, o meu sincero Obrigado.

RESUMO

Durante muitos anos o conceito de reabilitação centrou-se em maximizar as funções motoras não afetadas, levando os pacientes a usar os seus restantes meios de uma forma compensatória. Recentemente verificou-se que movimentos repetitivos orientados para uma tarefa podem melhorar a força muscular e a coordenação de movimentos em doentes com limitações neurológicas ou ortopédicas severas.

A fisioterapia tradicional é fisicamente exigente e laboriosa para o terapeuta, dispendiosa e pode apresentar variabilidade indesejada nos ciclos de movimentos praticados dentro de cada exercício ou entre sessões. O uso de dispositivos mecânicos e robóticos de treino permitem maior repetibilidade, maior número de ciclos realizados, sessões mais longas e diminuem a exaustão física do terapeuta que desse modo se pode concentrar em tarefas avaliativas de desempenho. Como apenas necessita de um terapeuta, também baixa os custos económicos para o doente. Porém, os sistemas robóticos tradicionais denotam custo e complexidade elevados, estando apenas disponíveis para grandes centros de reabilitação.

O mecanismo de quatro barras é o um dos sistemas articulados mais populares, encontrando-se nos mais diversos dispositivos mecânicos. É um mecanismo de construção simples e de baixo custo, versátil a nível de aplicações e das relações que apresenta entre o movimento de entrada e saída, apenas necessita de um atuador para realizar o movimento e está descrito na literatura de forma extensa.

Este trabalho propõe o projeto de um dispositivo, de baixo custo, baixa complexidade e elevada adaptabilidade, que permita a reabilitação da marcha humana. Pretende-se estabelecer uma metodologia para a síntese de um mecanismo de quatro barras, que possa ser utilizado para simular a trajetória do tornozelo no plano sagital, com vista à reabilitação dos pacientes.

Palavras - chave: Biomecânica, Marcha Humana, Dispositivos de Reabilitação; Síntese de Mecanismos; Mecanismos de Quatro Barras.

ABSTRACT

For many years, the rehabilitation concept focused on maximizing the functions which were not affected by the event that created the disability by using the remaining means in a compensatory fashion. More recent approaches showed that oriented repetitive motions could improve muscle strength and movement coordination in patients suffering from acute neurological or orthopedic conditions.

Traditional physiotherapy is demanding and laborious on the therapist; costly and may present unwanted variability in the trained movement cycles between exercises and sessions. The use of mechanical and robotic training devices allows for greater movement repeatability, a greater number of realized movement cycles, longer sessions and decreases the therapist physical exhaustion which may now concentrate on evaluative tasks. As it requires only one therapist, it lowers the economic costs for the patient. However these devices are expensive and require complex maintenance and operating, making them only available for high-end rehabilitation centers.

The four bar linkage is the most popular of the articulate systems and may be found in various mechanical applications and devices. It's low cost, easy to build, versatile, presents a great variety of relations between the entry and exit movement, only needs one actuator and is described in great extent in related literature.

This work proposes the design of a device of low cost and complexity, as well as high adaptability which allows for human gait rehabilitation. One intends to establish a method for the synthesis of a four bar linkage which is to be used in a device to simulate the ankle trajectory in the sagittal plane.

Keywords: Biomechanics, Human Gait; Rehabilitation Device, Mechanism Synthesis; Four Bar Linkage.

ÍNDICE

Declaração.....	ii
Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract	v
Lista de figuras	viii
Lista de tabelas	ix
1. Introdução	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Objetivos da dissertação.....	2
1.3. Contributos da dissertação	3
2. Marcha Humana	5
2.1. Conceitos fundamentais.	5
2.2. A marcha humana.....	7
2.2.1. Considerações gerais.....	7
2.2.2. Os determinantes da marcha humana	9
2.2.3. O ciclo de marcha humana	10
2.3. Metodologias para avaliação da marcha humana.....	15
2.3.1. Cinemática.....	15
2.3.2. Cinética da marcha humana	18
2.3.3. Energia	20
2.3.4. Análise muscular e Eletromiograma	22
2.3.5. Grandezas utilizadas na análise da MARCHA HUMANA.....	23
2.4. Sumário	25
3. Patologias e reabilitação da marcha humana.....	26
3.1. Principais patologias	26
3.1.1. Lesões da espinal medula.....	27
3.1.2. Doença cerebral vascular	28
3.1.3. Lesão traumática no cérebro	28
3.1.4. Artroscopia da anca.....	29
3.2. Técnicas de reabilitação	29
3.3. Técnicas de reabilitação clássicas	31
3.4. Robots de reabilitação	33
3.4. Sumário	37
4. Projeto de um mecanismo para a reabilitação da Marcha Humana.....	38
4.1. Descrição do projeto.....	38
4.2. Análise da trajetória do tornozelo	39

4.3.	Síntese do mecanismo	42
4.3.1.	Ajuste da iteração inicial	46
4.3.2.	Processo de otimização	50
4.3.3.	Modelação computacional.....	53
4.4.	Resultados e discussão	55
4.5.	Sumário	58
5.	Conclusões e trabalhos futuros.....	59
6.	Bibliografia	61
Anexos.....		66
Anexo A - Dados utilizados para gerar a trajetória do tornozelo		66
Anexo B – Passos para a avaliação da matriz Jacobiana.....		67

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Representação dos planos de referência do corpo humano. (adaptado de [16]).	6
Figura 2.2: Movimentos comuns nos diferentes planos anatómicos, (a) sagital, (b) frontal/coronal (c) transversal (adaptado de [18]).	7
Figura 2.3: Representação dos eventos da fase de apoio.	11
Figura 2.4: Representação dos eventos da fase de balanço.	11
Figura 2.5: Ângulos de Euler no plano sagital, ao longo de um ciclo de marcha para o movimento do a) joelho, b) anca e c) tornozelo [29].	16
Figura 3.1: Paciente a utilizar o Lokomat® (adaptado de [66]).	34
Figura 4.1: Representação de um mecanismo de quatro barras e uma curva por ele descrita.	38
Figura 4.2: Variação dos ângulos do joelho e anca ao longo de um ciclo de marcha no plano sagital.	39
Figura 4.3: Modelo cinemático adotado para a perna	40
Figura 4.4: Trajetória do tornozelo no plano sagital. A curva azul representa a fase de balanço e a laranja a fase de apoio.	41
Figura 4.5: Mecanismo de quatro barras e os parâmetros independentes para o processo de síntese.	45
Figura 4.6: Vista lateral do mecanismo de quatro barras utilizado para determinar os valores da iteração inicial, e a trajetória descrita.	46
Figura 4.7: Representação de algumas das curvas utilizadas no processo de aproximação da curva para a iteração inicial.	48
Figura 4.8: curva após o ajuste do tamanho e orientação do mecanismo inicial.	49
Figura 4.9: Vista lateral do mecanismo com os parâmetros ajustados para a iteração inicial.	50
Figura 4.10: mecanismo de quatro barras genérico e representação dos seus parâmetros fundamentais e cadeia cinemática considerada.	51
Figura 4.11: Deslocamento do tornozelo e do mecanismo iterado segundo o eixo dos xx para 3037 intervalos do ângulo de entrada.	56
Figura 4.12: Deslocamento do tornozelo e do mecanismo iterado segundo o eixo dos yy para 3037 intervalos do ângulo de entrada.	56
Figura 4.13: Comparação entre a trajetória do tornozelo e a determinada pelo Método de Newton-Gauss.	57
Figura 4.14: Comparação entre a curva do tornozelo (vermelho) e a curva gerada pela iteração inicial (azul).	57
Figura 4.15: Aproximação esperada entre a curva do mecanismo otimizado (verde) e do tornozelo (vermelho).	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Períodos do ciclo da marcha humana, sua duração, função do membro de referência e função do membro oposto de acordo com [23].	12
Tabela 2.2: terminologia utilizada por Vaughan e pelo Rancho Los Amigos para a marcha humana.	14
Tabela 2.3: Grandezas utilizadas na análise da marcha saudável, unidades, descrição sumária e valores típicos, a velocidade livre de marcha.	24
Tabela 3.1: Sumário das técnicas de fisioterapia neurofisiológicas mais comuns.	31
Tabela 3.2: Técnicas de fisioterapia de aprendizagem motora mais comuns.....	32
Tabela 3.3: Dispositivos robóticos disponíveis para a reabilitação da marcha.	36

1. INTRODUÇÃO

1.1. ENQUADRAMENTO

A Marcha Humana é uma forma única de deslocamento na natureza e, apesar de existirem outras espécies bípedes (ursos, primatas, marsupiais), é particularmente eficiente, funcional e quando efetuada por pessoas saudáveis, fácil e altamente adaptativa. É, no entanto, uma ação extremamente complexa que necessita da interação entre mecanismos de locomoção, de controlo motor e da função músculo-esquelética. Relaciona a força muscular, as rotações das diversas articulações e a aplicação de forças no corpo humano que atuam no sistema esquelético com diferentes graus de liberdade. Como tal, o corpo humano pode ser considerado uma estrutura biomecânica que inclui componentes como ossos, articulações ou músculos.

As limitações à marcha saudável diminuem a qualidade de vida e resultam das mais diversas causas como doenças neurológicas, tais como a doença de Parkinson ou esclerose múltipla, acidentes vasculares cerebrais, lesões da espinal medula ou doenças neuromusculares. Estas levam a alterações dos mecanismos motores central e periférico, e podem resultar em anomalias específicas ou aleatórias nos padrões da marcha humana.

As estratégias tradicionais de reabilitação da marcha, em défices de força, de controlo motor e de equilíbrio apresentam tradicionalmente uma perspetiva compensatória. Esta estratégia não é orientada para corrigir a deficiência mas para compensar as limitações impostas através de meios alternativos, ou alterando a tarefa ou o ambiente de modo a cumprir o seu objetivo [1]. No entanto, a marcha apenas é considerada completamente funcional quando o sujeito tem a capacidade de manter um padrão de marcha seguro ao mover-se num ambiente complexo e em mudança e de se adaptar aos estímulos e exigências que surgem [2].

A abordagem de treino locomotor repetitivo é mais recente. Nela o doente é orientado de modo a praticar movimentos complexos, assim que seja fisicamente possível. Esta abordagem tem mostrado resultados positivos em vários estudos no tratamento de diferentes patologias [3-5]. Foram desenvolvidos diversos dispositivos robóticos e mecânicos de maneira a dar resposta a este paradigma da reabilitação.

A fisioterapia manual utiliza até três terapeutas para efetuar o movimento cíclico dos membros inferiores, apresenta baixa reprodutibilidade nos movimentos realizados entre sessões, é fisicamente trabalhosa para os terapeutas, e custosa para o paciente. Os

dispositivos mecânicos e robóticos necessitam apenas de um terapeuta para a sessão que se pode concentrar em tarefas de análise, correção de movimentos ou identificação de problemas em oposição ao trabalho físico. Denotam elevada repetibilidade nos movimentos efetuados, permitem um número mais elevado de ciclos de marcha efetuados e maior duração das sessões. No entanto, os dispositivos existentes são de elevada complexidade mecânica e eletrónica e informática, o que possibilita diferentes fontes de falhas, são extremamente dispendiosos o que faz com que apenas estejam disponíveis para grandes centros de reabilitação.

Pretende-se desenvolver um dispositivo de reabilitação da marcha humana que seja acessível para pequenos centros de reabilitação, de baixo custo e complexidade mecânica.

O mecanismo de quatro barras apresenta um elevado grau de simplicidade mecânica e é bem conhecido, sendo que as características de muitos outros podem ser obtidos a partir deste mecanismo. O mecanismo de quatro barras apresenta ainda com diferentes relações geométricas entre as barras e diferentes relações entre os movimentos de entrada e saída. Este mecanismo pode ser encontrado em diversas aplicações dentro do âmbito da engenharia biomédica tais como dispositivos para reabilitação de membros superiores, treino de desportos cíclicos ou simulação da mastigação. [6-9]

Este trabalho apresenta as etapas para o desenvolvimento e projeto de um mecanismo de quatro barras que será utilizado num dispositivo de reabilitação da marcha humana, mecanicamente simples, de baixo custo de implementação e altamente adaptável. Pretende estabelecer um método para a síntese de um dispositivo baseado no mecanismo de quatro barras que será utilizado seguindo a trajetória a descrever pelo tornozelo do paciente no plano sagital com o objetivo da sua reabilitação.

1.2. OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação pretende cumprir os seguintes objetivos:

- i. Compreender os conceitos biomecânicos subjacentes à marcha humana
- ii. Conhecer e compreender as estratégias atuais de reabilitação da marcha humana em doenças do sistema nervoso central;
- iii. Conhecer diferentes métodos para a síntese de mecanismos;
- iv. Realizar o projeto de um dispositivo que possibilite a reabilitação da marcha humana;

- v. Determinar os conceitos mecânicos adequados para o projeto do dispositivo pretendido, considerando a sua eficácia, segurança, flexibilidade e custo;
- vi. Enumerar as diferentes fases de projeto no desenvolvimento e síntese do dispositivo;
- vii. Avaliar os resultados obtidos pelo mecanismo relativamente aos objetivos propostos;
- viii. Conhecer as ferramentas informáticas necessárias ao contexto do trabalho;
- ix. Efetuar a modelação 3D de um protótipo para o dispositivo proposto.

1.3. CONTRIBUTOS DA DISSERTAÇÃO

Os robots de reabilitação são uma ferramenta com imenso potencial na reabilitação de doentes com diferentes défices e patologias relacionados com a marcha humana.

O objetivo principal desta dissertação é o projeto do protótipo de um dispositivo com características que possibilitem a sua implementação em pequenos centros de reabilitação com qualidade e fiabilidade, garantindo a confiança do público.

Como ponto de partida, realizar-se-á uma revisão aprofundada da literatura sobre a marcha humana de modo a compreender os mecanismos que lhe estão subjacentes, as variáveis que a influenciam e permitem a sua interpretação e análise, e o levantamento das técnicas mais utilizadas na análise da marcha humana.

Serão identificadas e descritas as patologias mais comuns da marcha humana, nas quais se pretende que dispositivo intervenha, tendo em conta as causas e anomalias delas consequentes assim como a respetiva contextualização e quantificação a nível de parâmetros mecânicos.

Será aferido o estado da arte dos dispositivos de reabilitação existentes no mercado, com referências, sempre que possível, ao campo de intervenção e princípios de funcionamento, vantagens e limitações.

É também importante efetuar uma contextualização e revisão dos conceitos biomecânicos relevantes e ao tema, assim como conhecer e utilizar as ferramentas informáticas de análise e modelação pertinentes.

A trajetória realizada pelo tornozelo é a referência a ter em conta ao simular a marcha saudável e como tal é importante conhecer a trajetória do tornozelo de um individuo saudável. O dispositivo deve ajudar o tornozelo do paciente que sofre de uma anomalia da marcha humana a descrever a trajetória que o tornozelo saudável de alguém

com as dimensões antropométricas semelhantes realizaria ao longo de um ciclo de marcha de modo a proceder à sua reabilitação. Após definida a trajetória, ir-se-á proceder à síntese do mecanismo, efetuando um levantamento dos possíveis mecanismos e métodos de síntese e dimensionamento das barras, avaliando-os e escolhendo o mais apropriado para o projeto com vista à construção de um modelo virtual. Serão utilizadas ferramentas computacionais de simulação matemática e CAD.

Após ser implementada uma proposta inicial, é necessário proceder a uma análise crítica onde serão identificados problemas, limitações e propostas inovações, melhorias e correções com vista à construção de um protótipo.

2. MARCHA HUMANA

2.1. CONCEITOS FUNDAMENTAIS.

Todas as pessoas tem uma maneira própria de caminhar, ao ponto de muitas vezes ser possível reconhecer essa pessoa através da forma como caminha. Pessoas altas e magras caminham de forma diferente de pessoas mais baixas e robustas e caminhar de sapatos ou sapatilhas influencia o modo de andar. Apesar de todas estas particularidades, existem características transversais e fundamentais para a locomoção de qualquer indivíduo.

A marcha saudável é uma tarefa complexa que requer a interação e integração de funções fisiológicas como o alinhamento ósseo, a atividade neuromuscular, a variação de amplitude dos movimentos das diversas articulações, a dinâmica de fluidos corporais, o funcionamento de diferentes órgãos, envolvendo 206 ossos e 636 músculos.

Durante o processo de locomoção o corpo, ereto e em equilíbrio, desloca-se alternando os membros inferiores. Enquanto o corpo passa por cima da perna de apoio, a outra perna oscila no sentido da progressão desejada e prepara-se para a fase de apoio seguinte. É a relação entre descolamento paralelo ao plano em que o corpo efetua a progressão e os deslocamentos angulares realizados planos que torna a marcha humana extremamente eficaz.

Atribui-se a Aristóteles a primeira referência escrita à sobre a análise da marcha humana: “Se um indivíduo caminhar ao longo de um muro com uma cana molhada em tinta ligada à sua cabeça, a linha traçada por essa cana, não seria reta, mas em forma de onda, porque a cana desce quando ele se curva e eleva-se quando ele se ergue” [10]. No entanto, foi apenas durante o Renascimento que se começaram a desenvolver as ferramentas necessárias a uma análise quantitativa e qualitativa da marcha, com os trabalhos de Cardan, Galileu, Decartes e Borelli [11-14].

A análise da marcha humana é essencial para compreender diversos problemas que relativos à diminuição da função locomotora, tais como as deformidades congénitas e de desenvolvimento, lesões traumáticas, amputações e doenças degenerativas neuromusculares mas também para melhorar a marcha saudável. Atualmente a análise da marcha humana assume-se como uma área de estudo multidisciplinar que engloba áreas como a biomecânica, robótica, informática, cinética ou termodinâmica, com aplicações, na medicina de reabilitação e diagnóstico, cosmética e desporto [15-17].

As posições dos vários segmentos do corpo humano podem ser descritas através de um sistema de coordenadas cartesianas com origem no centro de gravidade do corpo humano. As direções dos eixos de coordenadas indicam os três planos primários de um indivíduo em pé que estão representados na figura 2.1. O plano transverso é definido pelos eixos dos xx e yy e passa através da anca separando o corpo na secção inferior e superior. Qualquer plano que divida o corpo em diferentes secções, paralelo ao plano transverso é designado como secção transversa. O plano coronal atravessa o eixo dos yy e zz e é também designado de plano frontal dividindo o corpo na parte anterior e posterior. Finalmente, o plano sagital é o plano que compreende os eixos dos xx e zz e divide o corpo em secções laterais, direita e esquerda, sendo o único plano de simetria do corpo humano.

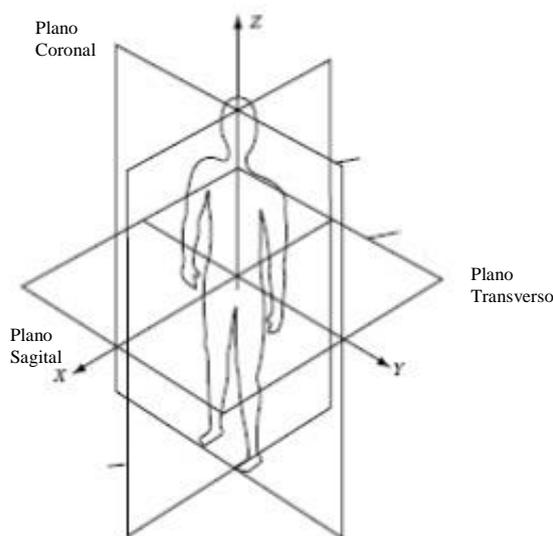


Figura 2.1: Representação dos planos de referência do corpo humano. (adaptado de [16]).

Existe uma terminologia padrão para classificar as configurações dos movimentos para o corpo humano. Os movimentos que correspondem à rotação de um segmento do corpo em torno de um eixo que passa por uma articulação designam-se como movimentos angulares, estando os mais comuns representados na figura 2.2.

A flexão é o movimento de rotação que aproxima dois ossos adjacentes, já a extensão ocorre quando se verifica um movimento contrário do descrito para a flexão. Ou seja, quando alguém dobra a cabeça de modo a tocar com o queixo no peito, está a efetuar um movimento de flexão, quando a partir dessa posição regressa a posição de descanso realizou um movimento de extensão. Caso o movimento de extensão se prolongue para além da posição anatómica natural, este movimento designa-se de hiperextensão. Estes movimentos ocorrem no plano sagital e em planos paralelos.

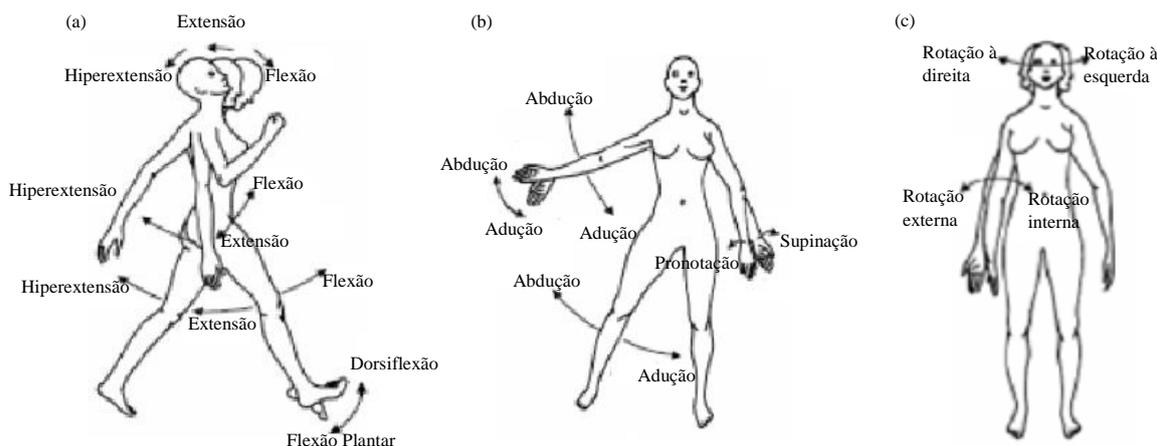


Figura 2.2: Movimentos comuns nos diferentes planos anatómicos, (a) sagital, (b) frontal/coronal (c) transversal (adaptado de [18]).

A abdução e adução são os movimentos característicos dos membros no plano frontal. A abdução é o movimento que afasta o membro de referência do eixo longitudinal do corpo, enquanto a adução é o movimento que o aproxima. Ao afastar os dedos da mão, é efetuado um movimento de abdução, verificando-se a adução se aproximam. A rotação de uma parte do corpo relativamente a um eixo longitudinal que atravessa o corpo, ou uma parte do corpo é designada por rotação, podendo ocorrer vários tipos de rotações, sejam, internas, externas, à direita ou à esquerda [19].

2.2. A MARCHA HUMANA

2.2.1. CONSIDERAÇÕES GERAIS.

Na natureza existem vários exemplos de locomoção bípede, como a realizada por ursos, símios e marsupiais, no entanto a marcha humana destaca-se pela sua eficiência e funcionalidade.

A marcha humana consiste na alteração sucessiva entre estados bem definidos de equilíbrio e instabilidade do corpo humano que resultam na locomoção. Enquanto o tronco se desloca por cima da perna de apoio, a perna ipsilateral efetua um movimento de oscilação que garante o seu avanço e o prepara para a próxima fase de apoio. No período em que o peso do corpo é transferido da perna que se encontra em contacto com o solo para o membro oposto, ambos os pés estão em contacto com o solo. Com o aumento da velocidade de marcha, os períodos de apoio duplo tornam-se frações cada vez menores do ciclo de marcha, até que, na corrida, surgem períodos em que nenhum dos apoios está em contacto com o solo.

Para iniciar e manter a marcha é necessária a ação muscular e o consumo de oxigénio e energia. Os membros inferiores e superiores movem-se de forma coordenada para garantir que o movimento do centro de massa do corpo seja o mais suave possível e a marcha mais eficiente. Estes movimentos são controlados pela gravidade, inercia e a ação dos músculos extensores e flexores. As alterações cíclicas das funções de apoio de cada membro e a existência de um período de transferência em que ambos os pés estão no solo são características essenciais da marcha humana por mais patológica e distorcida que esteja [20].

Durante a locomoção a posição e a aceleração do centro de massa do corpo variam. O centro de massa começa o ciclo atrás do pé de apoio, e a sua velocidade vai diminuindo ao se deslocar por cima do pé de apoio e transitar para a sua frente. A partir deste instante a sua velocidade volta a aumentar. O corpo oscila verticalmente entre o início da passada, e até o pé de apoio se encontrar diretamente por baixo do centro de massa instante em que atinge o seu ponto mais elevado e a velocidade mais baixa. A partir daqui o centro de massa começa a descer e a velocidade a aumentar até ao ponto mais baixo da trajetória que ocorre na fase de apoio médio [21]. A trajetória do centro de massa segundo o plano sagital é regular e ondulatória com uma variação média de 4 a 5 cm acima do ponto mais baixo do deslocamento [22].

O centro de massa também oscila lateralmente durante o período em que o corpo se apoia num único membro. O deslocamento máximo ocorre na direção do membro de apoio, pouco depois do apoio médio. De seguida reinicia-se o movimento na direção oposta. O deslocamento lateral aumenta com o aumento do comprimento da passada, existindo simetria entre os dois lados do corpo aquando da marcha saudável. Em termos de eficiência energética, o deslocamento vertical é mais significativo que o lateral [23].

Apesar do centro de massa não se manter numa posição fixa durante o ciclo de marcha, situa-se sempre na proximidade da pélvis, e é comum considerar que ambos coincidem devido à maior facilidade no registo dos movimentos da pélvis que é uma boa referência visual para separar o tronco dos membros inferiores.

A absorção dos impactos e a conservação de energia são aspetos importantes na eficiência da marcha humana. Quando os movimentos naturais das articulações são alterados ou existe um défice de força muscular as forças exercidas nas articulações aumentam, o que pode levar a lesões e patologias. Durante a fase inicial de apoio cerca de 60% do peso corporal é carregado abruptamente (em cerca de 20 ms) para o membro ipsilateral. Esse impacto é atenuado por cada uma das extremidades inferiores [23].

2.2.2. OS DETERMINANTES DA MARCHA HUMANA

Os 6 determinantes da marcha humana fazem parte de um conjunto de trabalhos de referência efetuados por Inman e Saunders, que permitem compreender os mecanismos e fenómenos que ocorrem durante a marcha humana de modo sistematizado. Efetuam uma interpretação tridimensional qualitativa dos deslocamentos angulares mais significativos para a minimização do deslocamento do centro de gravidade e aumento da eficiência da marcha. São eles os seguintes [24]:

- i. **Rotação pélvica** tem como objetivo diminuir o deslocamento vertical descendente do centro de gravidade durante o suporte duplo. Este mecanismo faz com que o membro de apoio e o membro oscilante sejam alongados, cerca de 4° para cada lado;
- ii. **Inclinação pélvica** reduz o deslocamento máximo do centro de gravidade durante o apoio unipedal. A pélvis inclina no sentido descendente, em cerca de 5°, para aumentar o comprimento útil dos membros inferiores;
- iii. **Flexão do joelho na fase de apoio** desloca o centro de gravidade no sentido descendente durante a fase de apoio. Apesar de o joelho começar o movimento totalmente alongado, vai fletindo ao longo da fase de apoio até atingir 15°.
- iv. **Rotações e movimentos do tornozelo** que efetua movimentos de dorsiflexão e flexão plantar que permitem aumentar o comprimento útil dos apoios;
- v. **Rotações e movimentos do pé**, juntamente com o iv) reduzem o deslocamento vertical do centro de massa;
- vi. **Deslocamentos laterais do centro de massa** que englobam rotações no tórax, ombros, da coxa e da canela e levam à diminuição do deslocamento natural. O corpo desloca-se para o lado do membro apoiado durante a carga e a curvatura natural entre do fémur e da tíbia permite a aproximação dos dois pés durante a progressão.

Os autores sugerem que os primeiros 3 determinantes atuam em conjunto para diminuir oscilação da trajetória do centro de massa do corpo e assim diminuir os seus gastos energéticos. O quarto e o quinto determinante teriam como objetivo garantir uma passada mais suave e o último o menor deslocamento lateral possível para o centro de massa. Os estudos mais recentes demonstram que, apesar de a sua importância estar comprovada, estes determinantes ainda não foram totalmente compreendidos, pelo que vão surgindo constantes interpretações das suas funções e objetivos [25].

2.2.3. O CICLO DE MARCHA HUMANA

Segundo Letre e Contini [26] a marcha humana engloba três fases: a fase de desenvolvimento, compreendida entre o repouso e o instante em que o corpo atinge uma velocidade de marcha confortável; a fase rítmica, durante qual o corpo se desloca a uma velocidade constante e confortável e finalmente a fase de decaimento que consiste no período compreendido entre a fase rítmica e um novo estado de repouso.

É na segunda fase que se centram a maior parte dos estudos da marcha visto ser extremamente consistente, as suas características reprodutíveis e estar relacionada com a eficiência máxima de mobilidade de cada indivíduo.

Todas as descrições da marcha centram-se nos eventos que ocorrem durante um padrão cíclico de movimentos corporais sucessivos que pode ser definido como ciclo de marcha. Devido à elevada reprodutibilidade dos ciclos durante a fase rítmica da marcha saudável, é possível considerar estes eventos como constantes ao longo da marcha humana.

Durante a marcha à velocidade livre é possível observar dois eventos evidentes, o apoio do pé no solo e o desprender do pé do solo. Ao escolher uma das duas extremidades como referência, podemos considerar quatro eventos organizados num ciclo: apoio do pé de referência; desprender do pé do oposto; apoio do pé oposto e desprender do pé. Outras nomenclaturas referem-se ao apoio do pé como efetuado pelo calcanhar, no entanto em situações patológicas pode verificar-se que este contacto se dê com outra parte do pé.

O ciclo de marcha com suas fases, períodos e eventos, é descrito em termos de percentagem. Como os eventos que o constituem ocorrem de forma sequencial e ordenada, independentemente da sua duração, o uso de uma percentagem permite a sua normalização independentemente do indivíduo em questão. É comum considerar a o início do ciclo de marcha (0%) como correspondente ao instante em que se dá o primeiro contacto da extremidade de referência, e quando ocorre novo apoio desta extremidade o seu término (100%).

Para uma melhor análise dos seus eventos, o ciclo de marcha foi dividido em duas fases, a fase de apoio, compreendida entre 0 e os 62% do ciclo e a fase de balanço ou oscilação que vai até ao final do ciclo. Os valores que delimitam as duas fases são aproximados, podendo variar consoante a fonte bibliográfica. A fase de apoio, representada na figura 2.4, define-se pelo período do ciclo em que o pé de referência está em contacto com o solo e é feita em cadeia cinemática fechada causando uma reação em cadeia no sentido ascendente (pé; tornozelo; joelho; anca).

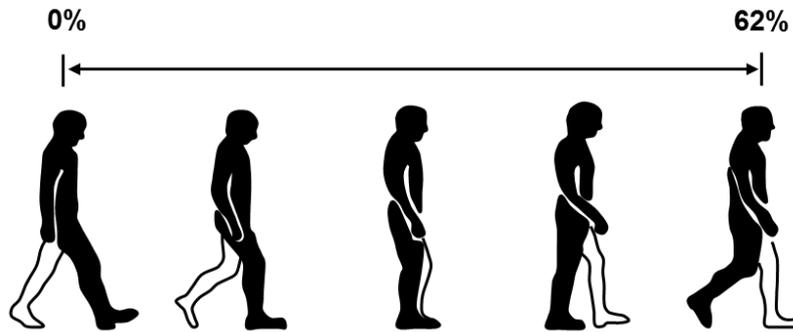


Figura 2.3: Representação dos eventos da fase de apoio.

A fase de balanço, representada na figura 2.5, diz respeito ao intervalo em que o membro de referência está no ar. Estas fases são limitadas pelos quatro eventos do ciclo de marcha acima referidos. Assim, a fase de apoio compreende o intervalo entre o apoio do pé e o desprender do mesmo pé enquanto a fase de oscilação refere-se aos eventos restantes.

No que concerne aos movimentos do tronco e membros superiores durante o ciclo de marcha, a cintura pélvica e escapular descrevem movimentos opostos de rotação, ou seja o eixo dos ombros move-se no sentido oposto ao da pélvis. Quando o joelho está estendido, a respetiva pélvis está à frente da pélvis oposta [23].

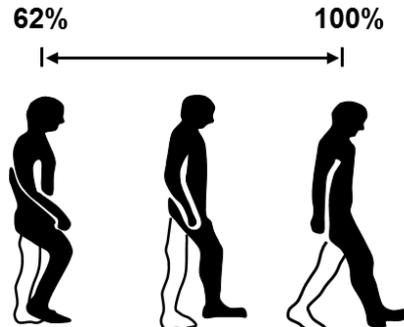


Figura 2.4: Representação dos eventos da fase de balanço.

Existem várias nomenclaturas para descrever o ciclo de marcha. A nomenclatura aqui utilizada é a definida por Rose, devido a ser a mais recente encontrada numa obra de referência e a descrever o ciclo de marcha com base no movimento do centro de massa [23]. Outras nomenclaturas serão brevemente descritas na parte final deste capítulo.

Rose classifica os períodos das duas fases do ciclo de acordo com as transições que ocorrem quando o CM passa por cima dos membros em questão, descritos na tabela 2.1. A fase de apoio é dividida em 3 períodos: apoio duplo inicial, correspondentes ao período entre o apoio do pé de referência até desprender do pé oposto (0-12%), o apoio singular, entre o desprender do pé oposto e até ao apoio do pé oposto (12-50%) em que

se dá a inversão do pé anterior para posterior; e o segundo apoio duplo, entre o apoio do pé oposto e o desprender do pé.

A fase de balanço que também engloba 3 períodos: oscilação inicial, do desprender do pé até ao instante imediatamente após em que membro de oscilação ultrapassa a extremidade de apoio; oscilação média, desde a inversão anterior-posterior do pé de referência até ao ponto em que encontramos a tibia vertical; e finalmente a oscilação terminal, entre a tibia vertical e o novo apoio do pé.

Tabela 2.1: Períodos do ciclo da marcha humana, sua duração, função do membro de referência e função do membro oposto de acordo com [23].

Período	%	Função do membro de referência	Membro oposto
Apoio duplo inicial	0 – 12	Resposta de carga e transferência de peso.	Preparação para a oscilação e fase de descarga
Apoio singular	12 – 50	Suporte do peso corporal e progressão do centro de massa.	Balanço
Segundo apoio duplo	50 – 62	Fase de descarga e preparação para a fase de oscilação.	Resposta de carga e transferência de peso
Oscilação inicial	62 – 75	Inversão do pé de anterior para posterior.	Apoio singular
Oscilação média	75 – 85	Membro de referência avança para a frente do centro de massa.	Apoio singular
Oscilação terminal	85 – 100	Desaceleração da extremidade de referência; preparação para a transferência de peso entre membros de apoio.	Apoio singular

O apoio duplo inicial é caracterizado por uma fase de carga muito rápida que ocorre sobre o membro frontal, com absorção do impacto e desaceleração do corpo. Após o desprender do pé oposto a extremidade oposta encontra-se na fase de oscilação e o membro de apoio suporta o peso corporal. Quando o corpo passa sobre o membro de apoio o centro de massa do corpo atinge a altura máxima e a sua velocidade quer horizontal quer vertical decresce para valores mínimos.

De seguida ocorre a inversão da tensão de corte aplicada no membro que oscila no sentido da progressão da marcha, o centro de massa começa mover-se no sentido descendente e ocorre um aumento da componente horizontal da velocidade. Esta transição ocorre a cerca de 30% do ciclo de marcha e é a mais difícil de identificar em ambiente não laboratorial.

Após atingir o ponto mais alto da trajetória o centro de massa efetua um movimento descendente até ocorrer a segunda fase de apoio duplo. Aqui, o peso do corpo é rapidamente transferido para o membro que encontra à frente do centro de massa. O membro posterior termina o seu movimento de extensão e prepara-se para ficar para ser responsável pelo apoio do corpo. O membro que irá oscilar para a frente prepara-se para efetuar este movimento através de mecanismos de flexão do joelho e da anca.

É possível compreender a fase de balanço ao comparar o pé a um pêndulo composto que consegue variar o seu período de oscilação através da ação muscular. Esta fase é realizada segundo uma cadeia cinemática aberta. A duração da oscilação é determinada pelo momento de inércia dos segmentos do corpo e da sua configuração no espaço. A inversão do pé anterior para posterior ocorre a cerca de 75% do ciclo e corresponde ao instante em que o membro em oscilação ultrapassa o membro de apoio. O momento em que a tíbia se torna vertical e perpendicular ao chão indica o início da desaceleração deste membro.

As nomenclaturas alternativas também dividem as fases de apoio e de balanço em períodos de tempo mais curtos para facilitar a sua análise. São apresentadas na tabela 2.2 a terminologia tradicional [18] e utilizadas pelo Rancho Los Amigos, uma das principais instituições de reabilitação norte americana [27].

Tabela 2.2: terminologia utilizada por Vaughan e pelo Rancho Los Amigos para a marcha humana.

	Los Amigos	Tradicional	Função
Apoio	Contacto inicial	Apoio do calcanhar	Como se refere ao instante em que a extremidade inferior faz o primeiro contacto com o solo, não é um período, mas um evento. Na marcha saudável é efetuado com o calcanhar; a pélvis e a anca estão em posições neutras no plano coronal.
	Resposta de carga	Pé plano	Compreende o intervalo entre o instante imediatamente após se dar o contacto inicial do membro de referência e em que a extremidade inferior oposta se separa do solo. O membro de referência suporta o peso do corpo e sofre uma flexão controlada juntamente com o joelho e o tornozelo de modo a facilitar a absorção dos choques. Os quadríceps e os dorsiflectores são essenciais durante esta fase para controlar a flexão do joelho e flexão plantar do tornozelo. A anca inicia a extensão que vai continuar até à fase do apoio terminal.
	Apoio médio	Apoio médio	Ocorre desde que o pé deixa o solo até ao instante em que o peso do corpo se distribui totalmente sobre o pé de apoio. Apesar da atividade muscular diminuir durante este período, os abdutores do quadril estão ativos para contrariar o momento gerado pelo movimento do centro de massa relativamente à junta da anca.
	Apoio terminal	Elevação do calcanhar	Começa quando o calcanhar do membro de referência se separa do solo e termina com o contacto inicial da extremidade inferior oposta. O joelho e a anca estão estendidos enquanto ocorre a dorsiflexão do tornozelo. Os flexores plantares do tornozelo estão ativos para controlar a progressão anterior da tibia e o momento de dorsiflexão.
	Pré-balanço	Elevação dos pododáctilos	Ocorre entre o contacto inicial do membro oposto e o instante em que o pé ipsilateral se separa do solo. O peso é transferido para a extremidade oposta como preparação da fase de balanço do membro de referência; ocorre um segundo apoio duplo. A atividade muscular é necessária para iniciar a flexão da anca, joelho e dorsiflexão do tornozelo.
Balanço	Oscilação inicial	Aceleração	Começa quando o pé ipsilateral se desprende do solo e desloca até estar paralelo ao com o membro oposto. É um período de aceleração para o membro em oscilação. A atividade muscular tem como principal objetivo dar início ao momento que irá fazer avançar a extremidade.
	Oscilação média	Balanço médio	Compreende o período de tempo entre o instante em que o membro de referência se encontra oposto ao membro de apoio, até que a tibia do membro ipsilateral alcance uma posição vertical. O membro oscilante avança devido ao momento desenvolvido durante a oscilação inicial.
	Oscilação terminal	Desaceleração	Corresponde ao período final do ciclo de marcha e ocorre entre o ponto em que a tibia alcança a verticalidade e termina com o contacto inicial do membro oscilante. A atividade muscular neste período visa desacelerar o membro oscilante e permitir a extensão terminal do joelho para preparar nova fase de apoio.

2.3. METODOLOGIAS PARA AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA

Para conseguir uma compreensão completa do padrão de marcha devem ser tidos em conta diversos fatores, como o historial médico do indivíduo, observações através de vídeo; resultados da observação clínica direta; parâmetros temporais; a cinemática dos segmentos e das articulações; eletromiogramas e a cinética das articulações. As grandezas energéticas são importantes ao destacar anomalias subtis que muitas vezes não são visíveis nos dados relativos à cinemática das articulações, e ao realçar possíveis mecanismos compensatórios.

O laboratório de análise de movimento é uma ferramenta valiosa que interpreta os dados provenientes da análise cinética, cinemática, energética e dos eletromiogramas fornecendo dados para o diagnóstico e avaliação da marcha. Apesar de todas estas medições e grandezas serem fontes de informação valiosas a nível individual são complementares e devem ser articuladas entre si. No entanto, a primeira avaliação realizada a um indivíduo deve ser observacional, tendo em conta o padrão, a amplitude dos movimentos e a força muscular. Ao realizar uma avaliação superficial da marcha também se realizam testes para a determinação de parâmetros temporais e espaciais como a velocidade de marcha, a cadência e comprimento da passada, a simetria do passo e da passada e a observação de marcha a velocidades diferentes da escolhida livremente pelo doente, de modo a encontrar padrões atípicos.

2.3.1. CINEMÁTICA

A cinemática é o ramo da mecânica que descreve o movimento no espaço através de parâmetros como o deslocamento, a velocidade ou a aceleração, em termos angulares e lineares, para os diferentes segmentos e articulações em diferentes planos. Refere-se ao movimento relativo entre corpos rígidos e encontra aplicação na análise da marcha e de outros movimentos do corpo humano e de segmentos de referência como o H.A.T. (*head* – cabeça; *arms* – braços; *trunk* – tronco); a pélvis; a coxa, a canela ou o pé.

Os movimentos que ocorrem no plano sagital são os mais estudados, melhor compreendidos e mais precisamente reproduzidos. A descrição do movimento é frequentemente feita utilizando os ângulos de Euler. As curvas para anca, joelho e tornozelo, em indivíduos saudáveis, são reprodutíveis e apresentam segmentos típicos [28] representados na figura 2.6.

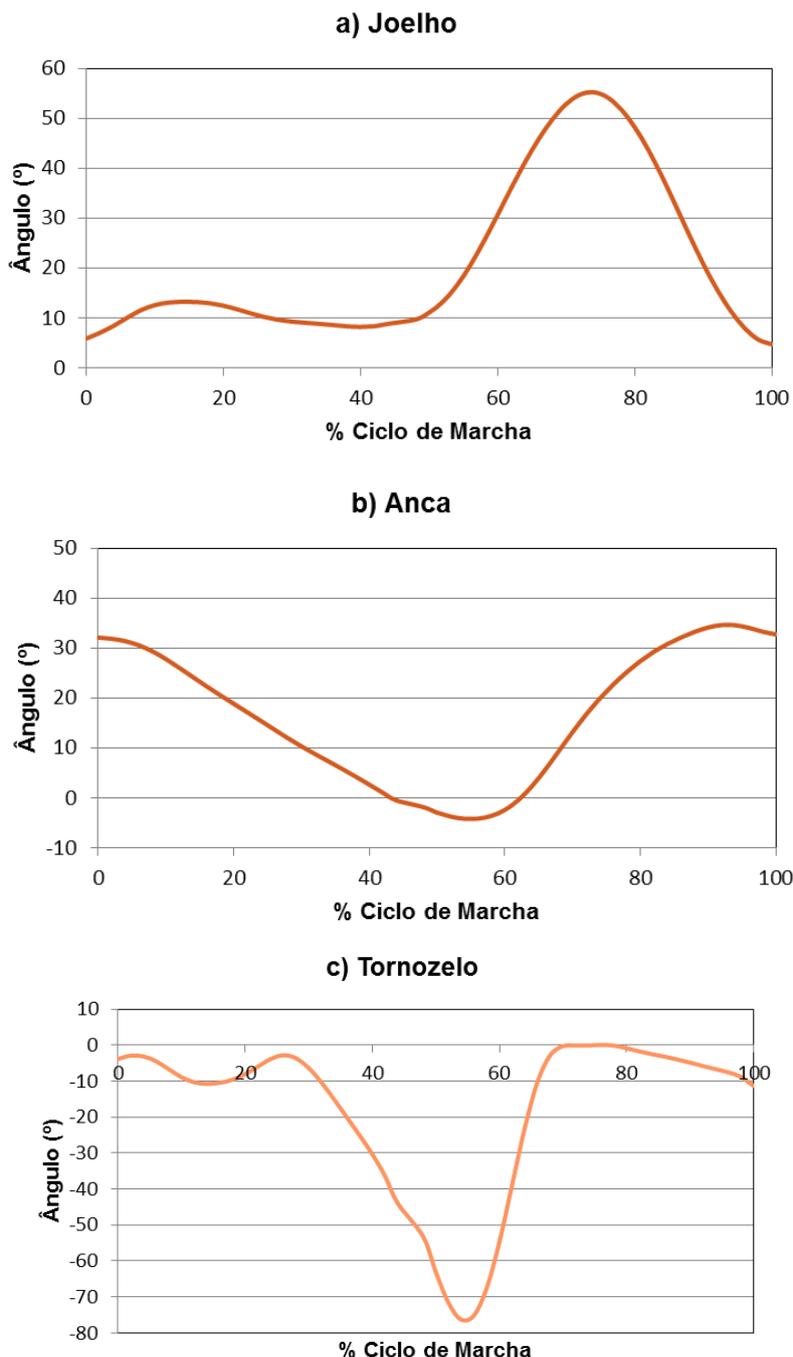


Figura 2.5: Ângulos de Euler no plano sagital, ao longo de um ciclo de marcha para o movimento do a) joelho, b) anca e c) tornozelo [29].

Durante o ciclo de marcha é comum considerar duas vagas de movimento para o joelho, que começa por se encontrar em relativa extensão e progride para a flexão até regressar ao ponto inicial. A primeira flexão funciona como um amortecedor para ajudar na transferência de peso e a segunda flexão é necessária para garantir transição do pé para a frente do corpo na parte inicial da fase de oscilação [23]. O segmento em que ocorre o crescimento desta curva refere-se a um movimento de flexão do joelho e o decréscimo à extensão.

A curva para o movimento da anca é mais simples, a variação positiva dos valores indica a sua flexão e a variação negativa indica a extensão. A anca é fletida quando ocorre o contacto inicial da perna com o solo e a partir desse instante dá-se a sua extensão até ao contacto do pé oposto. De seguida, ocorre uma transferência de peso simultânea à flexão do joelho e da anca da perna de apoio. O período de segundo apoio duplo é seguido por uma ligeira extensão no instante anterior ao contacto do membro de referência com o chão [23].

Os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo são essenciais para a absorção de choques e progressão do centro de massa. Variações positivas dos ângulos de Euler indicam a dorsiflexão plantar e negativas referem-se à flexão plantar. A curva referente aos movimentos do tornozelo apresenta quatro segmentos facilmente diferenciáveis. O primeiro segmento ocorre entre o apoiar do pé e o descolar do apoio oposto. O tornozelo posiciona-se de uma forma aproximadamente neutra quando o apoio do pé ocorre e a reação do solo leva à flexão plantar até o pé estar todo apoiado no chão. O segundo segmento ocorre durante o apoio singular. Reflete a passagem do corpo por cima do pé de apoio. Ao aproximar-se do fim do apoio singular o calcanhar começa a erguer-se com a contração dos flexores plantares. O terceiro segmento continua com o apoiar do pé oposto e acaba com o descolar do pé. Ocorre uma flexão plantar rápida (20 a 25°) quando o pé é levantado do chão. A transferência de peso para o membro oposto ocorre rapidamente e o movimento de flexão plantar que ocorre após o apoio do pé oposto de forma passiva [23]. O quarto segmento corresponde a uma dorsiflexão rápida. Este movimento coincide com o instante em que se dá a transposição do pé de balanço e com a segunda flexão do joelho. O tornozelo mantém a sua posição neutra através de uma contração isométrica dos músculos anteriores até ao novo apoio do pé, altura em que se repete o primeiro segmento do ciclo [23].

Os dados cinemáticos da marcha podem ser medidos quantitativamente, recorrendo a eletrogoniômetros; à cinematografia, em que são utilizados marcadores externos para definir as posições dos segmentos desejados e a de sistemas de imagem de alta velocidade. São ainda realizadas análises optoeletrónicas do movimento nas quais o sujeito caminha sobre uma passadeira com marcadores eletrónicos colocados em pontos de referência que permitem a converter os dados para um modelo computacional e determinar ângulos relativos entre segmentos de referência [28, 30, 31].

2.3.2. CINÉTICA DA MARCHA HUMANA

A abordagem cinética da marcha humana refere-se à análise e interpretação qualitativa e quantitativa das forças e sistemas de forças envolvidos que influenciam a locomoção. É uma ferramenta utilizada no diagnóstico e na avaliação de anomalias da marcha, na apreciação da marcha saudável. Permite encontrar mecanismos compensatórios secundários e avaliar o desempenho de ortoses e de articulações. O cálculo de momentos e potências intersegmentares combina cinemática e cinética, para determinar se um conjunto de forças é resistente e realiza ação muscular excêntrica, ou se está a produzir movimento na direção oposta, ou seja corresponde a uma ação muscular concêntrica [32].

Durante a fase de apoio de cada ciclo de marcha, é possível observar diversos momentos de torção e rotação, tensões de cisalhamento, e variações das componentes do peso aplicados pelo pé no solo. Para obter uma assinatura de força completa para uma passada, cada uma das componentes das forças e momentos devem ser amostrados a uma taxa adequada [33].

O elemento mais comum de um laboratório de marcha é a plataforma de força, constituída por sensores que separam e quantificam a componente ântero-posterior, médio-lateral e vertical das forças. Estes dispositivos permitem registar a direção, sentido e magnitude das forças durante cada fase do apoio, e determinar a distribuição do peso em ortostatismo para os membros inferiores e/ou auxiliares de marcha. Permite recolher dados cinemáticos e forças de reação da superfície em simultâneo, o que possibilita a localização exata centro de pressão em cada instante e a sua trajetória ao longo do ciclo de marcha. Também fornece informação sobre a dinâmica articular ou seja sobre a interação das forças postas intervenientes nas várias articulações, e as suas repercussões, como momentos internos, externos e potências; a ação dos grupos musculares predominantes e o comportamento amortecedor ou gerador de energia, associado a cada articulação [21]. Uma alternativa à plataforma de força são as placas de pressão [32].

A localização exata da articulação referência (tal como tornozelo, anca ou joelho) pode ser medida com camaras de captura de movimento. Para medir a posição relativa e absoluta dos ângulos descritos pelo pé utilizam-se sensores eletromagnéticos [21].

As forças decorrentes da marcha humana podem ser externas ou internas. Das forças externas fazem parte o peso, a inercia e as forças de reação da superfície. No corpo humano em repouso, o peso é aplicado no centro de gravidade e é oposto pelas forças de reação de superfície. Quando o corpo está em repouso, o ponto de aplicação da resultante

das forças de reação de superfície passa no meio da linha média dos dois apoios. Caso a postura do corpo não esteja em equilíbrio as forças de reação de superfície e o peso deixam de estar alinhados, criando um binário de forças que gera rotações no corpo e que terá de ser contrariado para manter o equilíbrio translacional e rotacional através da ação muscular. As forças externas aplicadas ao corpo podem resultar em movimento durante a marcha, e as forças musculares modificam a direção e a magnitude das reações do solo de forma contínua para garantir uma ambulação controlada [21].

Apesar de se considerar que as forças musculares que produzem e controlam o movimento têm como ponto de aplicação uma articulação, os músculos atuam a alguma distância do seu centro de rotação. As forças musculares não são produzidas de um modo isolado, sendo exercidas nos diferentes tendões ao longo do membro em questão. As forças externas também têm diversos pontos de aplicação. Durante a ambulação saudável o pé aterra no calcanhar e descola do solo a partir da parte frontal. Neste caso, o ponto de aplicação destas forças é dinâmico e desloca-se da parte anterior para a posterior do pé. No contacto inicial as forças externas aplicadas ao pé promovem o reposicionamento do joelho de modo a aumentar a estabilidade mecânica do corpo, apesar de levar ao aumento das forças de contacto e geração de impactos. O equilíbrio entre a estabilidade do joelho e a absorção dos impactos com o solo é atingido através das contrações excêntricas do quadríceps durante a resposta de carga. O impacto da carga é minimizado na anca durante o apoio único através da contração do músculo abdutor da anca [21].

É convencional considerar a potência cinemática positiva quando gerada pelo corpo, como se verifica em casos de contração muscular concêntrica e alongamento passivo dos músculos, (por exemplo, levantar um peso com o braço); e negativa quando há absorção, como ocorre na contração muscular excêntrica (por exemplo a contração dos tendões ao serem comprimidos na fase terminal da fase do balanço de modo a desacelerar a perna e prepara-la para o impacto com o solo). Como a marcha humana é uma atividade que visa a poupança de energia metabólica é normal que grande parte da atividade muscular durante esta atividade seja excêntrica. O trabalho negativo permite aos membros a absorção de energia enquanto se resiste à ação da gravidade, promovendo a eficiência energética. O trabalho muscular positivo durante a marcha permite a aceleração de membros e potencia atividades tais como a extensão da anca após o apoio do pé.

Os mecanismos de ação do movimento das extremidades podem ser descritos e estudados através de dinâmica direta e dinâmica inversa. A validade de cada um dos

modelos é dependente da qualidade dos dados medidos e das estimativas consideradas para o modelo biomecânico específico [21].

Na dinâmica inversa, os valores cinemáticos e as forças externas são medidos, e as reações internas são processadas de modo a compreender os mecanismos que originam o movimento e controlo das extremidades. Esta abordagem pressupõe que os segmentos do corpo são rígidos, que não se deformam quando carregados, que as articulações se situam numa posição de um eixo bem definido e se mantem fixas nessa posição relativamente ao segmento de coordenadas bem definidas. Tradicionalmente as limitações deste tipo de técnicas dizem respeito às considerações e estimativas feitas para definir o modelo, como por exemplo não ter em conta o contributo de músculos protagonistas e antagonistas e a sua sinergia na rede muscular [21].

Na dinâmica direta verifica-se o processo contrário, ou seja, são introduzidas forças musculares aplicadas numericamente e a cinemática e forças externas são previstas [33, 34] através de um modelo biomecânico que deve incorporar parâmetros específicos ao sujeito, tais como as características musculares e a geometria do osso.

As principais limitações associadas a medições de caráter cinético e ao uso de placas de força e pressão são relativas à repetibilidade dos resultados. Normalmente as medições efetuadas no plano sagital são mais exatas do que as realizadas no plano transversal ou coronal e as medições relativas à anca são mais repetíveis do que as do joelho ou tornozelo [35]. As medições com menores repetibilidade observam-se ao nível do joelho e da anca, no plano transversal. A qualidade da metodologia também está relacionada com limitações nas amostras e nas estratégias de análise estatística [36].

Os resultados da cinética são menos intuitivos que os da cinemática, visto que não podem ser diretamente observados. Para além disso, o objeto de estudo da cinemática está focado em variáveis mais intuitivas, tais como os ângulos descritos pelas articulações, enquanto a cinética envolve conceitos mais abstratos como momentos intersegmentares, trabalho, energia mecânica e potência [28].

2.3.3. ENERGIA

Todos os órgãos e segmentos corporais associados à marcha humana se movem de um modo integrado de maneira a minimizar o deslocamento do centro de massa e a obter o menor gasto energético possível. Este conceito está comprovado experimentalmente e é responsável pelo termo “*velocidade livre de marcha*”. Ao efetuar uma tarefa com um nível de esforço moderado, a eficiência energética do corpo ronda os

30%, com os restantes 70% a serem libertados sob a força de calor. A eficiência da marcha humana a uma velocidade confortável ronda os 24%, e a uma velocidade baixa a eficiência decresce para valores perto dos 14%. Como termo de comparação, os valores da eficiência energética do motor de um automóvel variam entre os 10 e os 20%.

Os gastos energéticos são influenciados quando ocorrem desvios ao padrão típico de marcha e por fatores como a cadência, a velocidade de marcha, a idade, o peso ou o género. O cálculo dos gastos energéticos na marcha em pessoas com deficiência são uma ferramenta útil na interpretação e determinação do grau de incapacidade, e na avaliação de tratamentos, intervenções cirúrgicas, fisioterapia, próteses ou ortóteses [37].

A medição da produção de calor do corpo é designada por calorimetria e é uma indicação da taxa metabólica global. A produção de calor pode ser medida diretamente ou estimada através do oxigénio consumido e indiretamente através da produção do dióxido de carbono libertado ou água. Os valores do oxigénio consumido pelo corpo oferecem uma medida dos gastos energéticos do corpo. As unidades desta grandeza podem ser absolutas (l/min) ou relativas (ml/kg)/(min) e podem ser ainda convertidas em cal ou kcal. A conversão do consumo de oxigénio para quilocalorias permite a comparação com a energia dos nutrientes, metabólica e mecânica [21].

Existe uma divergência no método da medição de custo e de consumo de oxigénio, relativamente a técnicas que envolvem a passadeira ou à marcha nivelada. A marcha nivelada é considerada como mais natural, não existem mudanças referentes aos mecanismos de marcha natural introduzidas pelo uso da passadeira apesar e ainda é de destacar que o grau de incapacidade de alguns doentes não lhes permite caminhar numa passadeira. Para as avaliações de medicina desportiva é comum utilizar uma passadeira, visto que este dispositivo permite que todo o equipamento de monitorização esteja concentrado num só sítio [21].

Apesar de ser uma ferramenta útil, a determinação do consumo do volume de oxigénio exige dispositivos caros e pode não estar acessível a todos os laboratórios. A medição do ritmo cardíaco é uma ferramenta alternativa muito comum. Este parâmetro é facilmente mesurável e está disponível em clínicas e hospitais e abaixo dos limites máximos de esforço da marcha é bastante preciso. No entanto em condições de velocidade muito baixas ou ansiedade extrema os valores medidos não são exclusivos dos gastos energéticos derivados do exercício. Também se verificam desvios associados ao decréscimo da massa muscular, febre, doenças, desidratação ou medicação [28].

Na medição da taxa cardíaca e do volume de oxigénio, existem curvas que estudam a eficiência energética em função da velocidade de marcha auto selecionada em que os valores mais elevados correspondem a velocidades menos confortáveis para os doentes. Estes valores quando comparados com tabelas normalizadas são indicativos para diagnósticos [28].

2.3.4. ANÁLISE MUSCULAR E ELETROMIOGRAMA

A cinesiologia pode ser definida como a técnica em que se determina a relação entre o sinal de ativação do músculo e o movimento das articulações e contextualiza esta relação no ciclo de marcha.

Apesar do eletromiograma do músculo fornecer informação sobre a fisiologia e controlo muscular não está diretamente relacionado com a sucessão temporal dos eventos do ciclo de marcha nem com a tensão e as forças exercidas. No entanto existe uma relação linear entre o eletromiograma e a tensão muscular em contrações isométricas. Pode identificar doenças neuronais, lesões nervosas, musculares, e processos patológicos primários. O processamento do sinal primário do eletromiograma pode dar informação sobre a geração de forças, recrutamento de unidades motoras ou fadiga muscular. A capacidade do eletromiograma localizar e quantificar a fadiga muscular tem importância na fisiologia do desporto, treino de atletas, fisioterapia e medicina desportiva. A natureza não invasiva da técnica torna-a popular e aplicável em seres humanos [37].

A cinesiologia envolve a gravação dinâmica dos sinais emitidos pelos músculos durante movimentos de intensidade e de complexidade variável. As funções mais testadas são as mais relevantes para as tarefas características em movimentos cíclicos de segmentos de membros, tais como a marcha humana [38, 39].

A aquisição e o tratamento do sinal cinesiológico deve ter sempre em conta fatores como a idade do paciente, patologia específica ou o tipo de diagnóstico. Idealmente utilizam-se sistemas ultra leves, telemétricos com vários canais para minorar a intrusão sobre o movimento. Em termos metabólicos, as contrações musculares consomem energia quer esteja a ser efetuado trabalho, positivo ou negativo. No entanto as leituras de eletromiogramas demonstram que a atividade de eletromiografia é menor na contração excêntrica do que na concêntrica e requer a atividade de menor número de atividades motoras [38, 39].

Os valores provenientes de grandezas cinesiológicas podem ser expressos em valores absolutos (volt) ou como uma percentagem de um padrão normalizado. O valor

absoluto não representa uma grandeza clinicamente significativa, visto que existem fatores associados ao caráter da técnica, como a escolha do eletrodo utilizado e o seu método de colocação que afetam a magnitude do sinal. A normalização do sinal de saída permite comparações entre os diferentes músculos e obter uma relação da intensidade relativa, ou seja, um eletromiograma normalmente expressa o sinal de saída como uma percentagem do valor da contração muscular máxima.

Outra abordagem que consiste em exprimir o sinal como uma percentagem do valor máximo verificado ao longo do ciclo de marcha é tradicionalmente utilizada em doentes que devido à apresentarem funções neuronais diminuídas não conseguem efetuar uma contração voluntária máxima [38].

2.3.5. GRANDEZAS UTILIZADAS NA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

Todos os métodos anteriormente apresentados fornecem diversas informações. As suas grandezas devem ser integradas, comparadas e interpretadas apenas quando as condições da marcha estão bem definidas. Deste modo deve-se ter em conta, parâmetros fisiológicos tais como a idade, o género ou o peso, mas também fatores ambientais tais como a velocidade de marcha; lenta, livre ou rápida; a introdução de inclinação e acidentes como escadas ou rampas.

Existem grandezas que são utilizadas para caracterizar o ciclo de marcha tabeladas para diferentes grupos etários em termos de velocidade livre de marcha e em terreno plano. Estes parâmetros são ferramenta útil no diagnóstico de anomalias, através da sua comparação e análise. Os parâmetros espaço temporais estabilizam por volta dos 20 anos e mantem-se relativamente estáveis ao longo da vida adulta [23].

A tabela 2.3 apresenta algumas das grandezas utilizadas no estudo e análise da marcha humana.

Tabela 2.3: Grandezas utilizadas na análise da marcha saudável, unidades, descrição sumária e valores típicos, a velocidade livre de marcha.

	Grandeza	Descrição	Valor típico	Unidade
Temporal-espacial	Velocidade	Velocidade média na fase rítmica.	1.4 ^[40]	m/s
	Cadência	Número de passos para intervalo de tempo padronizado.	113 ^[40]	passos /minuto
	Período de apoio		60 ^[40]	%
	Período de apoio duplo		10 ^[40]	%
	Comprimento do passo	Distância entre o mesmo ponto de cada pé, durante o apoio duplo.		cm / m
	Comprimento da passada	Distancia entre dois apoios sucessivos ipsipodais. Cada passada é composta pela soma do comprimento do passo do pé esquerdo e do pé direito.	141 ^[40]	cm / m
Cinemática	Flexão do tronco	Varição entre o valor mínimo e máximo durante o ciclo de marcha.		Angulo (°)
	Rotação pélvica	Valor médio durante o ciclo de marcha.		Angulo (°)
	Extensão da anca	Valor máximo na fase terminal do apoio.		Angulo (°)
	Abdução da anca	Varição entre o contacto inicial e o primeiro pico.		Angulo (°)
	Flexão do joelho no contacto inicial	Angulo ao contacto inicial		Angulo (°)
	Flexão do joelho na fase de balanço	Angulo ao descolar do pé		Angulo (°)
	Flexão do tornozelo no contacto inicial	Angulo ao contacto inicial, valores positivos indicam flexão plantar.		Angulo (°)
	Deslocamento lateral do centro de massa	Varição entre o valor mínimo e máximo durante o ciclo de marcha.		mm
Cinética	Impulso na fase terminal do apoio	Potência gerada na flexão plantar quando se verifica o ângulo máximo na articulação do tornozelo		W / kg
Energia	Consumo de oxigénio			ml / s
	Custo de oxigénio			ml / m

2.4. SUMÁRIO

A marcha humana saudável é uma atividade essencial na qualidade de vida de qualquer indivíduo. Apesar de aparentemente ser simples e instintiva é uma função complexa que desde a antiguidade intriga o ser humano.

Para a descrição e compreensão da marcha humana desenvolveram-se diversos trabalhos e abordagens ao longo do tempo. O princípio da maior eficiência energética, defende que o corpo humano visa minimizar os gastos de energia para se deslocar. De acordo com esta abordagem, foram definidos os determinantes da marcha, que são indicativos qualitativos de referência e permitem compreender quais são os membros envolvidos e como é que estes determinam os eventos da marcha humana.

A definição do ciclo de marcha como uma sucessão de ciclos idênticos e reproduzíveis entre si, constituídos por fases e períodos se repetem é uma abordagem útil e funcional para descrever os eventos que constituem a fase de apoio e balanço.

Para avaliar quer a marcha saudável quer a marcha deficitária, de forma qualitativa e quantitativa, são utilizadas diversas ferramentas, segundo uma abordagem multidisciplinar. Deste modo, cinética, cinemática, eletromiografia dinâmica e calorimetria são técnicas utilizadas em laboratórios de marcha em todo o mundo de forma integrada.

3. PATOLOGIAS E REABILITAÇÃO DA MARCHA HUMANA

3.1. PRINCIPAIS PATOLOGIAS

Existem milhões de pessoas em todo o mundo que são que sofrem de problemas relacionados com a locomoção. Além do decréscimo evidente na qualidade de vida dos doentes, estas limitações também acarretam custos financeiros acentuados para os doentes, e para as instituições e sistemas nacionais de saúde.

O facto de existir um padrão de marcha atípico pode não ser funcionalmente significativo, motivo pelo deve ser analisado no que diz respeito aos gastos energéticos, risco de queda, lesão biomecânica e a questões estéticas. O seu tratamento apenas deve ser considerado se for significativo em relação a um ou mais destes critérios.

Os fatores que obstruem a capacidade de caminhar incluem o envelhecimento, doenças ortopédicas, doenças do sistema nervoso central ou lesões na espinal medula. O défice de força nos membros inferiores, diminuição na amplitude de movimentos, ou a dor crónica, são condições que contribuem para as perturbações da marcha humana e podem ser devidas ao envelhecimento ou a doenças ortopédicas. As perturbações do sistema nervoso central também levam a estes problemas e ainda apresentam outros efeitos nos centros de locomoção.

Em Portugal é a CIF (Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde) que proporciona uma linguagem unificada e padronizada, assim como uma estrutura de trabalho para a descrição da saúde e de estados relacionados com a saúde. Os domínios contidos na CIF são descritos com base na perspectiva do corpo, do indivíduo e da sociedade e estão divididos em duas listas básicas: (i) Funções e Estruturas do Corpo, e (ii) Atividades e Participação. A CIF pertence à família das classificações internacionais desenvolvida pela Organização Mundial da Saúde para aplicação em vários aspetos da saúde. Nas classificações internacionais da Organização Mundial da Saúde, os estados de saúde (doenças, perturbações, lesões, etc.) são classificados principalmente na CID-10 (Classificação Internacional de Doenças, décima revisão), que fornece uma estrutura de base etiológica [41].

Este capítulo pretende referenciar algumas doenças e lesões relacionadas com a marcha humana, para as quais já ocorre a introdução de dispositivos robóticos de reabilitação.

3.1.1. LESÕES DA ESPINAL MEDULA

Estas lesões ocorrem quando a espinal medula é danificada por traumas na coluna vertebral, ou é danificada por fatores internos como tumores e hérnias. Ao contrário dos nervos periféricos o sistema nervoso central que inclui a espinal medula não se consegue reparar ou regenerar. Estas lesões são classificadas como completas ou incompletas, sendo que a primeira refere-se às lesões em que ocorre a interrupção de toda a função neuro-transmissora enquanto a segunda apenas diz respeito a uma lesão parcial ou compressão da espinal medula, com perda parcial de função. Na lesão completa da espinal medula, como o cérebro não consegue comunicar com a área abaixo da lesão, o doente perde o controlo e a função motora da região lesionada. A perceção sensorial também é perdida devido à interrupção das vias sensoriais que levam a informação ao sistema nervoso central superior. Quanto mais acima na espinal medula está situada a lesão maior é a área de paralisia. As lesões completas torácicas causam paraplegia, enquanto as superiores causam quadriplegia e paragem respiratória [42].

Como atualmente, não é possível a regeneração da espinal medula, a área paralisada não diminui com o tempo, pelo que, a reabilitação incide na área acima da lesão. No entanto, estar acamado por períodos prolongados leva a fraqueza muscular motivo pelo qual se deve começar a reabilitação o mais rapidamente possível [42].

Alguns movimentos de animais vertebrados são controlados pela rede neuronal presente na coluna conhecida como gerador de padrão central que é o resultado das interações entre o mesencéfalo e a espinal medula. A investigação sobre o gerador de padrão central em humanos está a ser orientada com vista a conseguir a ambulação em doentes com lesões da espinal medula superior. De acordo com esta perspetiva já foi tido como provável de ocorrer locomoção quando os doentes são expostos a velocidades de marcha baixas e com pequenas cargas ou com velocidades normais e cargas elevadas. Observou-se que o sinal gerado pelo gerador de padrão central é potenciado pela reabilitação repetitiva da marcha e reduzido pela falta deste tipo de treino. De acordo com este princípio, alguns programas de reabilitação procuram reensinar as atividades motoras ao gerador de padrão central e também promover o fortalecimento do tronco, braços ou o treino de cadeira de rodas. A reabilitação da marcha é realizada para prevenir a hipotensão ortostática e aumentar a força física [42-45].

3.1.2. DOENÇA CEREBRAL VASCULAR

A doença cerebral vascular ocorre quando ocorre uma anomalia nos vasos sanguíneos intracraniais que leva a uma hemorragia que eventualmente danifica o tecido cerebral devido a inflamações, deslocamentos ou isquemia. Este tipo de eventos pode ser classificado como enfarte cerebral, hemorragia cerebral e hemorragia subaracnoide. O enfarte ocorre quando é interrompido o fornecimento de sangue ao cérebro devido à compressão anormal de um vaso sanguíneo ou oclusão das artérias do cérebro como resultado de trombozes. A hemorragia cerebral refere-se à formação de massas conhecidas como hematomas intracerebrais causadas pela ruptura e subsequente hemorragia dos capilares do cérebro. A hemorragia subaracnoide é uma condição na qual um aneurisma formado no espaço subaracnoide se rompe e a respectiva hemorragia efetua pressão no cérebro. Os sintomas podem variar de acordo com o local dos danos, sendo que as lesões do hemisfério esquerdo estão associadas a perturbações linguísticas e as do lado direito causam negligência espacial unilateral. Um sintoma comum é a paralisia motora/sensorial na posição contra lateral à lesão [42].

Tal como nas lesões da espinal medula as funções nas áreas lesionadas pela doença cerebral vascular não são recuperadas, mas podem ser assimiladas por áreas periféricas do corpo através da reconfiguração das redes neuronais. A reabilitação da doença cerebral vascular é estruturada de acordo com os sintomas do doente e centra-se no fortalecimento dos músculos do lado que não foi afetado, e na realização de tarefas motoras repetitivas no lado paralisado de modo a reensinar estas atividades motoras ao cérebro [46, 47].

Como a doença cerebral vascular implica maiores gastos energéticos durante a marcha pode levar a que os pacientes tenham uma vida mais sedentária, o que limita a atividade quotidiana e prejudica a função cardiovascular. O desempenho da marcha em pessoas que sofreram eventos cerebrais vasculares apresenta tipicamente as seguintes características: assimetria espaço temporal em cada lado do corpo; velocidade de marcha diminuída; problemas de coordenação tronco/membros; intermembros e intramembros [48]. Nestes casos, a velocidade típica de marcha varia entre 0.35 e 0.6 m/s [49].

3.1.3. LESÃO TRAUMÁTICA NO CÉREBRO

As lesões traumáticas no cérebro são uma das principais causas de lesões graves e de morte em adolescentes e jovens adultos. Este tipo de lesões apresenta um número elevado de sequelas relacionadas com marcha notórias os défices nos parâmetros

cinéticos, cinemáticos e energéticos relativamente à marcha saudável. Como existe uma menor capacidade de controlo postural a velocidade de marcha auto escolhida e a cadência são inferiores à que se verificava antes da lesão.

Encontram-se diferenças no comprimento do passo, tempo de apoio na perna afetada; instante da fase de apoio duplo e largura da base de apoio e ainda flexão excessiva do joelho no contacto inicial do pé. Também existem referências à dificuldade na extensão dos joelhos, elevada espasticidade, a aumentos na amplitude de movimento anterior/posterior; inclinação e obliquidade da pélvis e ao deslocamento lateral do centro de massa [50]. As anomalias ao padrão de marcha saudável ocorrem de forma independente e aleatória entre si em vez de o fazerem de modo sistemático. Podem verificar-se no tronco, pélvis ou nos membros inferiores.

3.1.4. ARTROSCOPIA DA ANCA

As artroscopias intervenções cirúrgicas cada vez mais comuns, sendo que os pacientes que passam por este procedimento são cada vez mais novos [51]. Comparando a artroscopia total da anca com a artroscopia de superfície, com conservação da cabeça do fémur, verifica-se que após a intervenção, é no segundo caso que o doente apresenta um padrão de marcha próximo do normativo para o plano sagital. Na artroscopia total os doentes desenvolvem estratégias adaptativas que podem melhorar o controlo do centro de massa que aumentam os gastos de energia durante a fase de balanço [51].

3.2. TÉCNICAS DE REABILITAÇÃO

A reabilitação da marcha através da sua reaprendizagem envolve o exercício e a sua simulação quando saudável de uma forma passiva, auxiliada por dois terapeutas. Para promover a sua reabilitação, cada terapeuta orienta os movimentos das pernas do doente. A reabilitação efetuada nos hospitais normalmente é efetuada entre 4 e 5 vezes por semana e é muito exigente a nível físico para os doentes e os terapeutas, de modo que as sessões mais prolongadas se tornam difíceis de realizar [42, 52].

Tradicionalmente a reabilitação de pacientes com complicações relacionadas com a marcha passa por 3 etapas: i) período de transição do paciente acamado para a cadeira de rodas; ii) restauro da marcha; iii) melhoria da marcha de modo a corresponder às necessidades de mobilidade do dia-a-dia.

A metodologia da reabilitação da marcha é escolhida e implementada tendo em conta a patologia do doente e os meios disponíveis aos terapeutas, tais como o uso de

muletas, ortóteses para membros inferiores, barras paralelas, armações de marcha e passadeiras. Os objetivos da reabilitação englobam um conjunto de atividades, como ensinar a ação da marcha, promover o fortalecimento dos músculos e potenciar a resistência. A abordagem tradicional de reabilitação visa impedir a espasticidade muscular, simulando alguns movimentos padronizados na literatura e efetuando tarefas inibidoras do tônus muscular enquanto o paciente se encontra sentado ou deitado [5].

As abordagens mais recentes envolvem a utilização de uma passadeira e dispositivos de suspensão do corpo conhecidos como suportes de peso corporal. Estes dispositivos são utilizados para impedir atrofia muscular, para potenciar a reabilitação da marcha em doentes que não podem assumir uma postura ereta, e para permitir ao terapeuta maior controlo sobre o paciente.

Os dispositivos de suporte corporal podem ser constituídos por cordas, molas, pesos, ganchos ou resistências que suportam o peso do doente. São tradicionalmente passivos e utilizados como parte de uma estratégia de restauro e reabilitação da marcha e na transferência funcional para diferentes velocidades de marcha. No entanto, estes sistemas denotam limitações no controlo dos patamares de peso ao longo do ciclo de marcha, em se adaptar às diferentes fases da reabilitação, e não apresentam funções adicionais como o controlo pélvico e marcha em superfícies irregulares. Estes dispositivos são frequentemente utilizados na reabilitação de patologias pós-neurológicas, musculares e lesões [5, 45, 53].

A abordagem repetitiva locomotora para a reabilitação favorece a aprendizagem de uma tarefa específica, ou seja, se o objetivo é que o paciente volte a andar, este deve treinar os movimentos do dia-a-dia relativos à marcha. Os recetores musculares detetam estímulos que levam a alterações no comprimento dos músculos e a força muscular também é estimulada e detetada por fusos neuro-tendinosos. Ao movimentar as pernas enquanto se aplica uma carga produz-se uma reação do sistema nervoso central devido às mudanças no comprimento e da força exercida pelos músculos; já ao movimentar as pernas sem aplicar a carga apenas se estimula a alteração do comprimento muscular.

Imediatamente após a lesão, o doente evidencia maior fraqueza muscular. Como tal é necessária assistência dos enfermeiros e terapeutas para efetuar movimentos mais complexos, tal como subir escadas. Estes movimentos requerem um elevado esforço físico por parte dos terapeutas, o que torna muito difícil efetuar sessões com mais de 20 minutos. Para além disso os terapeutas denotam falta de reprodutibilidade em

movimentos mais complexos o que faz com que não sejam a melhor solução para simular certos padrões de marcha.

Os dispositivos de reabilitação de marcha humana são desenvolvidos e melhorados para superar estas limitações. Visam a reduzir o fardo físico dos terapeutas, permitir sessões mais longas, fornecer estímulos apropriados ao sistema nervoso central e aumentar a precisão e reprodutibilidade dos movimentos. Com este tipo de dispositivos, os doentes podem ter acesso a sessões de terapia em que praticam até 1000 passos por 30 minutos em oposição aos tradicionais 50-100 por 30 min da terapia tradicional [5, 42].

3.3. TÉCNICAS DE REABILITAÇÃO CLÁSSICAS

As técnicas atuais de reabilitação são maioritariamente baseadas na fisioterapia manual sendo a abordagem robótica marginalmente utilizada. Os diferentes métodos de fisioterapia visam melhorar a ambulação funcional. São etapas comuns a cada método os exercícios preparatórios específicos, a observação do terapeuta e a manipulação direta da posição dos membros inferiores quando se caminha numa superfície regular, seguida pela prática da marcha assistida pelo terapeuta. As técnicas de reabilitação de doenças do foro neurológico podem ser agregadas em neurofisiológicas e aprendizagem motora [54].

Nas técnicas neurofisiológicas o fisioterapeuta promove os padrões movimento corretos por parte do doente, sendo um decisor e solucionador de problemas, o que faz com que se possa considerar o doente como tendo um papel passivo [55]. No entanto podem existir diferentes métodos de implementar esta abordagem, que estão sumariados na tabela 3.1.

Tabela 3.1: Sumário das técnicas de fisioterapia neurofisiológicas mais comuns.

Método	Descrição
Bobath [55, 56]	É o método mais utilizado na Europa. Promove a inibição da espasticidade muscular através da mobilização passiva associada a estímulos tácteis e capacidade de localização espacial do corpo.
Brunnström [57]	Potencia as sinergias patológicas de modo a obter um padrão de movimento saudável. Encoraja o movimento voluntário através de estímulos sensoriais e facilitação dos reflexos.
Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva [57]	Visa atingir movimentos normalizados e aumentar o recrutamento de unidades motoras e maximizar a resposta motora necessária através de diferentes tipos de estímulos, visuais, sonoros e proprioceptivos.

Vojta [58]	Utilizado principalmente em crianças com danos cerebrais relacionados com o nascimento. Visa estimular terminações nervosas em pontos específicos do corpo de modo a promover o desenvolvimento de padrões de movimento fisiológicos.
Rood [59]	Consiste numa sequência de recuperação que vai das ações mais elementares às mais complexas e utiliza os estímulos sensoriais para facilitar o movimento as respostas de postura do mesmo modo que ocorrem naturalmente.
Johnstone [60]	Defende que os mecanismos reflexos danificados são responsáveis pela espasticidade e pelas deficiências e que podem ser inibidos através de posicionamento e imobilização de modo a controlar o tónus muscular e restaurar o controlo central.

A abordagem das técnicas de aprendizagem motora opõem-se às neurofisiológicas, visto que enfatizam o envolvimento ativo do doente. Compreendem uma avaliação neurofisiológica, a prática de tarefas motoras específicas e feedback por parte dos doentes. Os exercícios promovem estratégias de aprendizagem motora que suportam a reabilitação e o treino de tarefas em contextos específicos de acordo com os objetivos dos doentes. A terapia deve ser realizada num contexto familiar ao doente [61]. As metodologias propostas pelos diferentes autores estão sumariadas na tabela 3.2:

Tabela 3.2: Técnicas de fisioterapia de aprendizagem motora mais comuns.

Método	Descrição
Perfetti [62]	Técnica sensorial motora originalmente desenvolvida para controlar a espasticidade. Começa com o reconhecimento táctil de diferentes estímulos e evoluiu através da exploração passiva e manipulação dos músculos e articulações para a manipulação ativa.
Método de reaprendizagem motora [61]	Considera que a postura e o movimento estão relacionados e que através de estímulos sensoriais específicos é possível programar uma resposta motora a uma tarefa. O doente é orientado para a execução dos exercícios focando-se inicialmente nas componentes do movimento que não podem ser realizadas, de seguida são introduzidas tarefas funcionais e finalmente integram-se as atividades do dia-a-dia.
Educação condutiva / Método de Peto [63]	Orienta o doente para lidar com a deficiência e só se dirige à recuperação funcional a um nível secundário. Enfatiza as abordagens integradas e o ensino de estratégias adaptativas para o dia-a-dia.
Affolter [64]	Assume que a interação entre o doente e o ambiente é essencial para a reabilitação e como tal a perceção tem um papel essencial. A informação nova é comparada com experiências anteriores que levam a comportamentos de antecipação.
Integração sensorial / método de Aires [65]	Enfatiza o papel dos estímulos sensoriais e da perceção ao definir as lesões. Os exercícios são baseados em feedback sensorial e repetição.

Todas estas técnicas e abordagens são desenvolvidas para restaurar a função neuro-motora e os padrões de movimento fisiológicos. No entanto é necessário destacar que o método ideal para tratar qualquer lesão ou déficit motor, deve ser específico para cada patologia e doente. Cada uma destes métodos tem as suas especificidades e é dirigido a tipos específicos de doentes e patologias, motivo pelo qual não é possível aferir a sua eficiência global na reabilitação da marcha. No entanto verifica-se que os doentes que recebem uma combinação de técnicas que visam a combinação de exercícios tradicionais e atividades funcionais, ou programas focados na sua deficiência como reforço muscular ou a elevadas intensidades apresentam melhores resultados [66].

3.4. ROBOTS DE REABILITAÇÃO

Os dispositivos robóticos de reabilitação da marcha humana podem ser divididos em quatro tipos: os que suportam de corpo e guiam as pernas (dispositivos que levantam o paciente com uma ortótese para membros inferiores), os que só apresentam função de suporte do corpo; os que tem como função guiar os membros inferiores (ortótese dos membros inferiores) e os que se assemelham a caminhantes com rodas ou andarilhos [67].

Estes dispositivos surgem como uma alternativa a ter em conta na reabilitação da marcha após ter sido demonstrada a sua viabilidade em doentes com lesões do sistema nervoso central através de treino por repetição. Estes dispositivos permitem aos doentes realizar uma tarefa específica de forma segura e intensiva observando-se melhorias na função motora, na ligação entre os padrões de marcha e o sistema nervoso central, a nível de capacidade de marcha, da resistência vascular, e função dos membros inferiores [42]. Oferecem ainda vantagens tais como a assistência ou resistência ajustável e precisa durante os movimentos do doente, boa repetibilidade, o aumento da motivação através de uma maior interação com o terapeuta que pode estar focado em tarefas de diagnóstico e avaliação do tratamento. A necessidade um terapeuta adicional é eliminada, o que garante uma redução de custos. Os robots de reabilitação fornecem dados cinéticos e cinemáticos que permitem controlar e quantificar a intensidade da prática, aferir alterações e avaliar deficiências motoras com maior sensibilidade e fiabilidade que as tabelas padrão clinicas atuais [66].

A eficácia das interações humano-robot que promovem a aprendizagem depende das ações impostas ou seleccionadas pelo doente. As atuais estratégias empregues por sistemas robóticos têm como objetivo assistir ou corrigir os movimentos do utilizador de modo a promover simultaneamente a ativação de vias motoras eferentes e aferentes. O

dispositivo assiste o doente ao longo de uma trajetória pré-determinada descrita pelos membros durante o exercício [66].

Podem-se separar os dispositivos de reabilitação da marcha em estacionários ou sistemas de marcha no solo. O Lokomat e o AutoAmbulator são os sistemas estacionários comercialmente disponíveis mais populares. O Lokomat®, representado na figura 3.2, consiste num exosqueleto combinado com um sistema de suporte de peso corporal e uma passadeira. Controla as articulações ao nível do joelho e anca através de atuadores lineares. O AutoAmbulator® controla os membros inferiores do doente através de braços robóticos que estão ligados lateralmente às suas pernas. Existem outras alternativas não comerciais, como o LOPES, desenvolvido tendo em conta a perspetiva da maior interação entre terapeuta e doente e a incorporação de elementos mecânicos passivos ou o ARTHuR é um sistema atuador de extremidades onde os movimentos das pernas são controlados através de êmbolos.



Figura 3.1: Paciente a utilizar o Lokomat® (adaptado de [66]).

Outros dispositivos conduzem os pés através de placas segundo trajetórias pré-definidas da marcha. O Haptic Walker® foi projetado para efetuar movimentos arbitrários com os pés de modo a simular a marcha em diferentes superfícies. Existem ainda robots móveis e que permitem a marcha no solo. O KineAssist® apresenta uma base móvel que garante o apoio parcial do corpo enquanto liberta as pernas do doente [67].

Um aspeto comum e fundamental a todos estes dispositivos é a presença de um sistema eletromecânico de suporte do peso corporal que permite um maior número de passos para cada sessão de treino relativamente à terapia convencional. Esta alternativa facilita a marcha em doentes com lesões neurológicas que são incapazes de suportar a totalidade do seu peso corporal e é frequentemente utilizada na reabilitação de doenças

cerebrais vasculares visto que permite ao doente realizar movimentos de marcha nas etapas iniciais do processo de reabilitação. Alguns dispositivos com base em atuadores como o Gait Trainer[®] impõem movimentos aos pés do doente de acordo a uma abordagem semelhante às mobilizações passivas de Bobath [66].

Tradicionalmente os dispositivos robóticos apresentam limitações ao nível da variedade e amplitude dos movimentos, que são restringidos ao plano sagital, o que limita o treino de equilíbrio. Apesar da fixação neste plano ter influência em parâmetros da marcha saudável, estes dispositivos são valiosos nas etapas iniciais da reabilitação, visto que permitem a normalização dos parâmetros de marcha. Isto garante que movimentos dos doentes sejam efetuados através de estratégias de controlo predefinidas e oferece uma maior gama de opções para a o doente nas trajetórias desenvolvidas [67].

O uso de dispositivos robóticos na reabilitação da permite melhorias evidentes a nível da rapidez de recuperação da ambulação, à velocidade de marcha, resistência, equilíbrio funcional, recuperação motora dos membros inferiores e a características tais como simetria, comprimento da passada e duração do apoio duplo, comparativamente às técnicas tradicionais [66].

O uso conjunto de sistemas de sistemas de peso corporal e de passadeiras tem sido associado do ponto de vista clínico, às terapias robóticas, apesar de não existir qualquer robot. Os dispositivos eletromecânicos foram recentemente definidos como qualquer solução eletromecânica projetada para assistir ciclos de passos através do suporte do peso do corpo e automatizando o processo da terapia da marcha dos doentes. Esta definição engloba qualquer dispositivo mecânico ou computadorizados construído para melhorar a função ambulatória e apenas exclui apenas os dispositivos que não apresentam característica de suporte do peso corporal [66].

O aparecimento de robots mais compactos, transportáveis, que não requerem que os doentes acamados ou em fases iniciais da reabilitação necessitem de se deslocar está a crescer visto que permite novas soluções e uma intervenção mais imediata após o incidente que levou à diminuição locomotora.

Os fatores que limitam uma maior difusão dos robots de reabilitação, incluem os seus custos elevados e o ceticismo de alguns membros das equipas de reabilitação que poderá ser baseado nas lacunas nos protocolos de reabilitação desenvolvidos especificamente para robots [66].

A eficácia de cada robot na reabilitação da marcha está relacionada com a identificação correta da população alvo, e com a estratégia a adotar. É concebível concluir

que dispositivos com mais restrições são uteis no início da reabilitação e com doentes mais afetados, enquanto dispositivos que possuem atuadores nas extremidades e depois passadeiras podem ser mais eficazes em fases mais avançadas da reabilitação e/ou em doentes menos afetados [66]. A tabela 3.3 apresenta alguns dos dispositivos robóticos de reabilitação da marcha mais populares.

Tabela 3.3: Dispositivos robóticos disponíveis para a reabilitação da marcha.

Nome	Descrição
Lokomat® [68, 69]	É o dispositivo de treino de marcha mais comum em todo o mundo; divide-se em duas versões, o Lokomat®Pro e o Lokomat®Nanos, que é uma versão mais compacta. Apresenta resultados comprovados no tratamento de doenças cerebrais vasculares, lesões da espinal medula, lesões cerebrais traumáticas e esclerose múltipla. É constituído por uma passadeira, um sistema dinâmico de descarga e dois atuadores robóticos ligados às pernas do doente na anca e nos joelhos. As suas trajetórias cinemáticas são completamente programáveis e ajustáveis.
AutoAmbulator® [70]	Utiliza braços robóticos ligados lateralmente ao doente para controlar os seus membros inferiores segundo uma trajetória e velocidade estabelecida pelo terapeuta. Possui um sistema de suporte de peso corporal, passadeira, e fixadores da anca e do joelho. Permite aos terapeutas ajustar o suporte de peso e a velocidade de marcha consoante os objetivos específicos de reabilitação.
GaitTrainer [71]	Utiliza um sistema de engrenagens e manivelas para guiar os pés simulando as fases de apoio e balanço através de placas de suporte dos pés que são atuadas. Garante um grau variável de suporte corporal ao doente.
LOPES [72]	Desenvolvido com ênfase no baixo peso e a incorporação de elementos mecânicos passivos de modo a permitir maior autonomia do doente. É constituído por um braço robótico com duas barras aplicado no joelho e anca, por um braço robótico e um ambiente virtual externo montado na passadeira. Permite movimentos translacionais da pélvis, extensão/flexão e adução/abdução.
Alex [73]	Desenhado para garantir elevada mobilidade, permite extensão/flexão e abdução/adição da anca, flexão/extensão do joelho e inversão/eversão do tornozelo. Apenas exerce controlo ativo sobre os movimentos plano sagital para o joelho e anca através de controladores lineares, os restantes graus de liberdade são apoiados passivamente por molas. Todos os parâmetros de reabilitação podem ser ajustados.
ALTACRO [74]	Apresenta músculos pneumáticos artificiais para gerar movimento linear de controlo. O protótipo do dispositivo apenas fornece assistência ativa para o joelho, apesar de se pretender que o dispositivo esteja disponível para apoio à anca e tornozelo.
Haptic Walker [75]	Robot de placas de trajetórias programáveis projetado para garantir um feedback tátil aos doentes durante e movimentos arbitrários dos pés de modo a simular a marcha em diferentes superfícies. As velocidades de marcha são personalizáveis entre 5km/h e 120 passos/minuto. Tem pedais com 3 graus de liberdade ligados a um sistema de suporte corporal que controlam a flexão, extensão e posição. O ambiente simulado é garantido por um monitor na cabeça do doente.
LokoHelp [76]	Sistema ortóptico para a perna, guiado por uma passadeira em vez de apresentar condução externa sem restrições para a pélvis apesar dos pés seguirem uma trajetória pré-determinada.
KineAssist [77]	Apresenta uma base móvel com suporte parcial de peso e assistência a movimentos da pélvis e tronco. As pernas do doente estão desobstruídas.
WalkTrainer [78]	Utiliza um motor para seguir os movimentos do doente e tem uma estrutura robótica paralela para controlar os movimentos da pélvis em 6 graus de liberdade.

DGO [68]	Guia a anca e os joelhos através de um braço robótico com duas ligações para garantir uma locomoção mais próxima da saudável. Compreende um sistema de suporte de peso ligado a uma passadeira e dispositivos motorizados ligados da anca aos pés.
GNU Trainer [79]	Utiliza um mecanismo de suporte do corpo de fios ligados aos ombros e suspensos por um gancho através de molas. O pendulo motorizado com um único eixo nos ombros do doente dá assistência ao movimento dos braços. Os pedais controlam o ângulo realizado pelos pés e a sua posição. Fixa a posição pélvica do doente através da unidade de suporte de peso. O ambiente virtual é garantido por um LCD
AnkleBot [80]	Denota 3 graus de liberdade no tornozelo, dois dos quais atuados (dorsiflexão plantar e inversão / eversão). Projetado para ser leve e dirigível.
Airgait [81]	Possui uma ortótese motorizada, uma unidade de contrapeso do peso corporal e uma passadeira. A ortótese motorizada está fixa à passadeira por um mecanismo paralelo com uma mola pneumática. Os músculos pneumáticos artificiais estão orientados como músculos antagonistas e modelados com base no sistema muscular humano.

3.4. SUMÁRIO

Os dispositivos de reabilitação da marcha robóticos são tipicamente projetados para pessoas com doenças do foro do sistema nervoso central. Utilizam atuadores e passadeiras para auxiliar os doentes a efetuarem ciclos de movimentos pré-definidos com o objetivo de ativar os padrões de movimento associados ao sistema nervoso central.

A intensidade e frequência do treino pode ser aumentada através destes dispositivos robóticos que utilizam o controlo de posição e um padrão de referência da marcha fixo. Esta abordagem tem obtido resultados e eficácia para a reabilitação da marcha em doentes severamente afetados.

Os métodos de reabilitação devem ser determinados de acordo com a condição do doente e o tipo de estímulo pretendido e são orientados para doentes com doenças do foro do SNC. Esta terapia é mais proveitosa quando há uma participação ativa do doente, pelo que os movimentos do doente não deve ser externamente imposto, mas sim voluntário.

O potencial destes robots ainda não esta completamente explorado visto que existem estudos para métodos de controlo orientados a pessoas com lesões ortopédicas tais como fraturas ósseas nem protocolos especialmente desenhados para a reabilitação robótica. Existe necessidade para métodos de controlo de atuadores que atuam em lesões específicas.

4. PROJETO DE UM MECANISMO PARA A SIMULAÇÃO DA TRAJETÓRIA DO TORNOZELO NO PLANO SAGITAL

4.1. DESCRIÇÃO DO PROJETO

Ao longo dos últimos anos foram desenvolvidos dispositivos mecânicos e robóticos para satisfazer a necessidade da abordagem de reabilitação da marcha humana através do treino locomotor repetitivo. Está comprovado que o uso destes dispositivos traz vantagens relativamente às terapias tradicionais de reabilitação da marcha, efetuadas manualmente.

Apesar de grande parte destes dispositivos atuar exclusivamente no plano sagital, a trajetória executada pelo tornozelo dos doentes não é exatamente planar. No entanto para fases introdutórias da reabilitação e para doentes com elevados graus de incapacidade, este tipo de dispositivos apresenta resultados positivos [82].

Algumas alternativas de mecanismos que simulam a marcha incluem o mecanismo de Chebyshev, mecanismos de 8 ou 9 barras [83-85], mas também outras máquinas com vista à aplicação em dispositivos biomédicos [6, 8, 9].

O mecanismo de quatro barras, representado na figura 4.1, é um dos mais populares, simples e versáteis e foi escolhido relativamente a outras opções geradoras de movimento. Apresenta uma grande variedade de relações geométricas entre os seus componentes e entre os movimentos de entrada e saída, necessita de um e apenas um atuador para realizar movimento, é de construção fácil e extremamente versátil [86, 87].

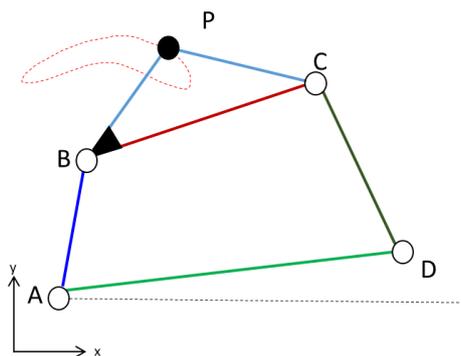


Figura 4.1: Representação de um mecanismo de quatro barras e uma curva por ele descrita.

Este trabalho pretende estabelecer uma metodologia para construir um dispositivo de reabilitação da marcha humana com baixo custo de construção, elevada adaptabilidade e baixa complexidade a nível estrutural, identificando um algoritmo para estabelecer a síntese de um mecanismo planar de quatro barras que pode ser utilizado para seguir uma trajetória semelhante a um padrão de marcha descrito no plano sagital.

4.2. ANÁLISE DA TRAJETÓRIA DO TORNOZELO

O dispositivo pretendido deve ser capaz de manipular o tornozelo do doente de modo a guiar a perna a de forma que esta descreva uma trajetória análoga à descrita durante a marcha saudável.

Idealmente os parâmetros utilizados para gerar a trajetória do tornozelo seriam obtidos a partir de marcadores situados nas articulações relevantes. Como tal não foi possível, os dados utilizados foram 51 pontos genéricos disponíveis numa base de dados *online* [29]. Estes pontos dizem respeito aos ângulos de Euler descritos pela articulações do joelho e da anca ao longo de um ciclo de marcha, no plano sagital, e definem curvas bem conhecidas, representados na figura 4.2. Em ambos os casos, o aumento do ângulo corresponde ao movimento de flexão. Existem também na literatura dados para deslocamentos angulares e de coordenadas cartesianas para as articulações da anca, joelho e tornozelo [18, 35, 88, 89].

A descrição do movimento das articulações sob a forma de ângulos em oposição ao uso de coordenadas cartesianas é comum, pois os ângulos permitem a normalização do movimento ao longo do ciclo da marcha, o que garante uma comparação mais imediata do movimento entre diferentes indivíduos.

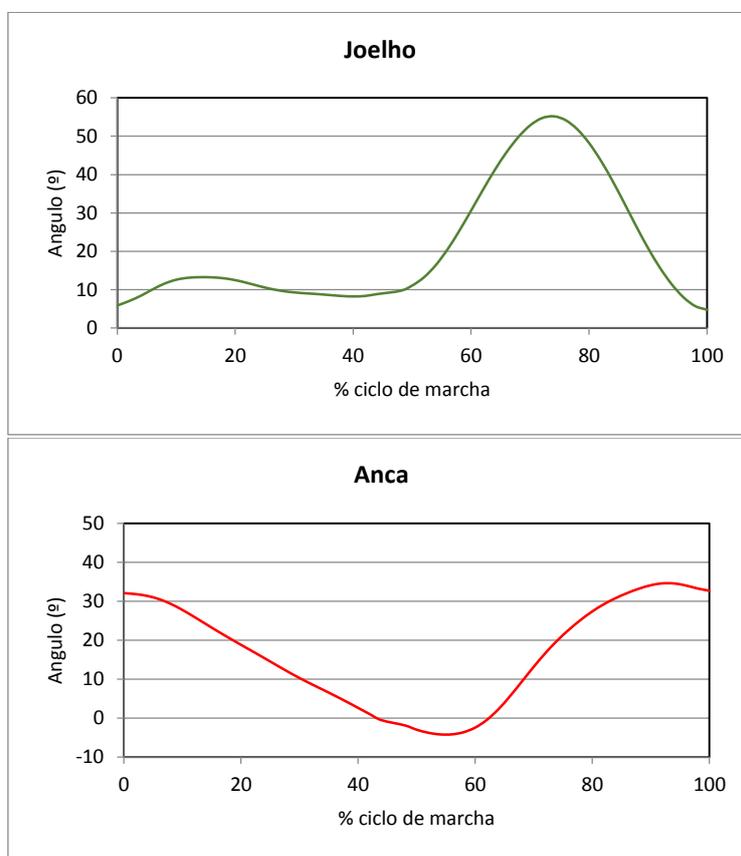


Figura 4.2: Variação dos ângulos do joelho e anca ao longo de um ciclo de marcha no plano sagital.

Nesta etapa pretende-se determinar a trajetória do tornozelo segundo os eixos dos xx e dos yy , a partir dos ângulos de Euler para o joelho e a anca e calcular as coordenadas cartesianas durante um ciclo de marcha completo no plano sagital sendo necessário definir um modelo cinemático adequado, representado na figura 4.3.

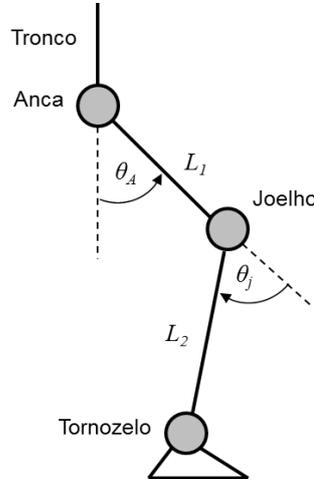


Figura 4.3: Modelo cinemático adotado para a perna

Este modelo corresponde a uma cadeia cinemática planar aberta, constituída por 3 barras rígidas, não deformáveis e 3 juntas planares inferiores rotóides com 2 graus de liberdade. Apesar do modelo permitir levar em conta os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo, a junta do tornozelo não é levada em conta para o cálculo da trajetória do tornozelo, servindo apenas como ponto de referência para o movimento. A equação 1 permite calcular o número de graus de liberdade (GDL), em que n representa o número de corpos, j_1 é o número de juntas primárias que retiram dois graus de liberdade e j_2 o número de juntas secundárias que retiram apenas 1 grau de liberdade.

$$GDL = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad (4.1)$$

$$GDL = 3(2 - 1) - 2 * 2 = 2$$

Por observação direta da figura 4.3 e implementando o método algébrico proposto na literatura [87], é possível obter um modelo matemático que permite calcular as posições de x e y para cada um dos pontos representados na figura 4.2. Deste modo o conjunto de equações (4.2) permite calcular as coordenadas cartesianas do tornozelo para cada ponto. As equações (4.3) e (4.4) correspondem a dados antropométricos [89] para o tamanho dos segmentos do corpo proposto por *Winter* para determinar as dimensões antropométricas da canela e coxa. Este método foi escolhido apesar de existirem outros, visto ser proveniente de uma referência bibliográfica reconhecida e ser facilmente

ajustável em função da altura de cada indivíduo o que é importante para calcular as curvas da trajetória do tornozelo para doentes de diferentes alturas.

$$i(1 \dots n) = \begin{cases} x_i = x_A + L_1 \times \sin \theta_{A,i} + L_2 \times \sin(\theta_{A,i} - \theta_{J,i}) \\ y_i = y_A + L_1 \times \cos \theta_{A,i} - L_2 \times \cos(\theta_{A,i} - \theta_{J,i}) \end{cases} \quad (4.2)$$

$$L_1 = 0.245H \quad (4.3)$$

$$L_2 = 0.246H \quad (4.4)$$

Onde respetivamente:

- x_i Posição genérica do tornozelo segundo o eixo dos xx .
- y_i Posição genérica do tornozelo segundo o eixo dos yy .
- x_H Posição de referência da anca no eixo dos xx .
- y_H Posição de referência da anca no eixo dos yy .
- $\theta_{a,i}$ Ângulo descrito pela articulação da anca para o ponto i .
- $\theta_{j,i}$ Ângulo descrito pela articulação do joelho para o ponto i .
- L_1 Comprimento do segmento 1 que liga a articulação da anca à do joelho.
- L_2 Comprimento do segmento 2 que liga a articulação do joelho à da anca.
- H Valor da altura do doente. Valor aleatório atribuído de 1.75m

A curva obtida para a trajetória do tornozelo está representada na figura 4.4 onde é possível distinguir claramente as duas fases do ciclo de marcha, a fase de balanço corresponde à parte superior da curva e fase de apoio, à parte inferior. Os valores utilizados dos ângulos de Euler e obtidos para as coordenadas cartesianas da posição do tornozelo estão referidas no anexo A.

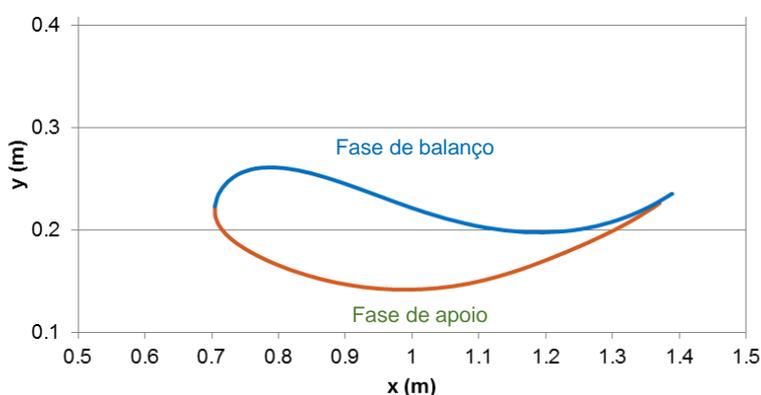


Figura 4.4: Trajetória do tornozelo no plano sagital. A curva azul representa a fase de balanço e a laranja a fase de apoio.

4.3. SÍNTESE DO MECANISMO

Existem várias alternativas capazes de sintetizar uma curva semelhante à representada na figura 4.4, como os mecanismos de 6, 8 e 9 barras, ou ainda através de atuadores eletrônicos. O mecanismo escolhido foi o mecanismo de quatro barras devido às características anteriormente.

Esta etapa da metodologia utilizada tem como objetivo efetuar a síntese de um mecanismo de quatro barras em que a trajetória descrita por um ponto de uma barra ligada à sua biela se aproxime o mais possível da curva efetuada pelo tornozelo. Pretende-se dimensionar os parâmetros significativos¹ e as condições de partida de um mecanismo capaz de guiar a perna de modo a que efetue um movimento análogo ao da marcha humana saudável.

A síntese de mecanismos diz respeito ao projeto ou criação de um mecanismo de modo a garantir que um dado conjunto de objetivos ou restrições é satisfeito de uma forma sistemática. Ou seja, pretende determinar qual é a melhor solução para garantir que um mecanismo efetue um determinado movimento ou cumpra uma dada tarefa. Consoante a fase e objetivo do projeto a síntese pode ser de carácter *qualitativo* ou *quantitativo*.

A *síntese qualitativa* lida com a conceção de potenciais soluções na ausência de um algoritmo bem definido que configure ou preveja uma solução. A *síntese tipo* refere-se à definição do tipo de mecanismo mais apropriado para um dado problema e é uma forma de síntese qualitativa [90]. Alguns autores referem ainda uma subcategoria de síntese tipo chamada de *síntese de número* que lida com a determinação número de barras e dos graus de liberdade adequados ao projeto [91].

A *síntese quantitativa* ou analítica diz respeito a situações em que é necessário determinar uma ou mais soluções numéricas possíveis de um particular tipo de mecanismo que se conhece como adequado para o problema e em que existe um algoritmo de síntese bem definido. Como o nome indica, este tipo de solução pode ser quantificado; a um dado conjunto de equações vai corresponder um conjunto de valores numéricos.

A *síntese dimensional* de um mecanismo corresponde à determinação das dimensões das barras do mecanismo necessárias e ponto de partida, para que efetue os movimentos desejados e pode ser uma forma de síntese quantitativa se estiver algum algoritmo já definido para a resolução do problema em questão. Também pode ser uma

¹ Por parâmetros significativos entende-se os comprimentos das barras ou distâncias entre pivôs.

forma de síntese qualitativa se existirem mais variáveis do que equações. Normalmente a síntese dimensional assume que a abordagem ao problema já está definida após a síntese tipo [90, 91]. Existem duas ferramentas básicas para a síntese dimensional, abordagem geométrica e abordagem analítica. As abordagens geométricas ou gráficas garantem um método rápido e simples de resolver o problema. No entanto estas técnicas têm limitações a nível da precisão e do erro associado à representação gráfica. Os métodos analíticos são apropriados para computação e tem vantagens a nível da precisão e repetibilidade.

Existem 3 problemas tradicionais na síntese de mecanismos, problemas *geradores de função*; *gerador de caminho* e *gerador de movimento* [90, 91].

A síntese de um mecanismo *gerador de função* é por definição a correlação entre um movimento de entrada de um mecanismo e a saída efetuada pelo movimento das suas barras. Um gerador de função é conceptualmente uma “*caixa negra*” que efetua uma saída previsível em resposta a uma entrada conhecida. O mecanismo é levado a passar por alguns pontos de precisão mediante um movimento de rotação ou translação. Pode ser considerado como o análogo mecânico de um computador simples.

O mecanismo *gerador de caminho* é definido como o controlo de um ponto no plano, de tal modo a que este faça um seu ponto de referência percorrer uma trajetória desejada. Tradicionalmente este tipo de síntese necessita pelo menos de um mecanismo de quatro barras, onde uma barra flutuante, ou seja, uma barra que não está diretamente ligada à barra fixa, traça o caminho desejado, relativamente a um referencial fixo. Outra questão típica diz respeito à temporização da chegada de um ponto de interesse ou posição de entrada de uma barra perante uma chegada do ponto de saída que esteja já definida. Neste caso o problema é da síntese de um mecanismo *gerador de caminho com temporização estabelecida*.

Finalmente, quando a tarefa exige guiar um corpo rígido através de um conjunto de posições e orientações desejadas, ela refere-se a um problema de *gerador de movimento*. Ou seja, esta tarefa diz respeito ao controlo de uma linha no plano de tal modo que todo o mecanismo assume um conjunto de posições sequenciais. Neste caso a orientação da barra que contém a linha da trajetória também é importante.

Como um mecanismo de quatro barras tem um número finito de dimensões significativas, apenas é possível determinar um número finito de condições de precisão. Existem 3 métodos para especificar o desempenho do mecanismo, aproximação de *primeira ordem ou de ponto*, aproximação de *ordem superior* e aproximação de *pontos combinados*. Na aproximação de primeira ordem os pontos discretos da função ou

trajetória desejados são especificados. O mecanismo irá gerar uma função que vai coincidir com uma outra função ideal nesses pontos, mas que pode não ser a ideal fora dos mesmos. O erro estrutural para o gerador de caminho pode ser definido como o vetor que vai do caminho ideal à perpendicular do caminho gerado, também pode ser definido como o vetor entre os pontos correspondentes do caminho ideal e o caminho gerado para o mesmo valor da variável independente. Noutros casos é desejado gerar, não apenas uma posição mas também uma velocidade ou aceleração em mais que uma posição, caso onde se usa a aproximação de ordem superior. A combinação da aproximação de pontos e da de ordem superior é chamada aproximação de pontos combinados. Neste caso pode-se determinar uma posição e uma velocidade num dado ponto; apenas a posição noutro ponto de precisão e ainda, apenas uma velocidade num terceiro ponto de referência.

É necessário realizar a síntese de um mecanismo de quatro barras planar, ou seja determinar as dimensões dos seus parâmetros significativos e configuração inicial, de modo a que um ponto $P(x_p, y_p)$ da sua barra acoplada descreva uma trajetória o mais próxima possível ao conjunto de pontos discretos definidos pela trajetória do tornozelo, $Q_i(x_i, y_i)$, representada na figura 4.4. Ou seja este trata-se claramente de um problema de síntese de um mecanismo gerador de caminho.

Para além disto, as dimensões do mecanismo devem ser tais que o critério de Grashof, expresso pela equação (4.5) que indica que para a barra mais curta de um mecanismo quadrilátero planar poder realizar rotações de 360° , é necessário que a soma do comprimento da barra mais curta com a mais longa seja menor ou igual à soma das restantes barras seja e assim garantir o movimento contínuo do mecanismo.

$$C_d + C_a \leq C_b + C_c \quad (4.5)$$

Tradicionalmente é necessário estabelecer nove parâmetros independentes para o processo de síntese que definem o mecanismo de quatro barras. O conjunto mais popular para estes nove parâmetros está representado na figura 4.5 e é o seguinte: as coordenadas de referência do ponto A (x_A e y_A), o ângulo de orientação da barra do que está no solo (ψ), o comprimento das quatro barras (a, b, c, d), e o comprimento e ângulo da barra acoplada (e e γ).

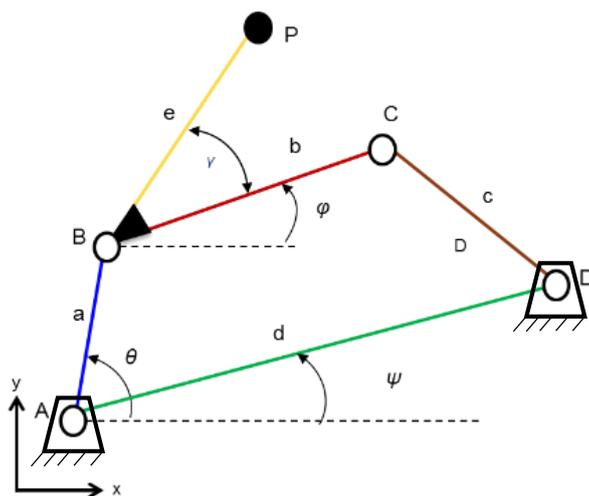


Figura 4.5: Mecanismo de quatro barras e os parâmetros independentes para o processo de síntese.

A abordagem utilizada pretende minimizar a função objetivo através da soma dos quadrados das diferenças entre as coordenadas dos pontos desejados, Q_i , e gerados, P_i , e segue o método proposto por Angeles [92]. Este método permite a formulação do problema de dimensionamento como sendo de otimização não linear de mínimos quadrados sem restrições. Estabelece-se uma abordagem simplificada ao problema de otimização, baseada na eliminação à partida das restrições de desigualdades, utilizando as 8 coordenadas cartesianas dos pontos A, B, C e D como parâmetros de projeto. Cada ângulo de entrada θ_i é avaliado individualmente para cada ponto de Q_i em cada iteração, eliminando estes ângulos do conjunto de incógnitas para o problema de otimização.

O mecanismo deve ter os comprimentos das quatro barras bem definidos, com valores positivos, por isso é requisito para a síntese que os parâmetros a , b , c , d e e , sejam maiores que zero. Para garantir que este fator não coloca problemas ao método de síntese e otimização utilizam-se as coordenadas dos pontos A, B, C e D, correspondentes aos centros das juntas cinemáticas como parâmetros de projeto, que irão definir o vetor $z = [x_a, y_a, x_b, y_b, x_c, y_c, x_d, y_d]^T$. Os parâmetros do projeto apesar de estarem diretamente relacionados com os parâmetros do mecanismo são grandezas diferentes. Por outro lado, os ângulos de θ_i permitem calcular o ponto P_i , que é o ponto mais próximo de $Q_i (x_i, y_i)$. O ponto P_0 é um ponto em que se considera que a trajetória do tornozelo e a curva descrita pelo mecanismo coincidem e não é considerado como variável de projeto. Este é um fator essencial para a implementação do método de otimização já que em termos práticos ao sobrepor estes pontos corresponde a afirmar que P_0 é um ponto exato da trajetória.

Assim obtêm-se 8 variáveis de projeto, independentemente do número de pontos da trajetória, e as restrições de desigualdade são evitadas. Este método tem ainda a vantagem

de não necessitar do cálculo das segundas derivadas das funções em questão. Com a assistência de ferramentas computacionais de alto nível como o MATLAB[®] todo o processo de cálculo torna-se muito menos demorado e desgastante tornando este método mais atrativo.

Ou seja, os valores do ângulo de entrada nas várias conformações do mecanismo estão associados a um conjunto de pontos que define uma trajetória e são tratados separadamente das iterações da otimização dos parâmetros de projeto. O MATLAB[®] permite aplicar a abordagem dos mínimos quadrados para equações não lineares, através do método de Newton-Gauss e calcular das dimensões otimizadas do mecanismo. No entanto este método requer uma iteração inicial para os parâmetros de projeto de modo a garantir a convergência do mesmo.

4.3.1. AJUSTE DA ITERAÇÃO INICIAL

Após definir o conjunto de pontos Q_i é necessário dar início ao processo iterativo. Hornes e Nelson [93] publicaram um atlas com informação extensa sobre vários mecanismos e as suas respectivas curvas. Comparando a forma da curva efetuada pelo tornozelo com as referências existentes é possível encontrar curvas com uma forma semelhante. Os valores tabelados para os parâmetros do mecanismo responsável pela curva escolhida para iniciar o processo iterativo são os seguintes: $a=1$; $b=2.5$, $c=2$, $d=3$, $e=2.8$ e $\gamma= -10^\circ$, $\psi=0^\circ$ e permitem gerar o mecanismo representado na figura 4.6. Estes valores de referência correspondem às dimensões relativas das barras, como tal são grandezas adimensionais.

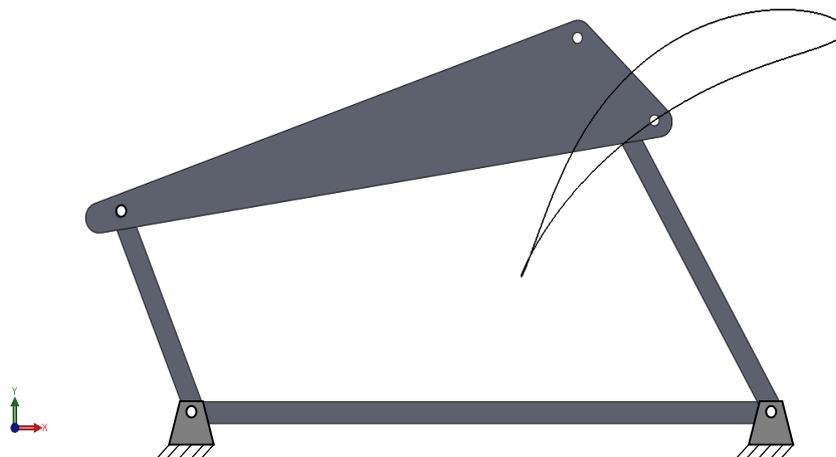


Figura 4.6: Vista lateral do mecanismo de quatro barras utilizado para determinar os valores da iteração inicial, e a trajetória descrita.

Apesar da forma da curva ser próxima da desejada, a sua orientação e tamanho não são, pelo que é necessário proceder ao seu ajuste. Como a concavidade da curva tem sinal oposto ao da curva obtida para os valores experimentais, representada na figura 4.4; começa-se por uma inversão da orientação do mecanismo, com um $\psi=180^\circ$. A nova curva já apresentará uma concavidade com a orientação mais próxima da desejada.

No entanto a sua orientação ainda não será igual à curva experimental, assim como o tamanho. Ao multiplicar as dimensões da barra por um fator de escalonamento, k , o comprimento das barras do mecanismo e a curva gerada irão ser redimensionadas sem que a forma da curva seja alterada. Após uma comparação visual entre a curva gerada pelo mecanismo da figura 4.6 e a curva experimental, ambas representadas na figura 4.7, começa-se por multiplicar os parâmetros significativos retirados da literatura, acima referidos, por um fator de escalonamento, $k=0.30$. Também se acresce um ângulo de 25° , aos 180° já referidos, para aproximar a forma e a orientação da curva da desejada.

Como a inclinação da ainda curva não é a desejada, é necessário continuar alterar o valor de ψ , até se encontrar um valor em que a sua orientação seja igual ou muito próxima da curva experimental. Através de incrementos sucessivos no ψ de 5° , verificou-se que o ângulo de 40° se aproximava da inclinação desejada. Após mais um ajuste chegou-se ao valor total de um ângulo de $180+41^\circ=221^\circ$ para o ângulo de inclinação do mecanismo inicial ψ . Procedendo um novo ajuste em k , de modo a que se verifique uma melhor sobreposição das duas curvas, obteve-se o valor de $k=0.34$. No entanto a curva continua deslocada.

Ou seja, a curva da correspondente aos valores levantados na literatura (verde) aproxima-se da desejada, de cor azul, a nível de forma, apesar da sua orientação e tamanho serem significativamente diferentes. Para a curva roxa, com uma inclinação de 205° e um fator de ajustamento de $k=0.3$, ainda está longe da curva experimental pretendida a nível de orientação. Finalmente a curva vermelha, com uma inclinação de 221° e $k=0.34$ está próxima da curva experimental apesar de estar deslocada no espaço.

Após a forma e orientação da curva estarem definidos é necessário desloca-la de modo a que as duas curvas se sobreponham. Isto consegue-se fazendo coincidir as extremidades de cada curva. É facilmente observável na figura 4.8 o bom ajuste na parte superior da curva, particularmente no intervalo de pontos compreendido entre 0.9 dm e 1.4 dm.

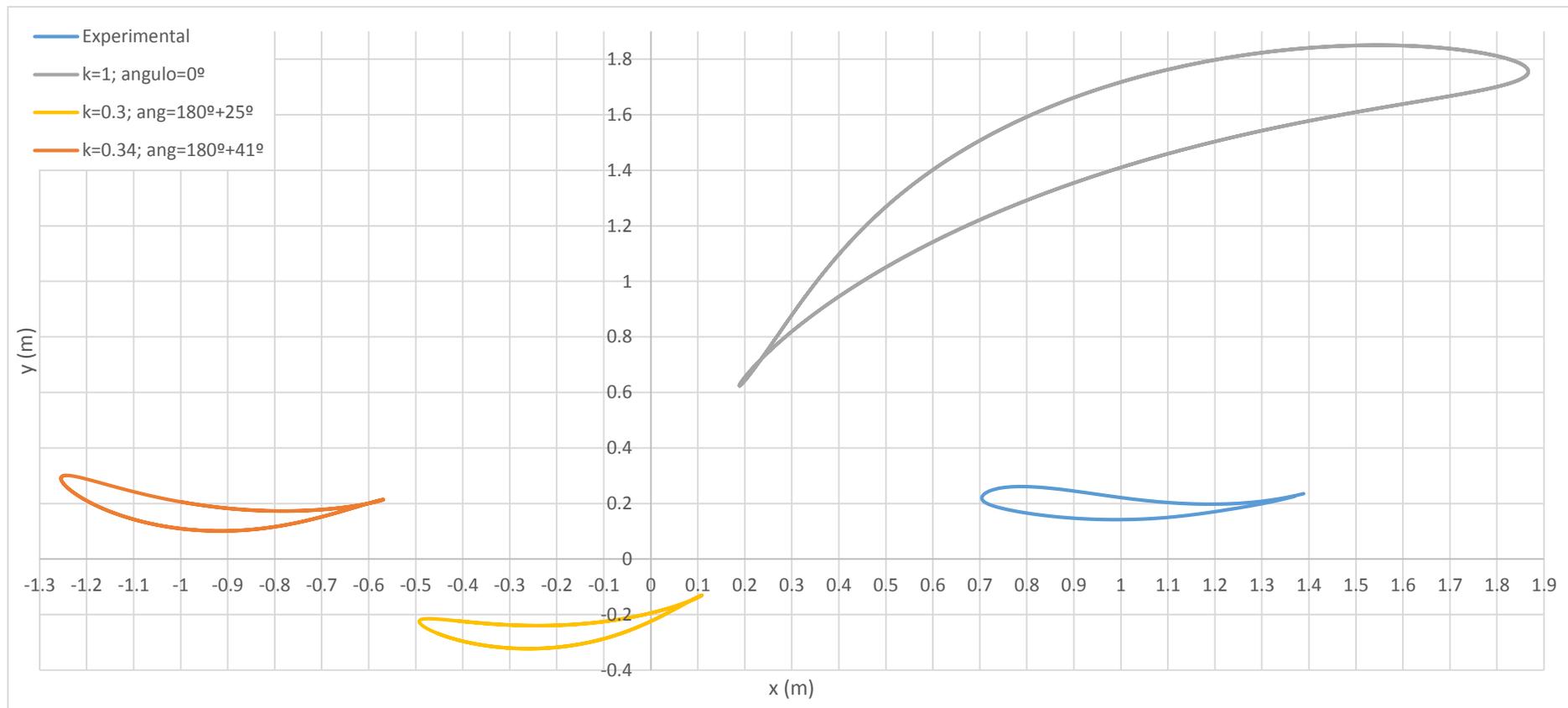


Figura 4.7: Representação de algumas das curvas utilizadas no processo de aproximação da curva para a iteração inicial.

Para comparar e sobrepor as curvas é necessário deslocar a curva para a iteração inicial de acordo com um ponto de referência. O ponto considerado foi o correspondente à extremidade do lado direito da curva, visto corresponder ao segmento mais semelhante entre as duas curvas. Deste modo para efetuar o deslocamento da curva soma-se o vetor (0.1957; 0.021) a cada um dos pontos da curva. De notar que os pontos correspondentes à trajetória do tornozelo assemelham-se a uma cúspide rampoide.

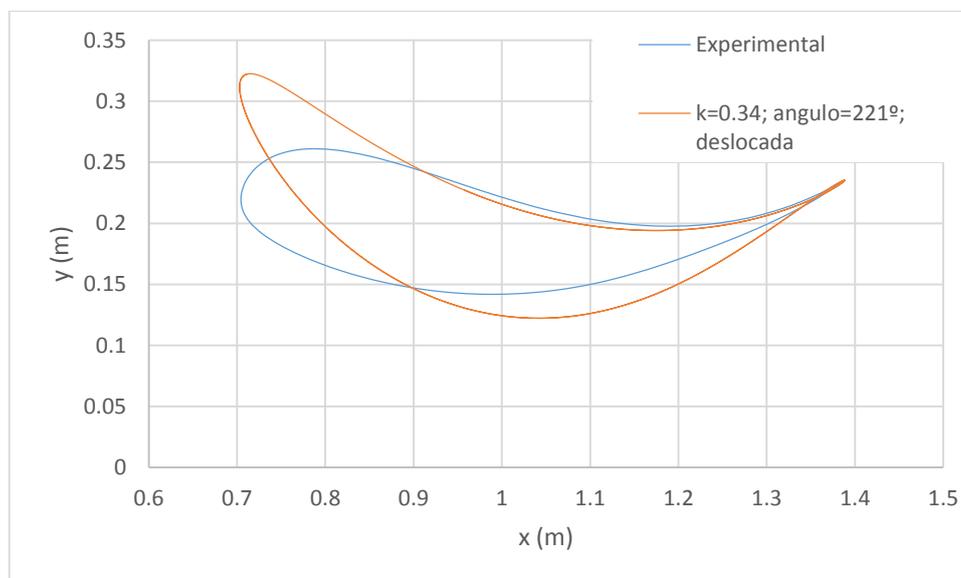


Figura 4.8: curva após o ajuste do tamanho e orientação do mecanismo inicial.

A figura 4.8 representa uma possível configuração para o mecanismo desejado. Os parâmetros fundamentais do mecanismo, obtidos para a iteração inicial, são os seguintes: $a=3.40\text{dm}$; $b=8.50\text{ dm}$; $c=6.80\text{ dm}$; $d=10.20\text{ dm}$; $e=9.52\text{ dm}$; $\gamma= -10^\circ$ e $\psi= 221^\circ$. As coordenadas dos parâmetros do projeto, diferentes dos parâmetros do mecanismo, correspondentes à posição das juntas cinemáticas são determinadas com a ajuda do *software* de modelação SolidWorks®, medida a posição das juntas do mecanismo representado na figura 4.9 e somando-lhe o vetor de deslocamento anteriormente calculado para deslocar a curva da figura 4.8. Deste modo, os valores para os parâmetros do projeto são os seguintes: $x_a = 1.961\text{m}$; $y_a = 0.019\text{m}$; $x_b = 1.773\text{m}$; $y_b = -0.265\text{m}$; $x_c = 0.980\text{m}$; $y_c = 0.041\text{m}$; $x_d = 1.191\text{m}$; $y_d = 0.688\text{m}$.

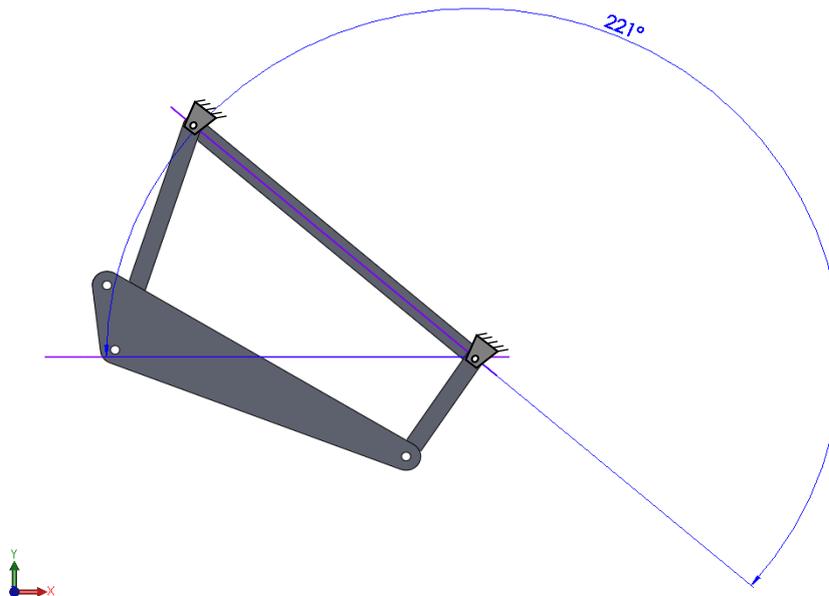


Figura 4.9: Vista lateral do mecanismo com os parâmetros ajustados para a iteração inicial.

4.3.2. PROCESSO DE OTIMIZAÇÃO

Os passos descritos anteriormente permitem definir os parâmetros fundamentais do mecanismo que irá iniciar o processo iterativo. Caso não se encontre uma curva semelhante também é possível implementar atribuindo valores aleatórios para os parâmetros fundamentais. No entanto uma limitação do método de Newton Gauss é o facto de, caso o palpite inicial ser demasiado afastado do desejado pode não ser possível garantir a convergência.

O passo seguinte tem como objetivo exprimir as posições de ponto P_0 , para cada um dos ângulos θ_i . Pela análise da figura 4.1 é possível exprimir um ponto $P(x_p, y_p)$ pelas equações (4.6) e (4.7):

$$x_p = X_a + a \cos \theta + e \cos(\varphi + \gamma) \quad (4.6)$$

$$y_p = Y_a + a \sin \theta + e \sin(\varphi + \gamma) \quad (4.7)$$

É necessário encontrar uma expressão que relacione os ângulos descritos pela barra onde se encontra o acoplador (φ) e o solo, e também o ângulo de entrada do movimento, θ . A figura 4.10 representa o modelo cinemático escolhido para um mecanismo de quatro barras genérico considerado para determinar essa expressão.

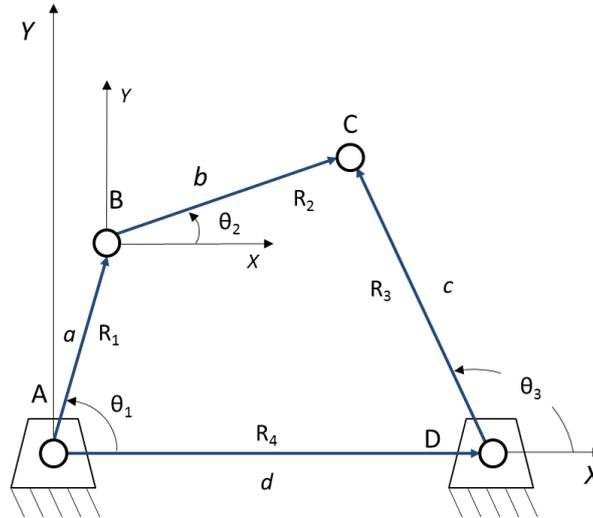


Figura 4.10: mecanismo de quatro barras genérico e representação dos seus parâmetros fundamentais e cadeia cinemática considerada.

O método da Notação Complexa [87] consiste na substituição de cada corpo do mecanismo em análise por um vetor posição equivalente, adicionando os vetores ao longo de uma cadeia cinemática fechada. A equação daí resultante é escrita em notação complexa e o estudo feito no espaço complexo. De acordo com este método, pela observação da figura 4.7 é possível inferir a seguinte equação:

$$R_1 + R_2 - R_3 - R_4 = 0 \quad (4.8)$$

$$ae^{j\theta_1} + be^{j\theta_2} - ce^{j\theta_3} - de^{j\theta_4} = 0 \quad (4.9)$$

Aplicando a equivalência de Euler:

$$a(\cos\theta_1 + j\sin\theta_1) + b(\cos\theta_2 + j\sin\theta_2) - c(\cos\theta_3 + j\sin\theta_3) - d(\cos\theta_4 + j\sin\theta_4) = 0 \quad (4.10)$$

Separando a parte real e imaginária da equação obtém-se a parte real:

$$a\cos\theta_1 + b\cos\theta_2 - c\cos\theta_3 - d\cos\theta_4 = 0 \quad (4.11)$$

E a parte imaginária:

$$a\sin\theta_1 + b\sin\theta_2 - c\sin\theta_3 - d\sin\theta_4 = 0 \quad (4.12)$$

Como $\theta_4 = 0^\circ$ e após dividir a componente imaginária por j , temos:

$$a\cos\theta_1 + b\cos\theta_2 - c\cos\theta_3 - d = 0 \quad (4.13)$$

$$a\sin\theta_1 + b\sin\theta_2 - c\sin\theta_3 = 0 \quad (4.14)$$

Como o objetivo é relacionar θ_1 e θ_2 reescrevem-se as equações anteriores isolando cada uma dessas incógnitas no lado direito da equação:

$$c \cos \theta_3 = b \cos \theta_2 + a \cos \theta_1 - d \quad (4.15)$$

$$c \sin \theta_3 = a \sin \theta_1 + b \sin \theta_2 \quad (4.16)$$

Somando e elevando ao quadrado as duas equações temos:

$$c^2(\cos^2 \theta_3 + \sin^2 \theta_3) = (b \cos \theta_2 + a \cos \theta_1 - d)^2 + (a \sin \theta_1 + b \sin \theta_2)^2 \quad (4.18)$$

Aplicando a fórmula fundamental da trigonometria do lado esquerdo e expandindo os quadrados do lado direito temos:

$$c^2 = a^2 + b^2 + d^2 + 2ab(\sin \theta_1 \sin \theta_2 + \cos \theta_1 \cos \theta_2) - 2ad \cos \theta_1 - 2bd \cos \theta_2 \quad (4.19)$$

Rearranjando os termos, considerando $\cos(A + B) = \cos A \cos B - \sin A \sin B$ e substituindo θ_1 por θ ; e θ_2 por φ obtemos:

$$2ab \cos(\varphi - \theta) - 2bd \cos \varphi - 2ad \cos \theta + a^2 + b^2 + d^2 - c^2 = 0 \quad (4.20)$$

Como é possível observar pela equação (4.20), θ é uma função implícita de z , e φ é uma função implícita de z e θ motivo pelo qual é necessário trabalhar a equação (4.20) de modo a ser possível obter uma função explícita para φ . Fazendo

$$K_1 = \frac{d}{a}; \quad (4.21)$$

$$K_2 = \frac{d}{b}; \quad (4.22)$$

$$K_3 = \frac{(a^2 + b^2 + d^2 - c^2)}{2ab} \quad (4.23)$$

Obtém-se uma equação do tipo:

$$\cos(\varphi - \theta) - K_1 \cos \varphi - K_2 \cos \theta + K_3 = 0 \quad (4.24)$$

Através da relação de soma de ângulos obtém-se:

$$\cos(\varphi) \cos(\theta) + \sin(\varphi) \sin(\theta) - K_1 \cos \varphi - K_2 \cos \theta + K_3 = 0 \quad (4.25)$$

Rearranjando:

$$\cos \varphi (\cos \theta - K_1) + \sin \varphi \sin \theta - K_2 \cos \theta + K_3 = 0 \quad (4.26)$$

Inserindo as seguinte relações entre tangente de meio ângulo e senos e cossenos:

$$\cos\varphi = \frac{1 - \tan^2\frac{\varphi}{2}}{1 + \tan^2\frac{\varphi}{2}} \quad (4.27)$$

e

$$\sin\varphi = \frac{2 \tan\frac{\varphi}{2}}{1 + \tan^2\frac{\varphi}{2}} \quad (4.28)$$

É possível obter uma equação quadrática para o valor de φ em que:

$$A = -\cos\theta(1 + K_2) + K_1 + K_3; \quad (4.29)$$

$$B = 2\sin\theta; \quad (4.30)$$

$$C = \cos\theta(1 - K_2) - K_1 + K_3; \quad (4.31)$$

Para os dois valores possíveis de γ :

$$\varphi = 2 \tan^{-1} \left(\frac{-B + \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad (4.32)$$

Ou

$$\varphi = 2 \tan^{-1} \left(\frac{-B - \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad (4.33)$$

Ao avaliar os resultados da equação, provenientes da equação quadrática acima referida é de referir que as duas raízes correspondentes aos valores do ângulo γ , dizem respeito a uma de cada das duas configurações conjugadas do mecanismo, uma para cada sinal da dita equação quadrática. A configuração correta irá depender do mecanismo em questão. Caso este mecanismo seja unicursal, a configuração correta é aquela que minimiza a distância entre os pontos da curva experimental e da curva teórica, escolhendo o sinal correspondente. No caso de a curva ser bicursal, já é necessário ter em conta qual é o sinal associado à configuração no ponto exato P_0 , evitando assim problemas de *branching*. Este é claramente, um problema em que o movimento do mecanismo é unicursal.

4.3.3. MODELAÇÃO COMPUTACIONAL

De uma forma geral, os problemas de mínimos quadrados são da seguinte tipologia:

$$\text{minimizar } \sum_{i=1}^m w(x_i) (f_i - M(x_i))^2 \quad (4.34)$$

Em que $w(x_i)$ é uma função peso, sempre positiva, que serve para quantificar o peso relativo de cada par de pontos; f_i a função que se deseja trabalhar e $M(x_i)$ uma função de aproximação simples. Para o caso específico deste problema, para os 50 pontos em questão, ficamos com:

$$F(z) = \sum_{i=1}^m \frac{w_i}{W} (x_{P,i}(z) - x_i)^2 + (y_{P,i}(z) - y_i)^2 \quad (4.35)$$

em que:

$$W = \sum_{i=1}^m w_i \quad (4.36)$$

Para este caso, como o fator de avaliação da iteração é o valor obtido para o mínimo quadrado, considera-se que a função de peso será igual a uma matriz identidade, ou seja, atribuindo o mesmo valor relativo para cada par de pontos. No entanto, para posições mais sensíveis, ou precisas do ciclo de marcha podem ser atribuídos diferentes valores para o fator de peso. A aplicação de fatores de peso é subjetiva e necessita de um equilíbrio global e local entre a forma da curva gerada e a pretendida. Existem outros autores [94] que usam fatores de peso como parte essencial do processo de síntese do mecanismo.

É essencial para a otimização localizar os pontos da curva gerada que estão mais próximos dos pontos da trajetória do tornozelo de modo a poder fazer a comparação entre ambos e a partir daí a otimização do mecanismo. Cada um destes pontos deve respeitar a condição de normalidade que minimiza a distancia entre P_i e Q_i relativamente ao angulo de entrada de movimento θ , ou seja encontrar o conjunto de ponto em que uma função correspondente à diferença entre o ponto gerado e o ponto desejado seja zero:

$$g(\theta) = [x_P(\theta) - x_i] \frac{\partial x_P(\theta)}{\partial \theta} + [y_P(\theta) - y_i] \frac{\partial y_P(\theta)}{\partial \theta} = 0 \quad (4.37)$$

com $i = 1, \dots, 50$

De acordo com a abordagem utilizada, obtém-se para as equações as seguintes expressões:

$$\frac{\partial x_P(\theta)}{\partial \theta} = -a \sin \theta - e \sin(\varphi + \gamma) \frac{\partial \varphi}{\partial \theta} \quad (4.38)$$

$$\frac{\partial y_P(\theta)}{\partial \theta} = a \cos \theta + e \cos(\varphi + \gamma) \frac{\partial \varphi}{\partial \theta} \quad (4.39)$$

e

$$\varphi' = \frac{\partial \varphi}{\partial \theta} = \frac{ab \sin(\varphi - \theta) + ad \sin \theta}{ab \sin(\varphi - \theta) - bd \sin \varphi} \quad (4.40)$$

As equações 4.38 até 4.40 podem funcionar como um critério de avaliação relativamente à proximidade entre os pontos da curva gerada aos pontos experimentais, em função do angulo de entrada do mecanismo. Ou seja, quando mais próximo de zero

for o valor obtido para a da soma das equações 4.38 e 4.39, mas perto estará do ponto experimental.

De nota que é necessário ter alguns cuidados com os pontos experimentais utilizados. Deste modo, dos 51 pontos inicialmente calculados a partir dos ângulos tabelados para o ciclo de marcha, é necessário garantir que a trajetória descrita pelo tornozelo é fechada. Apesar dos movimentos ao longo do ciclo de marcha humano serem reprodutíveis e bastante semelhantes entre ciclos, é natural existir alguma variação entre as posições. Como tal, a posição do tornozelo no início do ciclo apresenta uma ligeira discrepância relativamente à sua posição no início do segundo ciclo, o que faz com que a trajetória do tornozelo ao longo do ciclo não seja uma curva fechada. Para permitir o tratamento destes dados através de métodos computacionais, esta discrepância deve ser removida. A abordagem mais simples é considerar o ponto correspondente ao início do primeiro ciclo ($n = 1$) e o último ponto ($n = 51$) como iguais, substituindo o ponto inicial, pelo ponto final. Também se pode calcular a média entre o ponto inicial e final, e de seguida substituí-los pelo resultado. Após remover a descontinuidade, apenas existem 50 pontos distintos.

Para determinar a posição do mecanismo utilizado para efetuar a iteração inicial deslocou-se o mecanismo de modo a que a sua extremidade cúspide coincidissem com a da curva do tornozelo. Deste modo é pertinente considerar este como sendo o ponto exato, P_0 , que será utilizado no processo de síntese. Mais uma vez ocorre a redução do número de pontos, desta vez para 49.

4.4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Utilizou-se a função do *optimization toolkit* do MATLAB® que permite a otimização de funções sem necessitar de efetuar a avaliação do jacobiano para a curva em questão, LSQNONLIN. O critério de paragem escolhido para as iterações foi o pré-definido pelo programa e calcularam-se os valores dos parâmetros de projeto para vários intervalos do ângulo de entrada. Como o MATLAB® não permite a representação de funções contínuas pode não ser possível determinar exatamente qual é o ângulo para o qual a função de normalização é igual a zero. A abordagem utilizada para resolver este problema consiste em dividir os ângulos de entrada em intervalos muito pequenos e gerar um conjunto elevado de ângulos para a curva do mecanismo iterado e utilizar em cada um desses ângulos o critério de comparação com os pontos experimentais. Aquele que tiver o valor mais baixo será o que se encontra mais perto do desejado.

O MATLAB® vai percorrer todos os ângulos de entrada gerados, comparar o valor de normalização para cada um desses ângulos relativamente a cada um dos pontos da trajetória do tornozelo e encontrar os pontos mais adequados. Este procedimento será repetido para cada ponto da trajetória do tornozelo e vai ser construído um vetor com o valor dos 49 pontos que estão mais próximos dos experimentais.

Após efetuar inúmeras variações para o ângulo de entrada, chegando a considerar 1 000 000 de intervalos, verificou-se que o resultado mais próximo do desejado é o representado na figura 4.11 e 4.12.

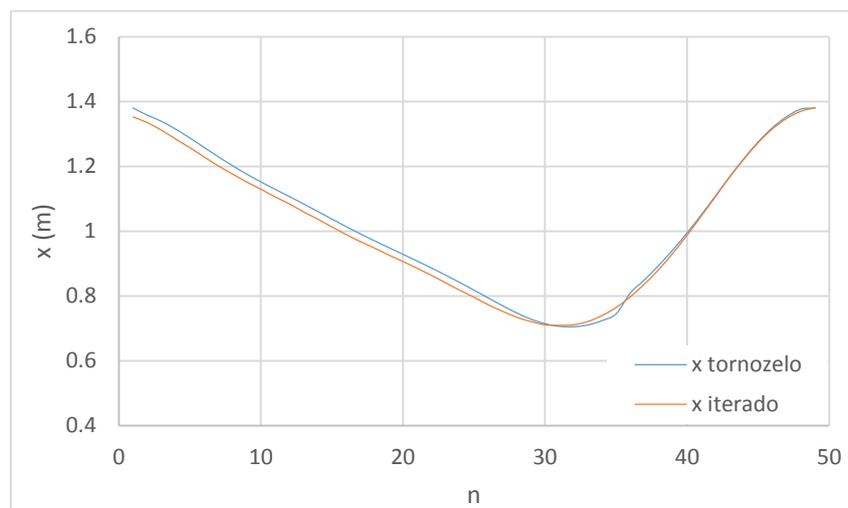


Figura 4.11: Deslocamento do tornozelo e do mecanismo iterado segundo o eixo dos xx para 3037 intervalos do ângulo de entrada.

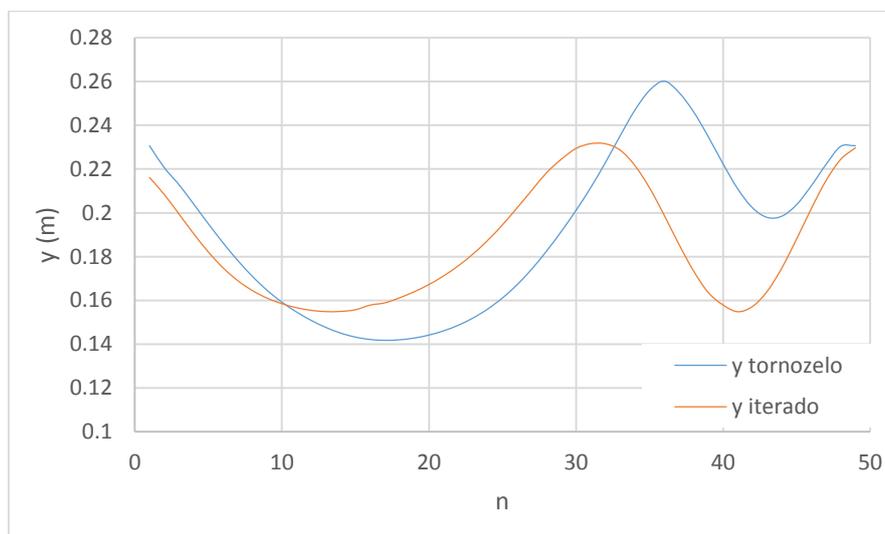


Figura 4.12: Deslocamento do tornozelo e do mecanismo iterado segundo o eixo dos yy para 3037 intervalos do ângulo de entrada.

Como é observável na figura 4.11, o método permite obter uma boa aproximação para a trajetória do mecanismo segundo o eixo dos xx . Já no que diz respeito ao deslocamento segundo o eixo dos yy , representado na figura 4.12 não se verifica um resultado

satisfatório. A curva correspondente à trajetória descrita pelo mecanismo com os parâmetros calculados está representada na figura 4.13, onde se verifica o maior afastamento entre a curva gerada e a curva do tornozelo relativamente à iteração inicial.

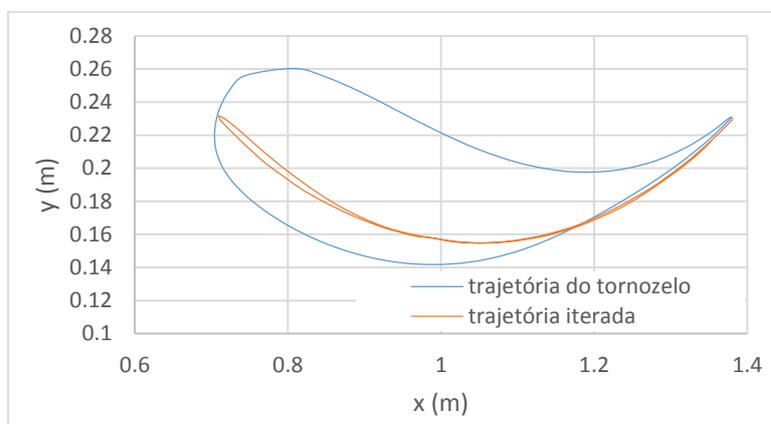


Figura 4.13: Comparação entre a trajetória do tornozelo e a determinada pelo Método de Newton-Gauss.

Ao variar o número de intervalos para o ângulo de entrada é possível verificar que o algoritmo implementado no MATLAB[®] apenas permite a aproximação a uma das curvas, xx ou yy, dependendo do número de intervalos selecionados, motivo pelo qual se torna impossível obter uma curva próxima da desejada.

Apesar de o MATLAB[®] não necessitar da introdução da matriz jacobiana para realizar a otimização, a literatura [92] indica a sua introdução. Este pode ser um dos motivos pelo qual não foi obtida uma solução para o problema em questão. A avaliação a partir da matriz Jacobiana não foi efetuada devido a má gestão do tempo, e também à complexidade e extensão algébrica. No entanto os passos que permitem a sua execução estão descritos no anexo B.

Os valores de projeto desejados deveriam permitir obter uma melhoria na aproximação da curva obtida à do tornozelo, análoga à verificada comparando as figuras 4.14 e 4.15 onde é claramente visível uma maior semelhança entre a curva descrita pelo tornozelo e a curva gerada pelo mecanismo.

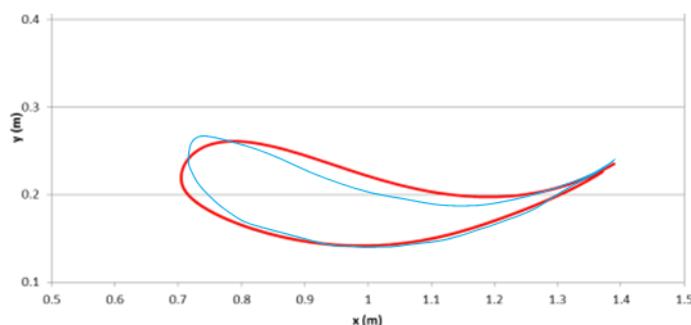


Figura 4.14: Comparação entre a curva do tornozelo (vermelho) e a curva gerada pela interação inicial (azul).

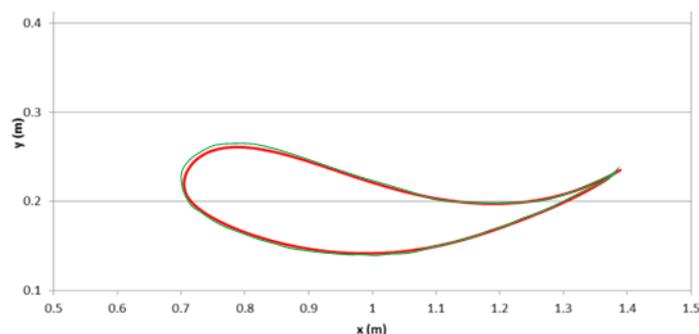


Figura 4.15: Aproximação esperada entre a curva do mecanismo otimizado (verde) e do tornozelo (vermelho).

4.5. SUMÁRIO

Este capítulo descreve as etapas necessárias para encontrar um mecanismo que descreva uma trajetória semelhante aquela descrita pelo tornozelo e o processo para otimização dos seus parâmetros de projeto e conseqüentemente para os parâmetros fundamentais do mecanismo.

O mecanismo de quatro barras é o escolhido para guiar o movimento do tornozelo ao longo de uma trajetória pré-definida, de acordo, com as especificações do terapeuta. Neste caso, a trajetória escolhida é a efetuada aquando da marcha saudável.

São utilizados ângulos de Euler para a anca e o joelho, provenientes de uma base de dados para calcular o conjunto das posições cartesianas correspondente à trajetória do tornozelo. Para tal adota-se um modelo cinemático em que a perna é considerada como uma cadeia cinemática planar aberta.

É necessário determinar as dimensões fundamentais de um mecanismo de quatro barras que descreva uma curva idêntica à desejada, ou seja problema de síntese quantitativa, geradora de caminho. A metodologia utilizada é a proposta por Angeles [92] e baseia-se no método de Newton-Gauss, para problemas de mínimos quadrados em otimização de equações não lineares. Este método permite uma abordagem simplificada ao problema de otimização, baseada na eliminação das restrições de desigualdades, utilizando as 8 coordenadas cartesianas como parâmetros de projeto. Os ângulos de entrada são avaliados individualmente e eliminados do conjunto de incógnitas.

O algoritmo foi implementado de acordo com a literatura, com a exceção da avaliação pela matriz *Jacobiana*, motivo pelo qual os resultados obtidos não foram os desejados.

5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.

Esta dissertação tem como objetivo definir e estabelecer os passos necessários para desenvolver um dispositivo de reabilitação da marcha humana.

Como abordagem inicial efetuou-se um estudo compreensivo da Marcha Humana, incidindo sobre a sua caracterização quantitativa e qualitativa, avaliação, e diagnóstico. Os métodos mais comuns para a análise da marcha humana e algumas das variáveis envolvidas também foram abordados. Como existe pouca informação em Portugal sobre as características antropométricas da população e propriedades de padrões de marcha seria desejável efetuar um estudo das características da marcha humana para a população em e construir uma base de dados de livre acesso com esta informação.

Os robots de reabilitação da marcha tem sido aplicados principalmente em patologias do foro neurológico. Como tal foi efetuado um levantamento destas patologias, referindo os défices e limitações por elas provocadas a nível qualitativo e sempre que possível quantitativo. As abordagens de fisioterapia manual e respetivas técnicas mais abrangentes também foram referenciadas e comparadas com as abordagens que utilizam robots ou dispositivos de reabilitação mecânicos. Idealmente, todos os dados respetivos à patologia e seleção do tratamento, devem ser personalizados para cada doente e a metodologia a utilizar deve ser individualizada pelo terapeuta de acordo com parâmetros, tais como a fase da reabilitação ou o tipo de patologia. Verificou-se a necessidade de definir protocolos claros para o tratamento das diferentes patologias com os robots. Seria desejável realizar um inquérito a profissionais de saúde e pacientes de modo a aprofundar quais as suas necessidades relativas a um dispositivo de reabilitação da marcha humana. Esta etapa pode ser repetida após o desenvolvimento de um protótipo, para servir como método de avaliação do mesmo e definir novos parâmetros de projeto.

É necessário um procedimento de síntese que visa a definição de uma trajetória desejada para o movimento, neste caso, do tornozelo para o plano sagital e o dimensionamento das dimensões de cada barra desse mecanismo. Deste modo é importante comparar os valores obtidos para a minimização dos desvios em relação a uma trajetória de referência. O mecanismo de quatro barras foi escolhido guiar o tornozelo no dispositivo de reabilitação da marcha devido às suas características mecânicas e baixo custo. Apesar do procedimento utilizado possibilitar uma solução para o problema, através da iteração inicial, não foi obtida uma solução otimizada para o mecanismo de quatro barras, essencial para o aumento da qualidade do dispositivo de reabilitação da

marcha humana. Deve-se completar a implementação do método e ainda testar diferentes métodos de síntese e otimização para mecanismos de quatro barras, tais como algoritmos genéticos, e determinar qual é o que garante melhores resultados, menor erro em relação à trajetória desejada.

Juntamente com a trajetória, deve ser garantida a temporização do movimento, ou seja, o número de pontos correspondente à fase de balanço deve ser percorrido em aproximadamente 40% do ciclo de marcha. Este controle poderá ser feito através dos próprios atuadores.

Apesar dos cálculos realizados se referirem a uma altura pré-determinada, as características do mecanismo permitem o seu ajuste para diversas alturas desde que as suas dimensões sejam normalizadas e tabeladas em função da altura do paciente.

Para garantir a usabilidade e eficácia do dispositivo entram em jogo outros fatores que não a minimização do erro, como as dimensões relativas do dispositivo e seus componentes, visto que a portabilidade do dispositivo pode ser um fator diferenciador para a implementação a nível de mercado. Quando encontrada uma solução otimizada para as dimensões do mecanismo deve prosseguir-se com as etapas seguintes do projeto. Estando a mobilidade do tornozelo garantida, dever-se-á focar questões como a colocação do pé na plataforma e a influência do seu movimento relativo, bem como a colocação e fixação do paciente no dispositivo.

O dispositivo deve ter dois mecanismos que serão atuados em cada perna com um desfasamento de 180° e com movimento autónomo, de modo a permitir ao terapeuta trabalhar individualmente com cada perna, com papel ativo ou passivo por parte do doente dependendo da opção terapêutica e da condição do paciente.

Após todas as determinantes do projeto estarem definidas, deve ser desenvolvido um protótipo virtual do dispositivo com vista à possível construção de um dispositivo físico.

O trabalho futuro, visa ainda determinar se este processo de desenvolvimento é específico para a reabilitação da marcha humana, ou se pode ser utilizada uma abordagem semelhante em áreas de reabilitação tais como a reabilitação de membros superiores ou de biomecânica do desporto, tais como corrida e ciclismo.

6. BIBLIOGRAFIA

1. *Guide to Physical Therapist Practice. Second Edition. American Physical Therapy Association.* Phys Ther, 2001. **81**(1): p. 9-746.
2. Mulder, T., W. Zijlstra, and A. Geurts, *Assessment of motor recovery and decline.* Gait Posture, 2002. **16**(2): p. 198-210.
3. Behrman, A.L., M.G. Bowden, and P.M. Nair, *Neuroplasticity after spinal cord injury and training: an emerging paradigm shift in rehabilitation and walking recovery.* Physical Therapy, 2006. **86**(10): p. 1406-1425.
4. Pohl, M., et al., *Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (DEutsche GANgtrainerStudie, DEGAS).* Clin Rehabil, 2007. **21**(1): p. 17-27.
5. Schmidt, H., et al., *Gait rehabilitation machines based on programmable footplates.* Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2007. **4**(1): p. 2.
6. Ball, S.J., I.E. Brown, and S.H. Scott. *A planar 3DOF robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment.* in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE.* 2007. IEEE.
7. Machado, M.F., L.F. Silva, and P.M. Lobarinhas. *Síntese de um mecanismo simulador de marcha para aplicação em ensaios de calçado.* 2007. Conferência Nacional de Dinâmica de Sistemas Multicorpo.
8. Nesbit, S. and M. Elzinga, *The application of path generation linkage synthesis to cyclic sports motions.* Sports Engineering, 2007. **10**(3): p. 173-184.
9. Xu, W., et al., *Mechanism, design and motion control of a linkage chewing device for food evaluation.* Mechanism and Machine Theory, 2008. **43**(3): p. 376-389.
10. Peck, A.L., *Aristotle parts of animals.* 1937.
11. Borelli, G.A. and P. Maquet, *On the movement of animals.* 1989: Springer-Verlag.
12. Cardano, G., *Liber de ludo aleae.* Vol. 22. 2006: FrancoAngeli.
13. Descartes, R., *Treatise on Man.* The Nature of Life: Classical and Contemporary Perspectives from Philosophy and Science, 2010: p. 15.
14. Galilei, G., *Dialogues concerning two new sciences.* 1914: Dover.
15. Esquenazi, A., *Gait Analysis in Lower-Limb Amputation and Prosthetic Rehabilitation.* Physical medicine and rehabilitation clinics of North America, 2014. **25**(1): p. 153-167.
16. Lee, H., S.J. Sullivan, and A.G. Schneiders, *The use of the dual-task paradigm in detecting gait performance deficits following a sports-related concussion: A systematic review and meta-analysis.* Journal of Science and Medicine in Sport, 2013. **16**(1): p. 2-7.
17. Sahin, I., et al., *Evaluation of Breast Reduction Surgery Effect on Body Posture and Gait Pattern Using Three-Dimensional Gait Analysis.* Aesthetic plastic surgery, 2013. **37**(3): p. 549-553.
18. Vaughan, C.L., B.L. Davis, and J.C. O'connor, *Dynamics of human gait.* 1992: Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois.
19. Tözeren, A., *Human body dynamics: classical mechanics and human movement.* 2000: Springer.
20. Browning, R.C., et al., *Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking.* Journal of Applied Physiology, 2006. **100**(2): p. 390-398.
21. Sutherland, D.H., *The evolution of clinical gait analysis part III—kinetics and energy assessment.* Gait & posture, 2005. **21**(4): p. 447-461.
22. Mohler, B.J., et al., *Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed.* Experimental Brain Research, 2007. **181**(2): p. 221-228.

23. Sutherland, D., K. Kaufman, and J. Moitza, *Kinematics of normal human walking*. Human walking, 1994: p. 23-44.
24. Inman, V.T. and H.D. Eberhart, *The major determinants in normal and pathological gait*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1953. **35**(3): p. 543-558.
25. Kuo, A.D., *The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective*. Human movement science, 2007. **26**(4): p. 617-656.
26. Lettre, C. and R. Contini, *Accelerographic analysis of pathological gait*. Report to the Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education, and Welfare, Washington, DC, 1967.
27. Kirtley, C., *Clinical gait analysis: theory and practice*. 2006: Elsevier Health Sciences.
28. Rose, J., J.G. Gamble, and J.M. Adams, *Human walking*. 2006: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia.
29. Kirtley, C. *CGA Normative Gait Database*. [cited 2014 31-Outubro]; Available from: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/>.
30. Ayyappa, E., *Normal human locomotion, part I: Basic concepts and terminology*. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 1997. **9**(1): p. 10-17.
31. Levangie, P.K. and C.C. Norkin, *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. 2011: FA Davis.
32. Oosterlinck, M., et al., *Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound Warmbloods at walk and trot*. The Veterinary Journal, 2010. **186**(3): p. 347-351.
33. Yamaguchi, G.T., *Dynamic modeling of musculoskeletal motion: a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions*. 2005: Springer.
34. Zajac, F.E., R.R. Neptune, and S.A. Kautz, *Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations*. Gait & posture, 2002. **16**(3): p. 215-232.
35. Mills, P.M., et al., *Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion*. Journal of biomechanics, 2007. **40**(7): p. 1504-1511.
36. McGinley, J.L., et al., *The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review*. Gait & Posture, 2009. **29**(3): p. 360-369.
37. Sutherland, D.H., *The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG*. Gait & posture, 2001. **14**(1): p. 61-70.
38. Frigo, C. and P. Crenna, *Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art*. Clinical Biomechanics, 2009. **24**(3): p. 236-245.
39. Knutson, L. and G. Soderberg, *EMG: use and interpretation in gait*. Gait Analysis: Theory and Application. St Louis, Mo: Mosby, 1995: p. 307-325.
40. Perry, J. and J.R. Davids, *Gait analysis: normal and pathological function*. Journal of Pediatric Orthopaedics, 1992. **12**(6): p. 815.
41. Saúde, O.M.d., *Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde*. 2003, Edusp São Paulo.
42. Kubo, K., et al., *Gait rehabilitation device in central nervous system disease: a review*. Journal of Robotics, 2011. **2011**.
43. Calancie, B., et al., *Involuntary stepping after chronic spinal cord injury evidence for a central rhythm generator for locomotion in man*. Brain, 1994. **117**(5): p. 1143-1159.
44. Ferris, D., et al., *Muscle activation during unilateral stepping occurs in the nonstepping limb of humans with clinically complete spinal cord injury*. Spinal cord, 2004. **42**(1): p. 14-23.

45. Nudo, R.J., et al., *Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys*. Journal of Neuroscience, 1996. **16**(2): p. 785-807.
46. Jaillard, A., et al., *Vicarious function within the human primary motor cortex? A longitudinal fMRI stroke study*. Brain, 2005. **128**(5): p. 1122-1138.
47. Nudo, R.J., et al., *Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct*. Science, 1996. **272**(5269): p. 1791-1794.
48. Thijssen, D.H., et al., *Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2007. **88**(2): p. 181-186.
49. Veneman, J.F., et al., *Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics*. Gait & posture, 2008. **28**(1): p. 157-163.
50. Williams, G., et al., *Incidence of gait abnormalities after traumatic brain injury*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2009. **90**(4): p. 587-593.
51. Nantel, J., et al., *Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2009. **90**(3): p. 463-469.
52. Langhorne, P. and L. Widen-Holmqvist, *Early supported discharge after stroke*. Journal of Rehabilitation Medicine, 2007. **39**(2): p. 103-108.
53. Lewek, M.D., *The influence of body weight support on ankle mechanics during treadmill walking*. Journal of biomechanics, 2011. **44**(1): p. 128-133.
54. Pollock, A., et al., *Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke*. The Cochrane Library, 2007.
55. Lennon, S., *The Bobath concept: a critical review of the theoretical assumptions that guide physiotherapy practice in stroke rehabilitation*. Physical therapy reviews, 1996. **1**(1): p. 35-45.
56. Paci, M., *Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies*. Journal of rehabilitation medicine, 2003. **35**(1): p. 2-7.
57. Moros, J., et al. *Rehabilitación en el ictus*. in ANALES Sis San Navarra. 2000.
58. Vojta, V., *The basic elements of treatment according to Vojta*. Management of the Motor Disorders of Children with Cerebral Palsy, 1984. **75**.
59. Rood, M.S., *Neurophysiological reactions as a basis for physical therapy*. The Physical therapy review, 1954. **34**(9): p. 444.
60. Johnstone, M. and E. Barton, *Home care for the stroke patient: living in a pattern*. 1996: Churchill Livingstone New York.
61. Carr, J.H. and R.B. Shepherd, *A motor learning model for stroke rehabilitation*. Physiotherapy, 1989. **75**(7): p. 372-380.
62. Salvini, G. and C. Perfetti, *A new method of rehabilitation of the hand in hemiplegic patients.(preliminary results)*. Rivista di neurobiologia: organo ufficiale della Società dei neurologi, neuroradiologi e neurochirurghi ospedalieri, 1971. **17**(1): p. 11.
63. Kinsman, R., R. Verity, and J. Waller, *A conductive education approach for adults with neurological dysfunction*. Physiotherapy, 1988. **74**(5): p. 227-230.
64. Affolter, F., *Perceptual processes as prerequisites for complex human behaviour*. Disability & Rehabilitation, 1981. **3**(1): p. 3-10.
65. Ayres, A., *Sensory integration and learning disabilities*. Western Psychological Services. Los Angeles, 1972.
66. Belda-Lois, J.-M., et al., *Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2011. **8**(1): p. 66.

67. Pennycott, A., et al., *Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review*. J Neuroeng Rehabil, 2012. **9**: p. 65.
68. Colombo, G., et al., *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2000. **37**(6): p. 693 - 700.
69. Mayr, A., et al., *Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis*. Neurorehabilitation and Neural Repair, 2007. **21**(4): p. 307-314.
70. West, R.G., *Powered gait orthosis and method of utilizing same*. 2004, Google Patents.
71. Hesse, S. and D. Uhlenbrock, *A mechanized gait trainer for restoration of gait*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 2000. **37**(6): p. 710 - 708.
72. Veneman, J.F., et al., *Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2007. **15**(3): p. 379-386.
73. Banala, S.K., S.K. Agrawal, and J.P. Scholz. *Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients*. in *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*. 2007. IEEE.
74. Beyl, P., et al., *Safe and compliant guidance by a powered knee exoskeleton for robot-assisted rehabilitation of gait*. Advanced Robotics, 2011. **25**(5): p. 513-535.
75. Schmidt, H., et al., *HapticWalker - A novel Haptic Foot Device*. ACM Transactions on Applied Perception, 2005. **2**(2): p. 166 - 180.
76. Freivogel, S., et al., *Gait training with the newly developed'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study*. Brain Injury, 2008. **22**(7-8): p. 625-632.
77. Peshkin, M., et al. *KineAssist: A robotic overground gait and balance training device*. in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. 2005. IEEE.
78. Bouri, M., et al. *The WalkTrainer: a robotic system for walking rehabilitation*. in *Robotics and Biomimetics, 2006. ROBIO'06. IEEE International Conference on*. 2006. IEEE.
79. Yoon, J., et al., *A 6-DOF gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains*. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, 2010. **15**(2): p. 201-215.
80. Khanna, I., et al., *Research Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke*. J NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010. **7**.
81. Mat Dzahir, M.A. and S.-I. Yamamoto, *Design and Evaluation of the AIRGAIT Exoskeleton: Leg Orthosis Control for Assistive Gait Rehabilitation*. Journal of Robotics, 2013. **2013**.
82. Jezernik, S., et al., *Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool*. Neuromodulation: Technology at the neural interface, 2003. **6**(2): p. 108-115.
83. Al-Araidah, O., et al., *Conceptual Design of a Single DOF Human-Like Eight-Bar Leg Mechanism*. JJMIE, 2011. **5**(4).
84. Copilusi, C., et al. *Design and Simulation of a Leg Exoskeleton Linkage for a Human Rehabilitation System*. in *The 11th IFToMM International Symposium on Science of Mechanisms and Machines*. 2014. Springer.
85. Geonea, I.D., et al., *Design and Simulation of a Single DOF Human-Like Leg Mechanism*. Applied Mechanics and Materials, 2013. **332**: p. 491-496.

86. Erdman, A.G., G.N. Sandor, and S. Kota, *Mechanism design: analysis and synthesis*. Vol. 1. 1984: Prentice-Hall Englewood Cliffs.
87. Flores, P.P.C., José Carlos, *Cinemática de Mecanismos*. 1 ed. 2007: Almedina
88. Hanlon, M. and R. Anderson, *Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics*. *Gait & posture*, 2006. **24**(3): p. 280-287.
89. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 2009: John Wiley & Sons.
90. Norton, R.L., *Design of machinery: an introduction to the synthesis and analysis of mechanisms and machines*. 2004: McGraw-Hill Professional.
91. Uicker, J.J., G.R. Pennock, and J.E. Shigley, *Theory of machines and mechanisms*. 2011: Oxford University Press Oxford.
92. Angeles, J., A. Alivizatoss, and R. Akhras, *An unconstrained nonlinear least-square method of optimization of $RRRR$ planar path generators*. *Mechanism and Machine Theory*, 1988. **23**(5): p. 343-353.
93. Hrones, J.A., *Analysis of the Four-bar Linkage*. 1951: Published Jointly by the technology Press of the Massachusetts Institute of Technology, and Wiley.
94. Ullah, I. and S. Kota, *Optimal synthesis of mechanisms for path generation using Fourier descriptors and global search methods*. *Journal of Mechanical Design*, 1997. **119**(4): p. 504-510.

ANEXOS

ANEXO A - DADOS UTILIZADOS PARA GERAR A TRAJETÓRIA DO TORNOZELO.

$h = 1.75 \text{ m}$ $X_a = 1,0 \text{ m}$ $Y_a = 1,0 \text{ m}$
 $L_1 = 0.42875 \text{ m}$ $L_2 = 0.4305 \text{ m}$

N	Θ_H (°)	Θ_I (°)	X_t (m)	Y_t (m)
1	28,813	6,464	1,3703	0,2262
2	28,237	7,102	1,3581	0,2207
3	27,53	8,449	1,3389	0,2130
4	26,662	10,158	1,3147	0,2041
5	25,546	11,772	1,2874	0,1950
6	24,135	12,992	1,2585	0,1863
7	22,423	13,599	1,2296	0,1783
8	20,469	13,527	1,2020	0,1710
9	18,409	12,995	1,1760	0,1646
10	16,358	12,22	1,1518	0,1592
11	14,332	11,283	1,1290	0,1547
12	12,297	10,256	1,1066	0,1509
13	10,229	9,193	1,0839	0,1476
14	8,136	8,152	1,0606	0,1451
15	6,069	7,174	1,0370	0,1432
16	4,064	6,271	1,0138	0,1421
17	2,153	5,442	0,9914	0,1418
18	0,341	4,702	0,9698	0,1420
19	-1,363	4,079	0,9490	0,1428
20	-2,986	3,597	0,9283	0,1442
21	-4,531	3,299	0,9075	0,1461
22	-6,007	3,222	0,8861	0,1487
23	-7,399	3,418	0,8640	0,1520
24	-8,683	3,947	0,8411	0,1561
25	-9,837	4,855	0,8176	0,1611
26	-10,814	6,2	0,7936	0,1672
27	-11,531	8,084	0,7698	0,1744
28	-11,848	10,621	0,7474	0,1826
29	-11,586	13,945	0,7283	0,1915
30	-10,581	18,181	0,7141	0,2012
31	-8,744	23,361	0,7060	0,2116
32	-6,111	29,341	0,7047	0,2230
33	-2,832	35,748	0,7104	0,2352
34	0,895	42,002	0,7237	0,2469
35	4,868	47,489	0,7449	0,2560
36	8,909	51,734	0,7738	0,2607
37	12,829	54,476	0,8091	0,2603
38	16,48	55,651	0,8497	0,2551
39	19,735	55,3	0,8944	0,2462
40	22,537	53,502	0,9428	0,2348
41	24,883	50,384	0,9951	0,2225
42	26,794	46,118	1,0508	0,2110
43	28,29	40,922	1,1091	0,2024
44	29,369	35,037	1,1678	0,1980
45	30,06	28,801	1,2242	0,1985
46	30,427	22,629	1,2755	0,2038
47	30,561	16,957	1,3193	0,2124
48	30,551	12,215	1,3534	0,2221
49	30,452	8,741	1,3766	0,2304
50	30,282	6,708	1,3884	0,2352
51	29,988	6,017	1,3892	0,2353

ANEXO B – PASSOS PARA A AVALIAÇÃO DA MATRIZ JACOBIANA.

Considerando a f , como função a determinar e p como o vetor com $2m$ dimensões das coordenadas, genericamente:

$$J(x) = \frac{\delta f}{\delta x} = \frac{1}{\sqrt{2m}} \frac{\delta p}{\delta x}$$

Neste caso considera-se:

$$\frac{\delta f_i}{\delta x} = \frac{1}{\sqrt{2m}} \left[\frac{dx_A}{dx} + \frac{da_2}{dx} \cos(\alpha_1 + \psi_i) - a_2 \sin(\alpha_1 + \psi_i) \left(\frac{d\alpha_1}{dx} + \frac{d\psi_i}{dx} \right) + \frac{da_5}{dx} \cos(\alpha_1 + \alpha_2 + \theta_i) - a_5 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \theta_i) \left(\frac{d\alpha_1}{dx} + \frac{d\alpha_2}{dx} + \frac{d\theta_i}{dx} \right) \right]$$

e

$$\frac{\delta f_{i+m}}{\delta x} = \frac{1}{\sqrt{2m}} \left[\frac{dy_A}{dx} + \frac{da_2}{dx} \sin(\alpha_1 + \psi_i) + a_2 \cos(\alpha_1 + \psi_i) \left(\frac{d\alpha_1}{dx} + \frac{d\psi_i}{dx} \right) + \frac{da_5}{dx} \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \theta_i) + a_5 \cos(\alpha_1 + \alpha_2 + \theta_i) \left(\frac{d\alpha_1}{dx} + \frac{d\alpha_2}{dx} + \frac{d\theta_i}{dx} \right) \right]$$

Com:

$i = 1, \dots, m$,

$$\frac{dx_A}{dx} = [1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]^T$$

$$\frac{dy_A}{dx} = [0, 1, 0, 0, 0, 0, 0, 0]^T$$

$$\frac{da_2}{dx} = \left[-\frac{x_B - x_A}{a_2}, -\frac{y_B - y_A}{a_2}, \frac{x_B - x_A}{a_2}, \frac{y_B - y_A}{a_2}, 0, 0, 0, 0 \right]^T$$

$$\frac{da_5}{dx} = \left[0, 0, -\frac{\xi_0 - x_B}{a_5}, -\frac{\eta_0 - y_B}{a_5}, 0, 0, 0, 0 \right]^T$$

$$\frac{d\alpha_1}{dx} = r' [r, -1, 0, 0, 0, 0, -r, 1]^T$$

$$\frac{d\alpha_2}{dx} = s' t' \left[0, 0, \frac{s}{t'} - \frac{t}{s'}, -\frac{1}{t'} + \frac{1}{s'}, \frac{t}{s'}, -\frac{1}{s'}, 0, 0 \right]^T$$

Em que:

$$r = \frac{y_D - y_A}{x_D - x_A},$$

$$s = \frac{\eta_0 - y_B}{\xi_0 - x_B},$$

$$t = \frac{y_C - y_B}{x_C - x_B},$$

$$r' = \frac{1}{(1+r^2)(x_D - x_A)},$$

$$s' = \frac{1}{(1+s^2)(\xi_0 - x_B)},$$

$$t' = \frac{1}{(1+t^2)(x_C - x_B)}$$

E ainda:

$$\frac{d\theta_i}{dx} = \frac{\delta\theta_i}{\delta x} + \frac{\delta\theta_i}{\delta\psi_i} \frac{d\psi_i}{dx}$$

Em que:

$$\frac{\delta\theta_i}{\delta x} = \frac{n}{D}$$

$$\frac{\delta\theta_i}{\delta\psi_i} = \frac{N}{D}$$

Com:

$$n = \frac{\delta L_1}{\delta x} + \frac{\delta L_3}{\delta x} \cos(\theta) + \frac{\delta L_2}{\delta x} \cos(\psi)$$

$$N = \sin(\psi - \theta) - L_2 \sin(\psi)$$

$$D = \sin(\psi - \theta) + L_3 \sin(\psi)$$

E ainda:

$$\frac{d\psi_i}{dx} = -\frac{n_i}{D_i}$$

$$n_i = -\left(\frac{\delta g_i}{\delta x} + \frac{\delta g_i \delta \theta_i}{\delta \theta_i \delta x} + \frac{\delta g_i \delta \theta'_i}{\delta \theta'_i \delta x} + \frac{\delta g_i \delta \theta'_i \delta \theta_i}{\delta \theta'_i \delta \theta_i \delta x}\right)$$

$$D_i = \frac{\delta g_i}{\delta \psi_i} + \frac{\delta g_i \delta \theta_i}{\delta \theta_i \delta \psi_i} + \frac{\delta g_i \delta \theta'_i}{\delta \theta'_i \delta \psi_i} + \frac{\delta g_i \delta \theta'_i \delta \theta_i}{\delta \theta'_i \delta \theta_i \delta x}$$

Onde:

$$\frac{\delta g_i}{\delta x} = \frac{\delta a_2}{\delta x} c_i + a_2 \frac{\delta c_i}{\delta x} + a_5 \frac{\delta \theta_i \delta d_i}{\delta \psi_i \delta x} + \frac{\delta a_5 \delta \theta_i}{\delta x \delta \psi_i} d_i - \left[\frac{\delta a_5}{\delta x} a_2 + a_5 \frac{\delta a_2}{\delta x} \right] e_i \sin(\mu_i) - a_5 a_2 e_i \cos(\mu_i) \frac{\delta \mu_i}{\delta x} = 0$$

Com:

$$c_i = v_i \sin \lambda_i + \omega_i \cos \lambda_i$$

$$d_i = v_i \sin v_i + \omega_i \cos v_i$$

$$e_i = \frac{\delta \theta_i}{\delta \psi_i} - 1$$

$$\frac{\delta c_i}{\delta x} = \frac{\delta v_i}{\delta x} \sin \lambda_i + \frac{\delta \omega_i}{\delta x} \cos \lambda_i + (v_i \cos \lambda_i - \omega_i \sin \lambda_i) \frac{\delta \alpha_1}{\delta x}$$

$$\frac{\delta d_i}{\delta x} = \frac{\delta v_i}{\delta x} \sin v_i + \frac{\delta \omega_i}{\delta x} \cos v_i + (v_i \cos v_i - \omega_i \sin v_i) \left(\frac{\delta \alpha_1}{\delta x} + \frac{\delta \alpha_2}{\delta x} \right)$$

$$\frac{\delta \mu_i}{\delta x} = \frac{\delta \alpha_2}{\delta x}$$

$$\frac{\delta v_i}{\delta x} = [-1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]^T$$

$$\frac{\delta \omega_i}{\delta x} = [1, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0]^T$$

$$v_i = \xi_0 - x_A$$

$$\omega_i = y_A - \eta_i$$

$$\lambda_i = \psi_i - \alpha_1$$

$$\mu_i = v_i - \lambda_i$$

$$v_i = \theta_i + \alpha_1 + \alpha_2$$

$$\frac{\delta g_i}{\delta \theta_i} = a_5 \frac{\delta \theta_i \delta d_i}{\delta \psi_i \delta \theta_k} - a_5 a_2 e_i \cos \mu_i = 0$$

$$\frac{\delta d_i}{\delta \theta_k} = v_i \cos v_i - \omega_i \sin v_i$$

$$\frac{\delta g_i}{\delta \theta'_i} = a_5 c_i - a_5 a_2 \sin \mu_i$$

$$\frac{\delta g_i}{\delta \psi_i} = a_2 (v_i \cos \lambda_i - \omega_i \sin \lambda_i) + a_5 a_2 e_i \cos v_i$$

$$\frac{\delta \theta'_i}{\delta x} = \frac{\delta^2 \theta_i}{\delta x \delta \psi_i} = \frac{1}{D} \left(\frac{\delta N}{\delta x} - \frac{N \delta D}{D \delta x} \right)$$

$$\frac{\delta \theta'_i}{\delta \theta_i} = \frac{\delta^2 \theta_i}{\delta \theta_i \delta \psi_i} = \frac{1}{D} \left(\frac{\delta N}{\delta \psi} - \frac{N D}{D \delta \psi} \right)$$

$$\frac{\delta \theta'_i}{\delta \psi_i} = \frac{\delta^2 \theta_i}{\delta \psi_i^2} = \frac{1}{D} \left(\frac{\delta N}{\delta \theta} - \frac{N D}{D \delta \theta} \right)$$

Com:

$$\frac{\delta N}{\delta x} = -\frac{\delta L_2}{\delta x} \sin \psi$$

$$\frac{\delta N}{\delta \psi} = \cos(\psi - \theta) - L_2 \cos \psi$$

$$\frac{\delta N}{\delta \theta} = -\cos(\psi - \theta)$$

$$\frac{\delta D}{\delta x} = \frac{\delta L_3}{\delta x} \sin \theta$$

$$\frac{\delta D}{\delta \psi} = \cos(\theta - \psi)$$

$$\frac{\delta D}{\delta \theta} = -\cos(\theta - \psi) - L_3 \cos \theta$$

Está assim completo o conjunto de derivadas, necessário para avaliar a matriz *Jacobiana* do sistema de equações.