

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



FEUP

**Processamento de Sinal na Avaliação Clínica da
Marcha Humana**

Nuno Rocha Mafra

Versão Final

Mestrado Integrado em Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. João Manuel R. S. Tavares

Porto, 2012

Processamento de Sinal na Avaliação Clínica da Marcha Humana

Nuno Rocha Mafra

Mestrado Integrado em Bioengenharia
Ramo Engenharia Biomédica

Aprovado em prova pública pelo Júri:

Presidente: Prof. Aurélio Campilho (FEUP)

Vogal Externo: Prof. João Paulo Fernandes (UM)

Orientador: Prof. Dr. João Manuel R. S. Tavares (FEUP)

Em 26 de Setembro de 2012.

Resumo

O que aparenta ser um movimento simples, quase subconsciente, é na realidade algo muito complexo que envolve coordenação dos membros do corpo, balanço do centro de massa do corpo, contração dos músculos, etc. Fala-se da marcha humana, o mais comum de todos os movimentos do ser humano.

A análise da marcha implica a avaliação de, entre outros, sinais eletromiográficos e de dados obtidos por câmaras que permitem a quantificação de múltiplas variáveis e assim classificar diferentes padrões de marcha, por exemplo em termos de eficiência. A biomecânica é o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos utilizando métodos da engenharia mecânica.

A análise do movimento do corpo humano é hoje uma área interessante de desenvolvimento, primeiro porque a tecnologia evoluiu e permite a aquisição, transferência e processamento e análise de imagens em tempo real ou quase real usando sistemas de *hardware* cada vez mais comuns, e em segunda instância esta análise é importante porque, por exemplo, permite a análise do desempenho atlético, ajuda o diagnóstico e também na reabilitação de pessoas com marcha ineficiente que é o caso específico que este trabalho trata. Para tal, o processamento e a análise de sinal, em particular de imagens, é crucial para obter dados precisos que ajudem o referido diagnóstico.

Este projeto visou a aplicação de conceitos e metodologias de processamento e análise de sinal e imagem com o intuito de avaliar e melhorar a marcha humana.

Foram consideradas duas grandes tarefas relacionadas com a análise da marcha.

A primeira consistiu no processamento de dados eletromiográficos recolhidos pelo sistema BioPlux research (Plux[®], Covilhã, Portugal) e por plataformas de força da Bertec Corporation (USA) com o objetivo de identificar quais os músculos que mais se relacionam com o trabalho exercido no centro de massa na fase de duplo apoio da marcha. O processamento dos dados inclui diversas fases: normalização e sincronização de dados, filtragem e calibração, cálculos de intervalos e de constantes de integração, determinação da velocidade no centro de massa e por fim determinação do trabalho mecânico, dispêndio energético e identificação de picos máximos.

A segunda tarefa prendeu-se com o processamento e a análise de imagem com o objetivo de avaliar e comparar computacionalmente a marcha de indivíduos com modelos de marcha considerados comumente como “normais”.

Abstract

What appears to be a simple movement, almost subconscious, is actually very complex, involving coordination of the limbs, balance of the body's center of mass, muscle contraction, etc.. It is the human gait, the most common of all human movements.

Gait analysis involves the evaluation of, among others, electromyographic signals and data obtained by cameras which allow the quantification of multiple variables and thereby classify different patterns of motion, for example in terms of efficiency. The biomechanics is the study of structure and function of biological systems using mechanical methods.

The analysis of the movement of the human body is today an interesting area of development, first because the technology has developed and allows the acquisition, transfer and processing and analysis of images in or near real time using hardware systems more and more mainstream, and in second instance this analysis is important because, for example, allows the analysis of athletic performance, helps the diagnosis and can also help in rehabilitation of people with inefficient gait, that is the case that this paper deals. For that, the signal processing and analysis, particularly of images, is crucial to obtain accurate data to help the diagnose.

This project aimed to apply the concepts and methodologies of signal and image processing and analysis in order to evaluate and improve the human gait.

Two major tasks were considered to gait analysis.

The first consisted in processing electromyographic data collected by the system BioPlux research (Plux[®], Covilhã, Portugal) and by the force platforms Bertec Corporation (USA) in order to identify which muscles that most relate to the work done at the center mass double support phase of the gait. Data processing includes several phases: data synchronization and normalization, filtering and calibration, calculations of intervals and integration constants, determination of the velocity at the center of mass and finally determining the mechanical work energy expenditure and identifying maximum peaks.

The second task caught up with processing and image analysis in order to evaluate and compare computationally individuals gait with gait models commonly regarded as 'normal'.

Agradecimentos

A realização deste trabalho foi possível graças ao apoio de diversas pessoas às quais gostaria de deixar os meus agradecimentos:

- Ao Professor Doutor João Manuel R. S. Tavares por tornar possível realização deste trabalho e pelas orientações fornecidas ao longo do desenvolvimento do mesmo.
- Aos colegas de gabinete que auxiliaram o desenvolvimento deste projeto bem como proporcionaram sempre um ambiente agradável de trabalho.
- À família, especialmente pais e irmão, aos amigos do Colégio Nossa Senhora da Apresentação-Calvão e aos colegas da faculdade pelo apoio demonstrado durante o período de realização da tese e ao longo de todos os anos escolares.

Os meus sinceros agradecimentos,

Nuno Rocha Mafra

*“Being the richest man in the cemetery doesn’t matter to me.
Going to bed at night saying we’ve done something wonderful...
that’s what matters to me.”*

Steve Jobs

Índice

Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1 - Motivação e objetivos.....	1
1.2 - Estrutura da Dissertação	1
1.3 - Contribuições.....	2
 Capítulo 2	 3
Enquadramento Conceptual	3
2.1 - Introdução	3
2.2 - Anatomia do corpo humano - Ossos, Articulações e Músculos	3
2.3 - Marcha	7
2.3-1. Introdução Histórica.....	7
2.3-2. Avaliação da Marcha	7
2.3-3. Ciclo de Marcha	8
2.3-4. Deslocamentos Angulares e Dispêndio Energético	9
2.4 - Biomecânica do movimento	9
2.5 - Visão Computacional	11
2.5.1- Segmentação	12
2.5.2- Seguimento do Movimento	12
2.6 - Análise do movimento	13
2.7 - Resumo	14
 Capítulo 3	 15
Processamento automático de dados eletromiográficos e força de reacção do solo	15
3.1 - Introdução	15
3.2 - Enquadramento teórico, objetivos e equipamentos usados.....	15
3.3 - Fases do Processamento de dados.....	20

3.3.1- Transformação e Sincronização de dados.....	20
3.3.2- Filtragem e Calibração.....	20
3.3.3- Definição de intervalos específicos e o cálculo do valor médio do root mean square nos mesmos do sinal eletromiográfico	23
3.3.4- Cálculos das constantes de Integração e da Velocidade do Centro de Massa	25
3.3.5- Cálculo do trabalho mecânico	26
3.4 Atividade Muscular	27
3.5 Discussão dos Resultados	27
3.6 Resumo	28
Capítulo 4	31
Análise do Marcha Humana.....	31
4.1 - Introdução.....	31
4.2 - Metodologia.....	31
4.2.1 - Tratamento de Vídeos e Marcação Manual	31
4.2.2 - Processamento dos dados e reprodução do vídeo.....	33
4.3 - Resumo	35
Capítulo 5	37
Conclusões Gerais e a Inovação	37
Referências	39
ANEXOS	42
Anexo 1	43
Anexo 2	46

Lista de figuras

Figura 1 - Articulação do Joelho direito - Vista Anterior (de [1])	4
Figura 2 - Articulação totalmente móvel (de [1])	4
Figura 3 - Articulação ligeiramente móvel (de [1]).....	4
Figura 4 - Cabeça da tibia direita vista da parte superior mostrando os meniscos e os locais de fixação dos ligamentos (de [1]).....	5
Figura 5 - Movimentos de flexão e extensão da anca e do joelho (de [17]).....	6
Figura 6 - Esquema Representativo do ciclo de marcha e as suas fases (adaptado de [6])	8
Figura 7 - Linha desenhada no vidro representando a variação do centro de massa à medida que o rapaz marcha em frente (de [11]).....	10
Figura 8 - Modelo 2D da marcha humana com o centro de massa localizado na pelvis (M) (de [26])	16
Figura 9 - a) demonstra o trabalho negativo realizado pela ‘leading leg’ e o trabalho positivo da ‘trailing leg’, em b) a velocidade do centro de massa e as forças de reação do solo nos membros (de [28]).	17
Figura 10 - Modelo Computacional criado pelo MIT Portugal para avaliar a interação pé-solo [30]	19
Figura 11 - Diagrama do processamento de sinal efetuado aos valores de FRS e MOM	21
Figura 12 - Diagrama do processamento de sinal efectuado aos valores SEM.....	21
Figura 13 - Exemplo de filtragem e calibração para um sinal das FRS, em cima o sinal original e em baixo o sinal filtrado e calibrado.....	22
Figura 14 - Exemplo de filtragem e calibração para um sinal das SEM, em cima o sinal original e em baixo o sinal filtrado e calibrado.....	22
Figura 15 - Força de reação do solo mediolateral dos membros esquerdo e direito.....	24
Figura 16 - Força de reação do solo vertical dos membros esquerdo e direito.....	24

Figura 17 - Sinal Eletromiográfico do músculo radiofemoral num indivíduo (os picos máximo estão assinalados na figura).	27
Figura 18 - Trabalho mecânico de ambos os membros do trabalho de Doets et Al. e do algoritmo criado.	28
Figura 19 - Início da interface gráfica desenvolvida para a etiquetagem dos frames a analisar.....	31
Figura 20 - 2ª fase do programa de etiquetagem desenvolvido	32
Figura 21 - Exemplo dumã imagem etiquetada com três marcos: na coxa, no joelho e no tornozelo.....	32
Figura 22 - Fase de gravação da etiquetagem das imagens	33
Figura 23 - Resultado da etiquetagem exemplo do Figura 22.....	33
Figura 24 - Sequência de imagens de um vídeo	34

Abreviaturas e Símbolos

FRS	Forças de Reacção do Solo
MOM	Momentos
SEM	Sinal eletromiográfico
RMS	' <i>Root Mean Square</i> '
ESTSP	Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio
MC	Marcação Circular
TA	Artroplastia do Tornozelo
EMG	Eletromiografia

Capítulo 1

Introdução

1.1 - Motivação e objetivos

A motivação para este trabalho deve-se ao facto de englobar áreas como a biomecânica e o processamento de sinal como forma de ajudar na melhoria da eficiência na marcha. Um ponto-chave nesta tese é o resultado olhar para as pessoas, especialmente para pessoas com deficiências motoras ou que usem qualquer tipo de apoio na marcha, com o objetivo de melhorar a eficiência da marcha e consequentemente as suas vidas.

O trabalho centrou-se em diversos pontos:

- Processamento de dados eletromiográficos e de forças de reação do solo;
- Especificamente, procurar uma relação entre membros na fase de duplo-apoio da marcha e a sua relação com a eficiência da marcha;
- E ainda avaliar a atividade de músculos específicos dos membros inferiores, o trabalho mecânico e o dispêndio energético e verificar quais os músculos que mais se relacionam com o trabalho exercido no centro de massa na fase de duplo apoio da marcha;
- Avaliação de vídeos 2-D, tratamento de ‘frames’ sem marcações circulares e a reprodução do movimento de marcha humana.

1.2 - Estrutura da Dissertação

A dissertação está dividida em cinco capítulos.

Após este primeiro capítulo de introdução à dissertação o Capítulo 2 apresenta uma descrição da anatomia do corpo humano fortemente envolvida na marcha humana e descreve a marcha, o ciclo de marcha, os deslocamentos angulares e o dispêndio energético associado. Este capítulo constitui ainda uma revisão do estado da arte sobre biomecânica, o processamento e análise de imagem relacionados com o estudo do movimento humano.

O Capítulo 3 descreve o enquadramento teórico deste trabalho, descreve as metodologias utilizadas no processamento e análise de dados eletromiográficos e das forças de reação do solo e que comumente usados na avaliação do trabalho exercido no centro de massa na fase de duplo apoio.

O Capítulo 4 engloba o tratamento de imagens com vista à análise da marcha sem a utilização de marcadores previamente colocados no seu corpo. Assim, são descritos os procedimentos utilizados para a análise da marcha a partir de sequências de imagem.

Por fim, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões gerais do trabalho e as perspectivas futuras.

1.3 - Contribuições

Neste trabalho destacam-se como principais contribuições:

- O desenvolvimento de um algoritmo de normalização e sincronização de dados;
- O desenvolvimento de um algoritmo para tratamento de dados eletromiográficos e de força de reação do solo para o cálculo do trabalho mecânico;
- O desenvolvimento de um algoritmo de detecção de picos máximos de atividade muscular de dados eletromiográficos;
- O desenvolvimento duma interface gráfica para etiquetagem de marcadores circulares em imagens;
- O desenvolvimento dum algoritmo para tratamento de imagens e desenvolvimento de sequência de imagens.

Capítulo 2

Enquadramento Conceptual

2.1 - Introdução

Inicialmente neste capítulo é abordada a anatomia do corpo humano mais relevante relacionada com a marcha humana, especificamente os ossos, articulações e músculos. A marcha, o ciclo de marcha e o dispêndio energético são aspetos também focados neste capítulo.

Este capítulo constitui ainda uma revisão do estado da arte sobre a biomecânica e a análise do movimento humano.

2.2 - Anatomia do corpo humano - Ossos, Articulações e Músculos

A anatomia humana compreende um conjunto de várias estruturas que compõe o corpo humano. Na anatomia humana existem vários sistemas estudados por diferentes disciplinas; por exemplo, a osteologia estuda o esqueleto ou os ossos, a sindesmologia ocupa-se das articulações, a miologia dos músculos e das suas conexões. Para fins descritivos a postura normal do corpo humano é a postura ereta, com os braços pendurados pelos lados e as palmas das mãos dirigidas para a frente. O plano mediano é um plano antero-posterior vertical, que passa pelo centro do tronco e também passa aproximadamente pela sutura sagital do crânio e portanto, qualquer plano paralelo é chamado de plano sagital. O plano vertical, perpendicular ao plano mediano, denomina-se plano frontal ou coronal. Perpendicularmente a ambos os planos referidos anteriormente dá-se habitualmente o nome de plano transversal. O posicionamento estrutural do corpo ou membros é indicado pelos termos anterior ou ventral e posterior ou dorsal. Estruturas mais ou menos próximos do plano mediano são referidas como medial ou lateral, respetivamente. A abdução é o afastamento do plano médio enquanto a adução é o contrário. Dá-se o nome de rotação externa quando se roda o membro inferior no sentido dos dedos pequenos e rotação interna ao movimento contrário [1],[17].

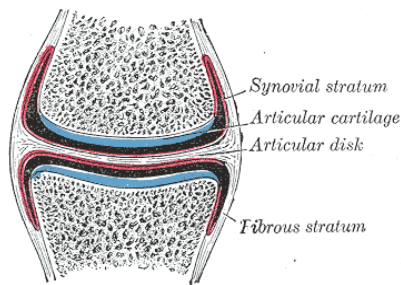


Figura 2 - Articulação totalmente móvel (de [1])

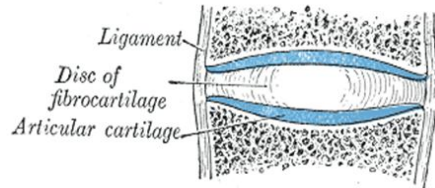


Figura 3 - Articulação ligeiramente móvel (de [1])

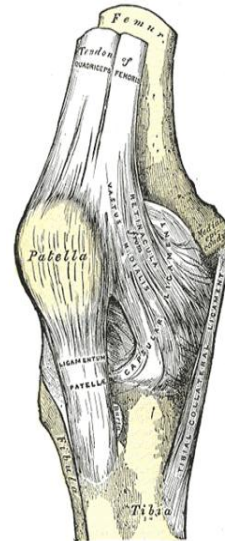


Figura 1 - Articulação do Joelho direito - Vista Anterior (de [1])

A estrutura que suporta o corpo humano, o esqueleto, é constituída por 206 ossos. Estes podem ser, ossos longos, ossos curtos, ossos planos e ossos irregulares. O osso é uma das estruturas mais rígidas do corpo, tendo também algum grau de resistência e elasticidade. Existem dois grandes tipos de tecido constituinte dos ossos, um mais denso em textura e bastante poroso denominado tecido compacto que se localiza na parte exterior, outro composto por fibras delgadas e lamelas que se juntam para formar uma estrutura reticular, chamada de tecido esponjoso que se encontra na parte interior do osso. As percentagens dos dois tipos variam de osso para osso de acordo com a leveza ou força necessária para cada zona específica.

Para a constituição do esqueleto é fundamental que os ossos se unam corretamente pois o seu contacto e mobilidade são críticos, tal é assegurado pelas articulações ou juntas, palavra mais utilizada em engenharia e ramos relacionados. Existem articulações imóveis, ligeiramente móveis (Figura 3) e as livremente móveis (Figura 2) que diferem pela liberdade de movimento que confere às superfícies ósseas [1]. Nas articulações móveis os ossos que formam a articulação são expandidos para maior comodidade de conexão mútua e são cobertos por cartilagem e envoltos por cápsulas de tecido fibroso na zona da articulação. As células que revestem o interior da cápsula fibrosa formam a membrana sinovial que segrega um líquido lubrificante chamado líquido sinovial. A cartilagem é uma estrutura não vascular e um tecido elástico e flexível. Esta adere às superfícies articulares dos ossos e é formada por condrócitos e condroblastos. Este tipo de tecido serve para revestir, proteger, dar forma e sustentar partes do corpo. Tem no entanto menor rigidez que os ossos e serve para diminuir o atrito e conseqüentemente desgaste entre eles. De acordo com a sua estrutura a cartilagem pode ser dividida em cartilagem hialina, fibrocartilagem branca e ainda fibrocartilagem amarela. As articulações são reforçadas por fortes bandas fibrosas chamadas de ligamentos, que se estendem entre os ossos que formam o conjunto. Nalguns casos, os ligamentos funcionam como um substituto para a potência muscular. O osso é um elemento fundamental de todas as articulações. Nos ossos chatos, as articulações ocorrem geralmente nas bordas,

nos ossos curtos em várias partes da sua superfície e finalmente nos ossos longos, aqueles que formam grande parte dos membros e que são os maiores responsáveis pelo movimento do

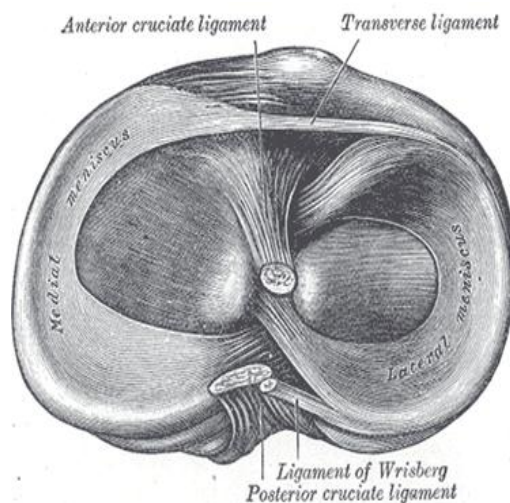


Figura 4 - Cabeça da tibia direita vista da parte superior mostrando os meniscos e os locais de fixação dos ligamentos (de [1])

corpo, são as extremidades dos ossos as partes que formam as articulações. A parte da camada de osso compacto que está ligada à cartilagem articular dá-se o nome de lamela articular. Esta lamela difere do osso normal na medida em que não contém canais de 'Havers', as suas lacunas são maiores e não tem canalículos. Nesta zona o tecido esponjoso não perfura a lamela e volta para trás em 'loops' o que consequentemente torna a camada mais densa e firme que o osso normal e daí que dê um apoio muito grande à cartilagem articular (tipo de cartilagem hialina). É a partir da mesoderme que se formam as diferentes partes do esqueleto. Acontece que em algumas articulações móveis a mesoderme que originalmente existia nas extremidades dos ossos não é completamente absorvida, parte dela persiste e forma os discos articulares. Estes discos estão intimamente ligados ao crescimento dos músculos à volta das articulações. Um exemplo são os meniscos, como pode ser visto na Figura 4, na articulação do joelho (Figura 1) e que são muito importantes no movimento, especialmente no ciclo de marcha humana [1].

Nem todos os movimentos são admissíveis nas articulações móveis mas geralmente existem combinações de vários movimentos nas articulações. Estes podem ser divididos em quatro: os movimentos angulares, os deslizamentos, os movimentos de circundação e os de rotação. O movimento de deslizamento acontece quase em todo o tipo de articulações e é o mais simples. Uma superfície desliza ou move-se sobre outra sem qualquer variação angular ou rotação. O movimento angular é aquele que requer maior atenção uma vez que ocorre nas articulações entre ossos longos (ossos que compõem os membros e que são os mais responsáveis pela marcha). Quando há movimento angular, diminuição ou aumento do ângulo, entre os ossos longos diz-se que se está a fletir ou a estender o membro. Estes são também dois termos muito usados quando se fala dos membros, especialmente durante a marcha e a corrida. No entanto, para evitar confusões deve-se referir que estes termos são normalmente aplicados de acordo com a Figura 5.

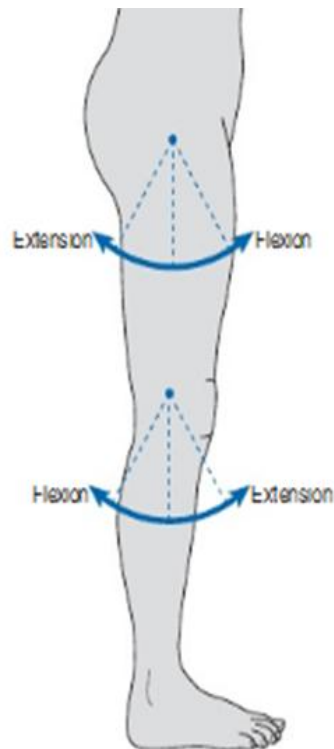


Figura 5 - Movimentos de flexão e extensão da anca e do joelho (de [17]).

A circundação é um movimento que é bem exemplificado pelo ombro e a anca. Neste tipo de movimento, a cabeça do osso é feita para delimitar um espaço cônico e apenas se movimentar naquele espaço. Por fim, o movimento de rotação é quando o osso se move em torno dum eixo central, sem sofrer qualquer deslocamento a partir deste eixo [1],[17].

Os músculos são os tecidos responsáveis pelo movimento nos animais, tanto movimentos voluntários como movimentos dos órgãos como, por exemplo, do coração e pulmões. Os músculos são conetados com os ossos, cartilagens, ligamentos e pele diretamente ou então por estruturas fibrosas chamadas de tendões. Os tendões são brancos, fibrosos, variam em comprimento e espessura e são desprovidos de elasticidade. Quando se fala num músculo, o termo 'origem' aplica-se à zona onde o músculo se encontra fixado, a zona central do músculo. O termo 'inserção' é o local móvel onde a força do músculo está a ser aplicada. A sua forma varia bastante e nos membros eles são geralmente de tamanho considerável, especialmente os da superfície, pois rodeiam os ossos e protegem as articulações. Existe também uma variação considerável no arranjo das fibras de certos músculos, com referência aos tendões ao qual estão ligados. Em alguns músculos as fibras são paralelas e vão diretamente da origem até ao local de inserção, tais músculos são designados por quadrilaterais, como o músculo tiroideu. Já nos músculos fusiformes as fibras são ligeiramente curvadas. Noutros músculos as fibras são convergentes uma vez que a origem é ampla e o local de inserção é estreito e noutros também se podem encontrar fibras oblíquas. Por fim há músculos, como o caso dos esfíncteres, em que as fibras estão dispostas em fibras curvas num ou mais planos. Este estudo do arranjo das fibras é muito importante porque consegue prever qual é a força relativa e a amplitude de movimento dos músculos envolvidos. Os músculos que têm poucas fibras, mas onde as fibras são longas tem uma grande amplitude de movimento mas têm pouca força relativamente aos músculos que têm muitas fibras de

curto comprimento. Quer o desenvolvimento dos músculos do braço quer o das pernas, que são estruturas de particular interesse deste trabalho, são tipos de desenvolvimento simples feitos *in situ* a partir da mesoderme [1].

2.3 - Marcha

2.3-1. Introdução Histórica

Já na antiguidade, “grandes homens”, como Aristóteles, Da Vinci, Galileu e Borelli demonstraram especial interesse pelo fenómeno de movimento do corpo, este último determinou o centro de gravidade do corpo [4]. Mais recentemente, Galvani verificou no século XVIII que com a contração dos músculos produzia-se corrente elétrica e no século XIX os irmãos Weber fizeram observações que determinaram alguns parâmetros cinemáticos da marcha. No início do século XX, Scherb definiu o padrão da sequência da ação muscular dos membros inferiores. Mais recentemente, Inman contribuiu com informações qualitativas e quantitativas da cinemática, dinâmica e electromiografia dinâmica, enriquecendo o conhecimento sobre este movimento [25].

2.3-2. Avaliação da Marcha

A marcha é uma atividade complexa que envolve o sistema nervoso central e periférico, e todo o sistema músculo-esquelético. É uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitas das principais articulações do corpo, especialmente da extremidades inferiores do corpo humano. A análise clínica da marcha permite a medição e avaliação da biomecânica da mesma, a avaliação mecânica dos membros e do centro de massa, o que facilita a identificação de características anormais e a recomendação de alternativas de tratamento e reabilitação. Atualmente, os métodos para a análise incluem a colocação de marcadores externos sobre o paciente e o seu registo vídeo, a monitorização da interação paciente/solo (tendo em conta a força de reação do solo) e o registo de sinais eletromiográficos (SEM), isto tudo durante o ciclo de marcha. Deste modo obtêm-se parâmetros gerais da marcha e faz-se a análise cinemática deita a partir da utilização de câmaras de imagem que estão ligadas a um computador e que permitem obter e analisar os movimentos das articulações nos membros inferiores. Com os dados cinemáticos e com a determinação das forças que cada pé exerce sobre o solo consegue-se calcular os momentos [16]. A análise computacional permite perceber melhor a marcha e as dificuldades do paciente pelos desvios significativos que se notam em relação à marcha normal. Compreendendo a etiologia dessas anormalidades é possível a formulação de um plano de tratamento que pode envolver fisioterapia e/ou cirurgia. Este processo é um desafio devido à complexidade do movimento, o envolvimento neuromuscular e à variabilidade dos resultados do tratamento, mas também por causa da incerteza da ocasião e porque pode haver dúvidas

na qualidade dos dados da marcha [2]. Por exemplo, a paralisia cerebral é uma doença em que a análise da marcha ajuda bastante sendo mesmo o meio de diagnóstico principal [16]. Os critérios utilizados para fazer uma análise qualitativa da marcha envolvem: a integridade músculo-esquelética, ou seja, a integridade dos ossos, das articulações e dos músculos; o controlo neurológico, que passa pela recepção e integração de mensagens, tais como, localização do corpo no espaço, saber quando e para onde mover; equilíbrio, que passa pela capacidade de assumir e manter ortostatismo; locomoção, que é a capacidade de iniciar e manter a marcha [4].

Há uma sequência de acontecimentos no corpo humano que resulta na marcha, primeiro há registo e ação do andar através do comando a partir do sistema nervoso central e depois a sua transmissão para o sistema nervoso periférico, de seguida há a contração dos músculos que desenvolvem tensão e gerando momentos e forças sobre as articulações sinoviais, ocorre a regulação das forças e momentos nas articulações pelos segmentos esqueléticos, e, por fim, os segmentos deslocam-se provocando forças de reação do solo [3].

2.3-3. Ciclo de Marcha

O ciclo de marcha é o período desde o contacto de um pé no solo até ao contacto seguinte desse mesmo pé e é dividido em duas fases: a fase de apoio, em que o pé está em contacto com o solo, e a fase de balanço ou oscilante em que o pé não está em contacto com o solo [5], Figura 6. A fase de apoio corresponde a cerca de 60% do ciclo e a de balanço representa os restantes 40%.

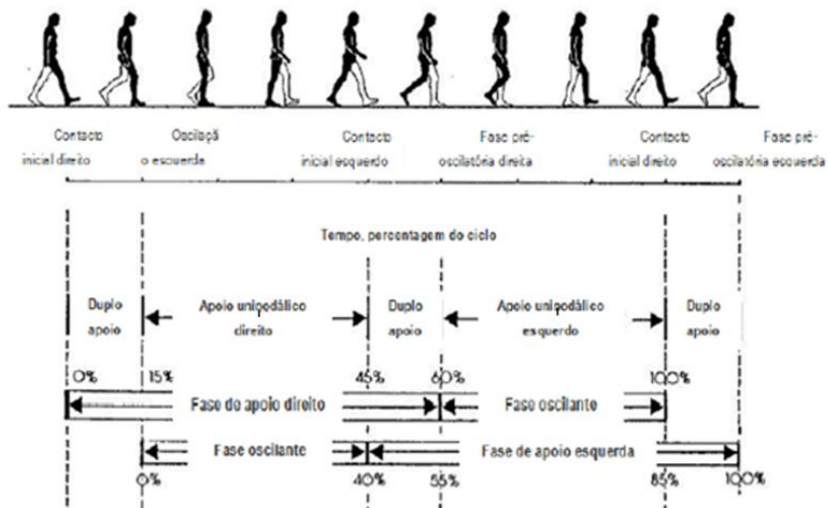


Figura 6 - Esquema Representativo do ciclo de marcha e as suas fases (adaptado de [6])

A fase de apoio subdivide-se em: contacto inicial (duplo-apoio inicial), em que o pé posterior, geralmente o calcanhar toca o solo; a resposta de carga que tem início quando todo o pé está em contacto com o solo e corresponde ao curto período onde ambos os membros tocam o solo. Termina quando o pé oposto se eleva, passando o peso para a perna anterior do corpo (suporte simples); o apoio médio corresponde à primeira metade do suporte simples com a elevação do pé posterior e termina quando o peso do corpo está alinhado com a parte anterior do pé; o apoio terminal, inicia-se quando o calcanhar do pé (agora trocando para a posição posterior) se eleva e continua até o calcanhar do pé anterior tocar no solo e

depois o pé posterior se levantar do solo (pré-balanço). Começa depois a fase de balanço: o balanço inicial tem início quando o pé posterior deixa de contactar o solo para avançar e termina quando o outro pé se encontra no fim da fase de apoio médio; o balanço médio é o período em que o pé que está em balanço avança até à perna correspondente estar anterior ao corpo, ou seja à frente do corpo, e a tibia estiver na vertical; no balanço terminal a perna anterior continua a mover-se em frente até tocar no solo e aí começa um novo ciclo. O movimento foi descrito segundo um plano sagital (eixo antero-posterior), no entanto, há fenómenos importantes que ocorrem noutros planos. No plano frontal, nota-se obliquidade pélvica, em que a pélvis se deprime no lado da perna em apoio médio, e abdução da anca, durante a mesma fase. No plano transversal há rotação pélvica sobre o eixo vertical durante a subfase de apoio médio. A rotação é máxima quando o calcanhar toca o chão. Nos membros superiores nota-se que o antebraço flete desde a subfase de apoio médio até ao balanço inicial e extensão no caso contrário. Verifica-se que o braço está em flexão sempre que a perna do lado oposto avança. Durante a marcha, o tronco e a cabeça são permanentemente neutros [7] [17].

Além do ciclo de marcha, existem outras medidas lineares como a cadência, número de passos num determinado intervalo de tempo, o comprimento do passo, que é a distância entre os mesmo pontos em cada pé durante a fase de apoio, o comprimento da passada, que é a distância percorrida durante um ciclo de marcha e a velocidade de marcha, que é a distância percorrida num intervalo de tempo [6],[17].

2.3-4. Deslocamentos Angulares e Dispêndio Energético

A marcha só é obtida se houver deslocamentos angulares de vários segmentos do corpo em torno de eixos próximos das articulações. Perry, 2005, obteve os deslocamentos angulares normais do quadril, do joelho e do tornozelo, no plano sagital durante o ciclo de marcha [7].

É um grande objetivo da marcha, mover o corpo com o mínimo de dispêndio de energia. O consumo de oxigénio roda os 100mL por minuto para um indivíduo com uma velocidade entre 12 a 14m/s. Logicamente a maior eficiência é quando se consome menos energia por unidade de distância [6],[9]. No entanto, há que ter em conta que enquanto o objetivo da marcha é a progressão, o movimento dos membros é baseado na necessidade de manter o deslocamento do centro de gravidade simétrico. Não se verificando este último dado o individuo terá problemas na sua marcha e terão de ser feitas as devidas correcções [6],[10].

2.4 - Biomecânica do Movimento

A biomecânica do movimento é o estudo do comportamento dos sistemas biológicos durante o movimento humano, especialmente a marcha, utilizando e aplicando os conceitos e leis da mecânica. As aplicações da biomecânica do movimento dividem-se entre várias áreas importantes: na análise da performance desportiva de atletas de alto competição, na reabilitação física e na investigação de equipamentos para protecção desportiva, no estudo de próteses e implantes, em ortopedia, na análise do movimento humano e no controlo

robótico e ainda no comportamento do corpo humano aquando de contacto com outros objetos e cenários de choque e impacto [29].

Os modelos biomecânicos são uma aproximação matemática de um dado sistema biomecânico real e quando fiáveis são importantes pois são económicos e versáteis no modo de análise do comportamento do corpo humano. Existem várias modelos biomecânicos: os modelos de massa-mola-amortecedor (1D), os modelos de corpos múltiplos (2D e 3D) e ainda os modelos de elementos finitos (2D e 3D) [29].

A análise biomecânica da marcha engloba principalmente dados cinemáticos, dados cinéticos e sinais eletromiográficos. O estudo biomecânico oferece uma análise quantitativa do movimento humano, pois a biomecânica estuda os sistemas biológicos do ponto de vista mecânico, englobando a estática e a dinâmica. Nesta perspetiva, é importante compreender o comportamento do centro de massa durante o ciclo de marcha [11]. Verificou-se que numa perspetiva vertical o centro de massa varia sinusoidalmente (Figura 7) tendo o pico inferior a cerca de 20% do ciclo de marcha e o pico superior a cerca de 60% do mesmo ciclo. A velocidade não influenciou a posição destes picos, apenas a sua amplitude. No entanto a amplitude pico-a-pico (diferença entre o pico máximo e mínimo) em adultos foi praticamente constante, cerca de 3 a 4cm, que ajuda a estimar as trocas de energia mecânica, a eficiência bem como a simetria, que como já foi referido é um indicador da qualidade da marcha [12]. A mesma onda sinusoidal foi determinada para a perspetiva horizontal não tendo sido obtidos dados da amplitude pico-a-pico e por isso não foi possível aferir da simetria da marcha [13].



Figura 7 - Linha desenhada no vidro representando a variação do centro de massa à medida que o rapaz marcha em frente (de [11])

É sabido que o dispêndio energético é elevado quando há mudanças abruptas na direção do movimento e também maiores deslocamentos. O processo de marcha é fortemente otimizado pelo corpo humano; no entanto, há necessidade energética durante a fase de duplo apoio para redireccionar a velocidade do centro de massa, há necessidade de suporte de peso corporal, é necessário o movimento dos membros e controlo da estabilidade. Tais fatores são responsáveis pelo dispêndio energético ocorrido durante a marcha. Também a estabilidade do equilíbrio lateral da marcha requer alguma energia, dado que tem de haver movimento dos membros para ajustar a colocação médio-lateral do pé no solo [6].

Há dois modelos dominantes que explicam a marcha humana: a teoria do pêndulo invertido e a teoria dos seis determinantes da marcha. A teoria do pêndulo invertido faz a analogia com o mecanismo do pêndulo, em que a energia cinética é convertida em potencial gravítica e vice-versa com a conservação de aproximadamente 60 a 70% da energia mecânica. A gravidade é a força determinante no pêndulo invertido, sendo a Força gravitacional o produto da massa pela constante gravitacional e tem de ser pelo menos igual à força centrípeta: $F_c = mv^2/L$, onde, no caso da marcha, m é a massa, L é o comprimento da perna e v é a velocidade no plano horizontal. A razão entre estas duas é o número Froude $= v^2/gL$. A teoria pressupõe uma analogia entre o pêndulo e o centro de massa e que a maior parte do trabalho realizado não está associado ao trabalho muscular. O centro de massa como explicado oscila de acordo com o membro em fase de apoio e por esta teoria o trabalho necessário para elevar e acelerar o centro de massa é reduzido [6] [14]. A teoria dos seis determinantes da marcha baseia-se no conjunto de vários mecanismos: rotação pélvica, segundo a qual a cintura roda para a direita e para a esquerda com uma amplitude de cerca de $8^\circ : 4^\circ$ na fase de apoio e 4° na fase de balanço. A teoria diz que a rotação angular da anca é reduzida e isso provoca reduzida variação do centro de massa, o que consequentemente reduz a energia necessária sendo a oscilação interna do membro conservada [11]; a inclinação da pélvis, ocorre do lado oposto ao membro em apoio e para isso acontecer o membro em fase de balanço deve fletir ligeiramente o joelho para haver conservação de energia. A inclinação leva ao deslocamento lateral do centro de massa sobre o membro que está em carga (que suporta o peso do corpo) e quando o joelho flete o deslocamento é menor [6]; deslocamentos angulares do tornozelo e do joelho (Figura 9c e 9b, respetivamente); e o deslocamento lateral da pélvis, este deslocamento é reduzido pela existência do ângulo tibiofemoral e da adução relativa da anca. Mais uma vez a redução do deslocamento reduz a deslocação do centro de massa e consequentemente redução de energia [6]. Há a referir que na marcha não é claro como se processa a exigência de trabalho mecânico, uma vez que não existem forças dissipativas externas ao sujeito, nem o trabalho realizado contraria a força da gravidade. O trabalho é, então, realizado negativamente pelo corpo e a marcha é definida como auto-resistida, pois realiza trabalho positivo para contrariar esse trabalho negativo. Burdett, 1983; Cavagna, 1977 e Willems, 1995 'in' [6] já quantificaram esse trabalho mecânico, no entanto nenhum explica aonde e o porquê da energia se dissipar.

2.5 - Visão Computacional

A natureza multidisciplinar da Visão Computacional, também designada por análise de imagem, é sem dúvida uma das suas principais características. Para além de incluir áreas diferentes como a mecânica, a física, a estatística, a matemática e até a fisiologia, um grande trabalho tem sido feito neste domínio uma vez que o número de aplicações desta a nível médico tem vindo também a aumentar significativamente [15]. A evolução neste domínio nota-se pela habilidade de aquisição, transferência e processamento de imagens em tempo real em sistemas computacionais cada vez mais comuns [19]. A investigação na área da Visão Computacional procura desenvolver métodos e técnicas computacionais para realizar de forma automática, ou semi-automática, operações e tarefas desenvolvidas pelos sistemas

de visão dos seres vivos que são extremamente complexos. É uma das principais tarefas a análise computacional do movimento, no caso mais específico deste trabalho do movimento humano 2D/3D [18].

O que torna este processo difícil é o caso mais real, em que o movimento não é rígido, ou seja, onde a distância entre dois pontos do objeto não é preservada. Os objetos são portanto mais ou menos deformáveis e geralmente dá-se o nome de movimento articulado. No entanto há o movimento elástico que é caracterizado por algum grau de continuidade e suavidade no movimento não rígido e ainda o movimento fluido que não satisfaz a restrição de continuidade podendo englobar variações na topologia e deformações abruptas [19].

O típico sistema de processamento e análise de imagem, passa pela aquisição por intermédio de um sensor da energia radiada pelo corpo que se pretende estudar. Os dados são convertidos num formato digital para depois serem analisados por intermédio de um computador que tem um *software* que executa tarefas específicas. O sistema passa então por um pré-processamento que é composto por variadas técnicas que permitem, duma maneira geral, melhorar a qualidade da imagem original e da qual se pretende extrair informação de alto-nível - análise de imagem.

2.5.1 - Segmentação

A segmentação é a fase seguinte que passa por determinar as regiões do corpo em causa e pode ser obtida utilizando informação temporal ou espacial e pode ser executada tanto em 2D como em 3D [20].

2.5.2 - Seguimento do Movimento

A fase seguinte de seguimento de movimento passa por estabelecer relações coerentes entre o corpo e os componentes entre as diversas imagens do movimento, baseando isto em características como a posição, velocidade, forma, textura e cor. [18],[20]. O critério de seleção destas características deve ter em conta as características do ruído, as variações de intensidade, o nível de contraste e a dimensão das imagens em causa. O seguimento é como o pré-processamento da análise de movimento para o reconhecimento de informação específica de baixo nível, como deteção de limites e fronteiras, ou de alto nível, como por exemplo as mãos, a cabeça e os olhos. Se por um lado é mais fácil de extrair pontos do que linhas ou áreas ou volumes é relativamente mais difícil seguir esses pontos durante o movimento do que o de linhas, áreas (2D) ou volumes (3D) [20]. O trabalho realizado por Hoog [21], foi o primeiro realizado na área do seguimento a partir de imagens que comparava modelos com pontos ocluídos com modelos normais. Este trabalho ajudou na estimação da postural corporal das pessoas em estudo. O trabalho descrito em Wren [22] é um exemplo de seguimento de mais alto nível que utiliza um conjunto de quadros, isto é, imagens consecutivas, baseado cada um em termos estatísticos por distribuições Gaussianas quer em espaço quer na tonalidade de cinzentos e que assim agrupa os pixéis em regiões através dum

algoritmo da probabilidade máxima ‘à posteriori’. Como é o caso, grande parte dos seguimentos são suportados por predição: tendo um objeto que já foi detetado e já se tem conhecimentos das suas características, é previsto o quadro seguinte e assim sucessivamente. Esta previsão introduz uma região de interesse no espaço e isso facilita o processamento da imagem. Também modelos criados anteriormente poderão ajudar nesta predição [20]. Como exemplos de modelos probabilísticos usados para seguimento do movimento existe o filtro de Kalman, que têm várias variantes, como o filtro de partículas.

2.6 - Análise do movimento pela perspectiva computacional

O trabalho desenvolvido para a segmentação e seguimento de movimento a partir de sequências de imagens pode ser utilizado no caso do movimento humano e mais especificamente do reconhecimento do tipo de andar e para apoiar a avaliação clínica da marcha. Neste caso específico, a deteção pode ser feita de forma ativa, através de dispositivos colocados nos sujeitos e nos espaços envolventes que emitem e recebem sinais, respetivamente, e de forma passiva, através de fontes que emitem sinais, geralmente luz visível [23]. Na maioria dos casos utiliza-se a forma ativa em ambientes controlados que no fundo é a forma de processamento mais simples. Podem ainda ser colocadas restrições que ajudam a reduzir a complexidade do problema. Restrições baseadas no tipo de movimento, que estão relacionadas com movimentos dos indivíduos e das câmaras de deteção, e restrições baseadas na aparência, que acontecem quando por exemplo a iluminação varia, os fundos movem-se ou não, etc., são as restrições usadas neste caso específico do movimento do corpo humano. Outras operações importantes passam pela calibração das câmaras, que para este caso é geralmente feita *off-line* e com câmaras fixas, adaptação do sistema de deteção às características da análise e inicialização dos modelos [20]. A esta utilização de modelos para a análise de movimento por visão computacional dá-se o nome de modelação. Os resultados normalmente são adequações do modelo ao sujeito e é um processo complexo [23]. Outros programas consideram o sujeito e geram um modelo a partir de dados que vão adquirindo durante o movimento, estando sempre em constante atualização o modelo, ou então adequam esses dados obtidos a um modelo genérico originando um modelo personalizado. O trabalho de Hogg [21] é uma das primeiras aplicações efetuadas a partir de modelos articulados em que realizaram um seguimento de alto nível do movimento humano. Há ainda outro caso que é o seguimento múltiplo, isto é, o seguimento de várias pessoas, não sendo muito aplicável neste caso específico de análise de marcha de um indivíduo. Este seguimento bastante mais complexo é feito normalmente pela decomposição em várias camadas do problema utilizando operações de baixo nível [20]. Um exemplo comercial deste tipo de deteção e seguimento é o M2 Tracker (Mittal, 2003 in [20])

O reconhecimento é um tema muito estudado neste domínio havendo várias abordagens e possíveis soluções que passam pelo emparelhamento de templates, marcadores e modelos articulados e deformáveis. Para o reconhecimento específico do andar existem outras grandes áreas em investigação que é o caso da cinemática, da cinética, da electromiografia e matemática [24]. A cinemática ocupa-se da descrição dos movimentos, sem se preocupar na análise das suas causas. Grande parte dos novos sistemas de marcha providencia informação cinemática e há alguns que inclusivamente dão informação acerca do movimento das articulações baseando isso na informação cinemática e nas plataformas de forças [24]. A

ajuda da matemática no processo de análise de marcha surgiu na década de 80, no entanto, hoje em dia, a análise do andar envolve o uso de dinâmica inversa, sendo os dados obtidos através das forças de reação medidas nas plataformas de força e pelo movimento dos membros.

Para o propósito da análise da marcha são reunidos uma base de dados de imagens sobre a qual se aplicam algumas ferramentas estatísticas que permitem a caracterização da marcha ou então guardam-se os modelos para posteriormente tentar estabelecer correspondências. Isto permite a definição de padrões da marcha. As ferramentas estatísticas podem incluir a utilização de espaços próprios, de informação espaço-temporal, de séries de tempo e de silhuetas. Os modelos utilizados são os de Markov não observáveis, os esqueletizados e de modelos de movimento [20].

2.7 - Resumo

A marcha é uma tarefa exigente, que envolve articulações, músculos e ossos do corpo humano e ainda o sistema nervoso central e periférico. É uma atividade complexa e a sua avaliação é fundamental para o bem-estar do humano.

A abordagem feita neste capítulo introduziu o trabalho realizado nesta dissertação e evidenciou características anatómicas essenciais para a compreensão da marcha humana e fez uma revisão do estado da arte da análise de imagem para a análise do movimento humano.

Capítulo 3

Processamento automático de dados eletromiográficos e forças de reação do solo

3.1 - Introdução

Neste capítulo, está descrito em primeiro lugar o enquadramento teórico do estudo de dados eletromiográficos realizado, bem como a introdução de estudos relacionados, os objetivos do processamento de dados efectuado e ainda os equipamentos usados na aquisição desses dados.

Seguidamente estão descritas as diversas fases do processamento e os objetivos das mesmas.

O desempenho dos algoritmos foi testado à medida que se construiu o mesmo com recurso a ficheiros de teste uma vez que o resultado final que se desejava do processamento de dados era algo já conhecido. Os algoritmos e implementações foram desenvolvidos para reduzir o tempo de tratamento manual dos dados de cada individuo estudado de cerca de 3 a 4 horas para 20 minutos, obtendo-se, inclusive, um melhor rigor dos resultados, uma vez que o processamento era automático e não por definição manual de alguns dados, de intervalos do ciclo de marcha, por exemplo.

3.2 - Enquadramento teórico, objetivos e equipamentos usados

A marcha humana é caracterizada pela movimentação do centro de massa que se pode comparar à movimentação dum pêndulo invertido. Na Figura 8, pode-se ver um dos modelos 2-D da marcha humana [26].

Um tema central é perceber porque é que a marcha requer energia metabólica. A resposta mais provável é que o trabalho mecânico realizado na marcha é realizado por músculos do corpo. Estudos em músculos isolados mostram que há uma relação proporcional entre o trabalho mecânico dos músculos e o custo metabólico. Foi também demonstrado em atividades desportivas como o remo e o ciclismo, onde existem equipamentos capazes de medir o trabalho mecânico realizado [26].

O custo metabólico da marcha é uma característica importante do ciclo da marcha e determina a habilidade das pessoas realizarem atividades pedestres longas [27]. O trabalho

mecânico externo, que é a energia gerada no centro de massa do corpo, é realizado pelos membros e é positivo e negativo dependendo se se trata da 'trailing leg' ou se é da 'leading leg', respetivamente. A 'leading leg' é o membro que durante a marcha se encontra anterior ao corpo e que realiza trabalho negativo para redireccionar a velocidade do centro de massa, enquanto em simultâneo a 'trailing leg', que é o membro que durante a marcha se encontra posterior ao corpo faz o trabalho positivo repondo a energia negativa e assim mantém a velocidade constante da marcha, Figura 9 [28].

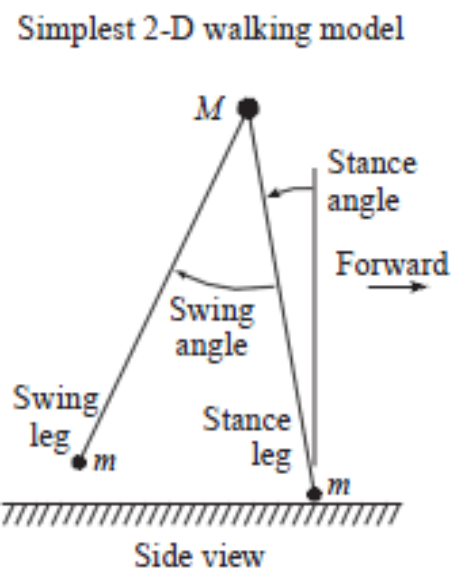


Figura 8 - Modelo 2D da marcha humana com o centro de massa localizado na pelvis (M) (de [26])

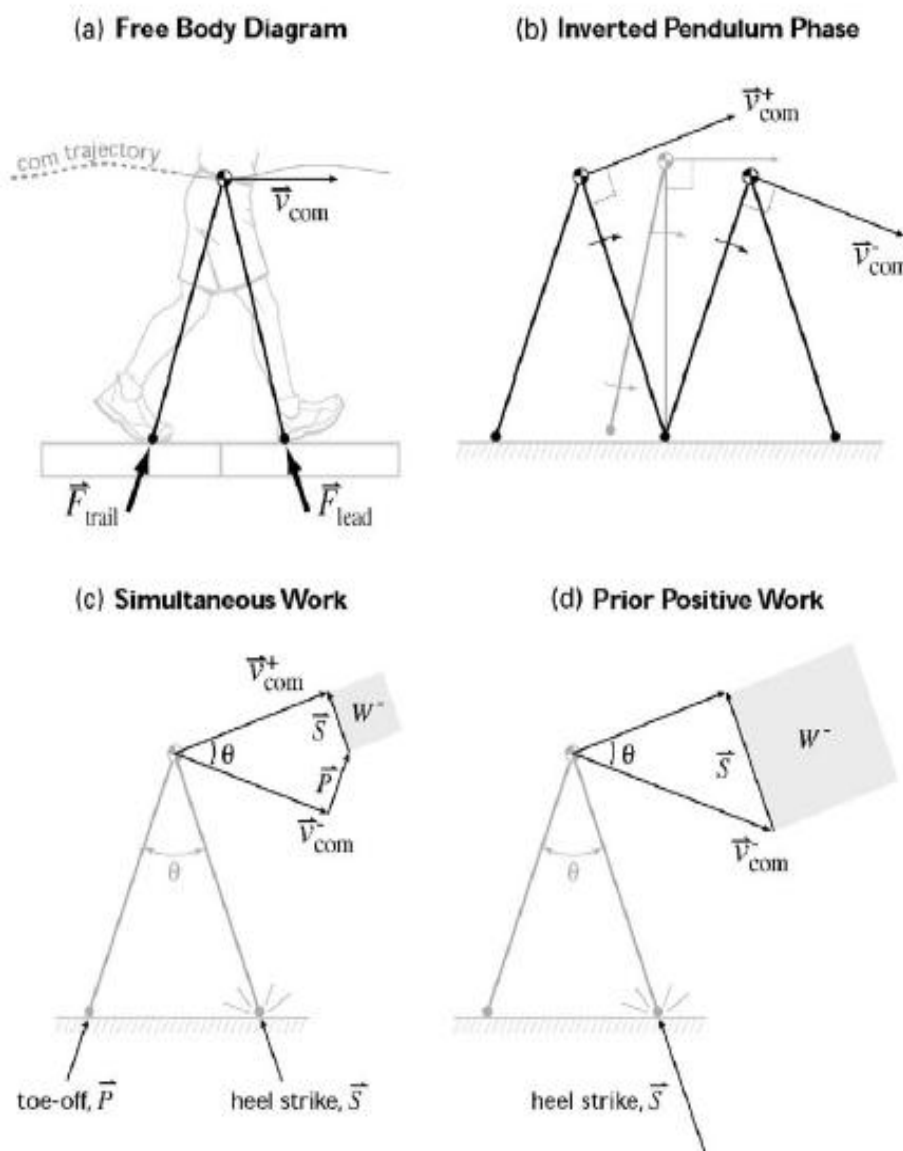


Figura 9 - a) demonstra o trabalho negativo realizado pela 'leading leg' e o trabalho positivo da 'trailing leg', em b) a velocidade do centro de massa e as forças de reação do solo nos membros (de [28]).

O cálculo do trabalho mecânico é feito pela multiplicação da força de reação do solo com a velocidade, tal como mostra as Equações 1 e 2, onde P_{trail} representa o trabalho mecânico da 'trailing leg' e P_{lead} o trabalho mecânico da 'leading leg' [28]

$$P_{\text{trail}} = \vec{F}_{\text{trail}} \cdot \vec{v}_{\text{com}} = F_{z,\text{trail}}v_{z,\text{com}} + F_{y,\text{trail}}v_{y,\text{com}} + F_{x,\text{trail}}v_{x,\text{com}}, \quad (1)$$

$$P_{\text{lead}} = \vec{F}_{\text{lead}} \cdot \vec{v}_{\text{com}} = F_{z,\text{lead}}v_{z,\text{com}} + F_{y,\text{lead}}v_{y,\text{com}} + F_{x,\text{lead}}v_{x,\text{com}}. \quad (2)$$

O cálculo das componentes da velocidade é conseguido usando as Equações 3, 4 e 5, em que cada direcção da velocidade utiliza as componentes das forças de reacção do solo em ambos os membros. O cálculo das constantes envolvidas nestas equações está descrito com maior detalhe à frente neste capítulo na secção 3.3.4 [28].

$$v_{\text{com}x} = \int (F_{\text{trail}x} + F_{\text{lead}x}) dt + Cx \quad (3)$$

$$v_{\text{com}y} = \int (F_{\text{trail}y} + F_{\text{lead}y}) dt + Cy \quad (4)$$

$$v_{\text{com}z} = \int (F_{\text{trail}z} + F_{\text{lead}z} - 9.81) dt + Cz \quad (5)$$

A complexa versatilidade encontrada nas articulações e nos músculos que se encontram nos pés e no tornozelo possibilitam uma ligação adequada entre o solo e o corpo humano. A ocorrência de uma lesão nessa zona afecta consideravelmente a capacidade de movimentação traduzindo-se numa diminuição de velocidade e tamanho da passada. Igualmente é assumido que o efeito de lesões afeta o custo metabólico da marcha mas é ainda desconhecido de que forma e em que proporção [27]. No trabalho de Doets et al., o estudo do custo metabólico e o trabalho mecânico foi avaliado na marcha em indivíduos que foram previamente submetidos a uma artroplastia bem-sucedida do tornozelo (TA) [27]. Outros testes aos pacientes foram realizados no sentido de colocar como única variável a lesão no tornozelo. Foi concluída que o custo metabólico foi 6% mais elevado nos pacientes que realizaram a TA do que em indivíduos normais, não sendo porem uma diferença considerada significativa. Ambos os grupos apresentaram uma caminhada confortável tanto a velocidade controlada como a velocidade livre, ou seja, não houve problemas nem desvios angulares na marcha. A energia metabólica e o custo de transporte foram, respetivamente, 29 e 28% mais elevado no grupo com TA. O comprimento da passada e a sua frequência não variaram significativamente [27].

A interacção entre o pé e o solo é uma situação muito analisada hoje na área da marcha humana. O MIT Portugal desenvolveu um modelo multi-corpo computacional a três dimensões que serviu para simular computacionalmente o ciclo de marcha quer na fase de apoio unipedálico quer na fase de duplo-apoio. O modelo consiste na implementação de esferas planas na superfície plantar do pé e que dependendo da configuração dinâmica do sistema e com o algoritmo criado determina as interacções entre o pé e o solo, Figura 10 [30].

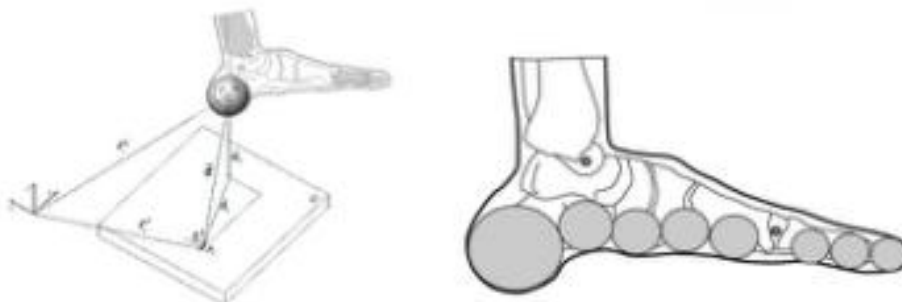


Figura 10 - Modelo Computacional criado pelo MIT Portugal para avaliar a interação pé-solo. [30]

Este capítulo tem como objetivo procurar uma relação entre membros durante a fase de duplo apoio e a sua relação com a eficiência da marcha, concentrando-se em pontos como a atividade muscular, o trabalho mecânico e o dispêndio energético. Foi também de especial interesse verificar quais os músculos que mais se relacionam com o trabalho exercido no centro de massa na fase de duplo apoio da marcha.

Uma aplicação dos desenvolvimentos obtidos neste trabalho podem ser importantes, por exemplo, na análise da influência de uma tala posterior no trabalho realizado no centro de massa e a sua relação com o dispêndio metabólico durante a marcha, e ainda na análise da influência da diminuição da informação aferente da musculatura da tibiotársica decorrente da utilização de uma tala posterior na atividade muscular recrutada pelo membro contralateral durante a fase de duplo-apoio da marcha.

Os dados considerados foram recolhidos em indivíduos saudáveis com idades entre os 30 e 65 anos. A atividade eletromiográfica foi recolhida dos músculos bicípite femoral, vasto medial, gastrocnémio medial, solear e tibia anterior usando o sistema BioPlux Research (Plux®, Covilhã, Portugal) com um ganho de 1000, um *Common Mode Rejection Ratio* - Rejeição de Modo Comum (CMRR) igual a 110dB, uma impedância de entrada na ordem dos 1GΩ e uma banda de passagem de 25-500Hz. Os valores das componentes antero-posteriores (F_x), mediolateral (F_y) e vertical (F_z) das forças de reacção do solo foram adquiridas através de duas plataformas de forças, modelo FP4060-10, Bertec Corporation (USA) ligadas a amplificadores Bertec AM6300.

3.3 - Fases do Processamento de dados

Após recolhidos os dados na ESTSP pelo sistema BioPlux research e pelas plataformas Bertec Corporation os valores foram guardados em documentos em formato *ASCII*.

3.3.1- Transformação e Sincronização de dados

Os valores das forças de reação ao solo (FRS) nas três direções e os momentos (MOM) foram recolhidos através das plataformas de força e os sinais eletromiográficos (SEM) dos músculos em ambas as pernas foram recolhidos durante a marcha dos indivíduos em estudo. A recolha ocorreu em computadores diferentes, sendo necessária a sincronização bem como a reunião dos dados num único ficheiro *ASCII*. Através da função '*textread*' fornecida pelo Matlab os ficheiros são lidos e dispostos em matrizes. Um botão, chamado de trigger, era accionado no início da experiência e era reconhecido em todos os computadores. Todos os valores anteriores ao accionamento do trigger são apagados e os dados ficam todos no mesmo espaço temporal. Por fim foi feita uma normalização dos dados, que consistiu em multiplicar os dados por uma equação como forma de tratar os dados em unidades adequadas para a avaliação da atividade eletromiográfica. Por fim construiu-se uma nova matriz para reunir todos os dados e para guardar a informação num novo ficheiro *ASCII*.

3.3.2 - Filtragem e Calibração

Ainda na fase de pré-processamento de dados, foram aplicados dois tipos de filtro. Para as FRS e para os MOM foi aplicado um filtro Butterworth passa baixo de 4ª ordem utilizando um zero-phase lag com uma frequência de corte de 8Hz. (Anexo I - Parte A) Já para os SEM foi aplicado um filtro Butterworth passa-banda de 2ª ordem utilizando um zero-phase lag. (Anexo I - Parte B)

Para os valores das FRS e MOM foi feita uma calibração da linha base subtraindo os valores médio obtido nos primeiros 500 milissegundos. (Anexo I - Parte A)

No caso dos SEM foi calculado o root mean square (RMS) numa janela deslizante de 100milissegundos. (Anexo I - Parte B)

Para ambos os casos as escolhas dos filtros utilizados nesta fase foram feitas de acordo com os filtros utilizados em trabalhos realizados na mesma área.

Nas Figuras 11 e 12 estão ilustrados dois esquemas, que sintetizam o que foi feito nesta fase, estando apresentados exemplos da filtragem para ambos os tipos de valores filtrados, nas Figura 13 e Figura 14.

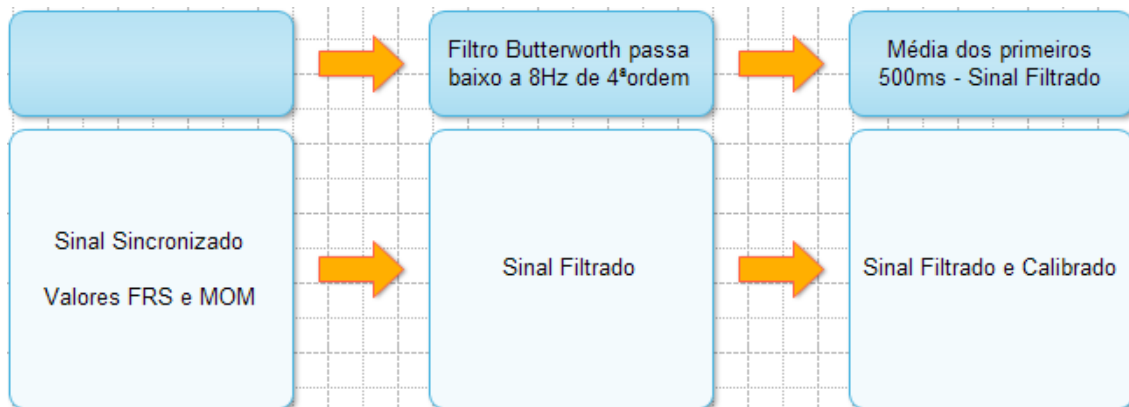


Figura 11 - Diagrama do processamento de sinal efetuado aos valores de FRS e MOM.

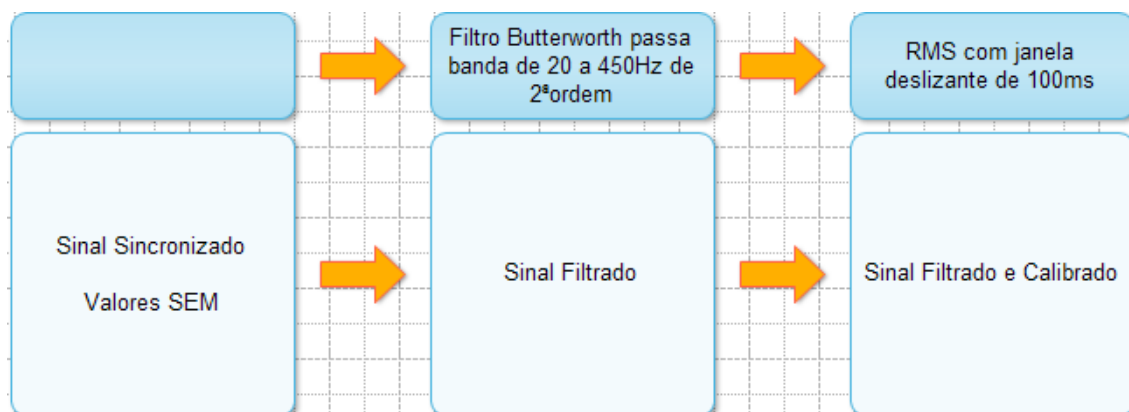


Figura 12 - Diagrama do processamento de sinal efectuado aos valores SEM.

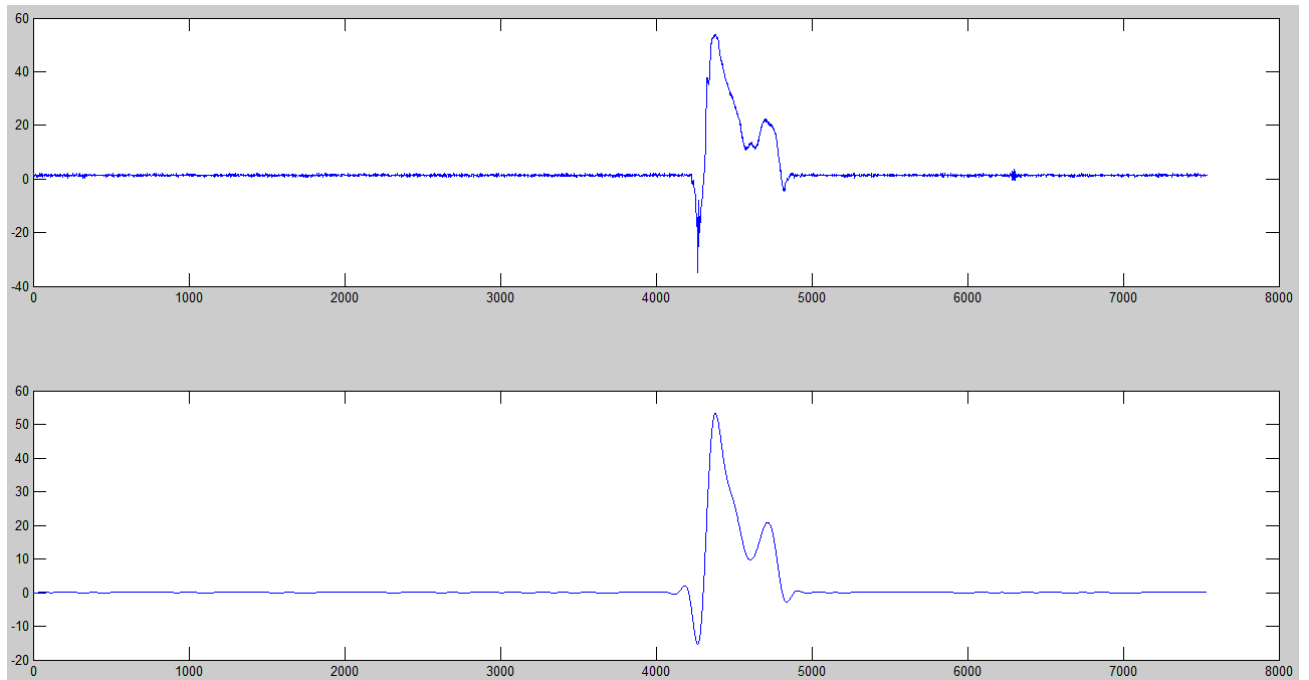


Figura 13 - Exemplo da filtragem e calibração para um sinal das FRS, em cima o sinal original e em baixo o sinal filtrado e calibrado.

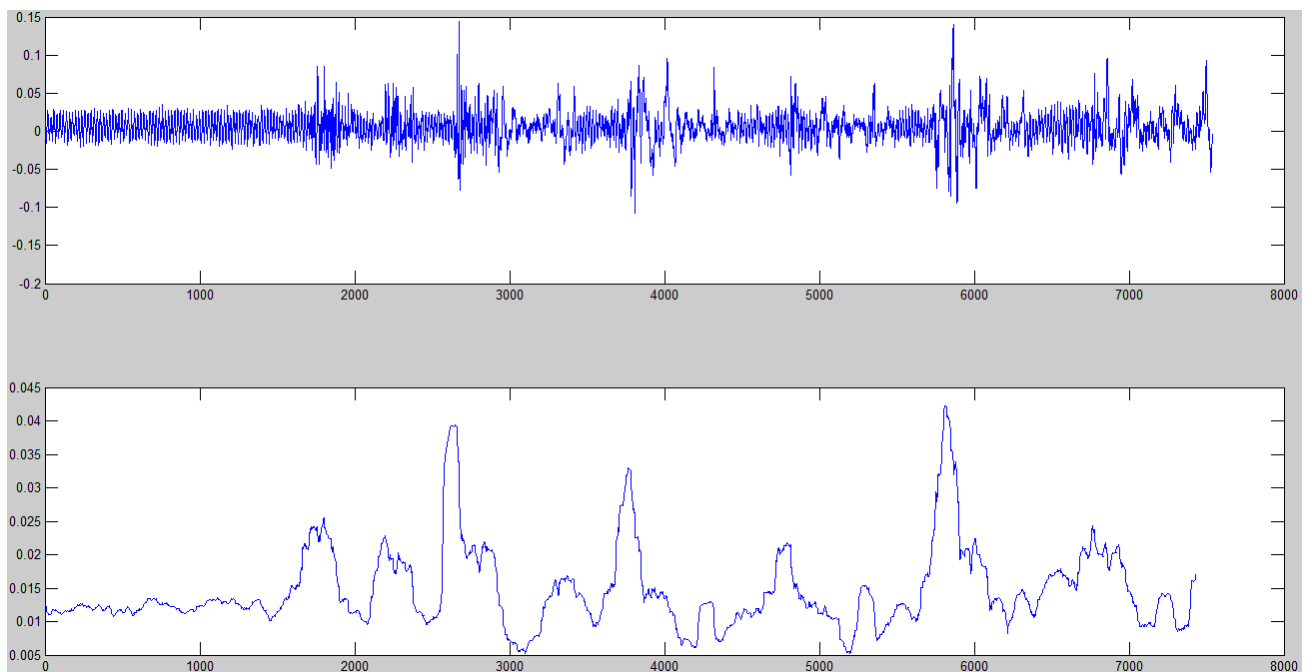


Figura 14 - Exemplo de filtragem e calibração para um sinal das SEM, em cima o sinal original e em baixo o sinal filtrado e calibrado.

3.3.3- Definição de intervalos específicos e o cálculo do valor médio do 'root mean square' nos mesmos do sinal eletromiográfico

Nesta fase procuram obter-se já diversos resultados para comparar com outros trabalhos anteriores. Primeiramente definiram-se intervalos que correspondem a fases específicas da marcha humana e em especial da fase de duplo-apoio que é o objetivo maior deste processamento de dados. Relembre-se que os termos 'leading leg' e 'trailing leg' correspondem respetivamente ao membro inferior que se encontra anterior ao corpo, ou seja, a perna que vai à frente, e ao membro inferior que se encontra posterior ao corpo, a perna que vai atrás. Nas experiências realizadas, para todos os indivíduos a perna esquerda era a 'leading leg' e a perna direita a 'trailing leg'.

Foi criado um valor de entrada que permite ao utilizador digitar o valor do peso do indivíduo.

Os intervalos definidos de seguida correspondem aos números indicados nas Figura 15 e Figura 16.

Intervalo 1 - É desde que a F_y da perna esquerda assume o valor nulo (1) após o primeiro pico máximo até ao momento em que a F_z da perna direita assume pela primeira vez 7% do peso corporal e esse valor se mantém acima durante pelo menos 50ms. (5) (Um exemplo deste cálculo está apresentado no Anexo I - Parte C.)

Intervalo 2 - É desde o momento final do intervalo anterior (5) até ao momento em que a F_z da perna esquerda atinge pela 2ª vez menos de 7% do peso corporal. (4)

Intervalo 3 - Desde que F_z da perna esquerda atinge pela primeira vez 7% do peso corporal (3) até ao momento em que F_y do membro esquerdo atinge o valor zero depois do momento de início do intervalo (1).

Intervalo 4 - Momento (5) até ao momento em que F_z do membro direito atinge o 1º valor máximo (6).

Intervalo 5 - Desde o momento final do intervalo anterior até ao momento (6) em que F_y da perna direita assume o valor nulo depois do momento de início do intervalo (2).

Intervalo 6 - Momento final do intervalo anterior (2) até ao momento em que a F_z da perna direita atinge o 2º pico máximo (7).

Intervalo 7 - Momento final do intervalo anterior (7) até ao momento em que a F_z atinge menos de 7% do peso corporal (8).

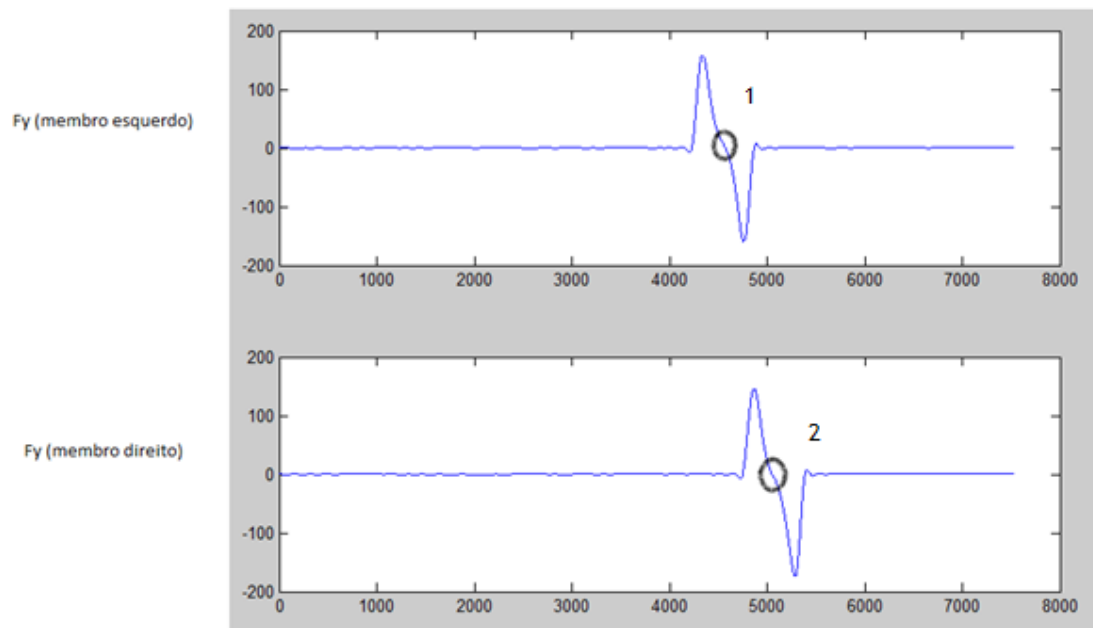


Figura 15 - Força de reação do solo mediolateral dos membros esquerdo e direito.

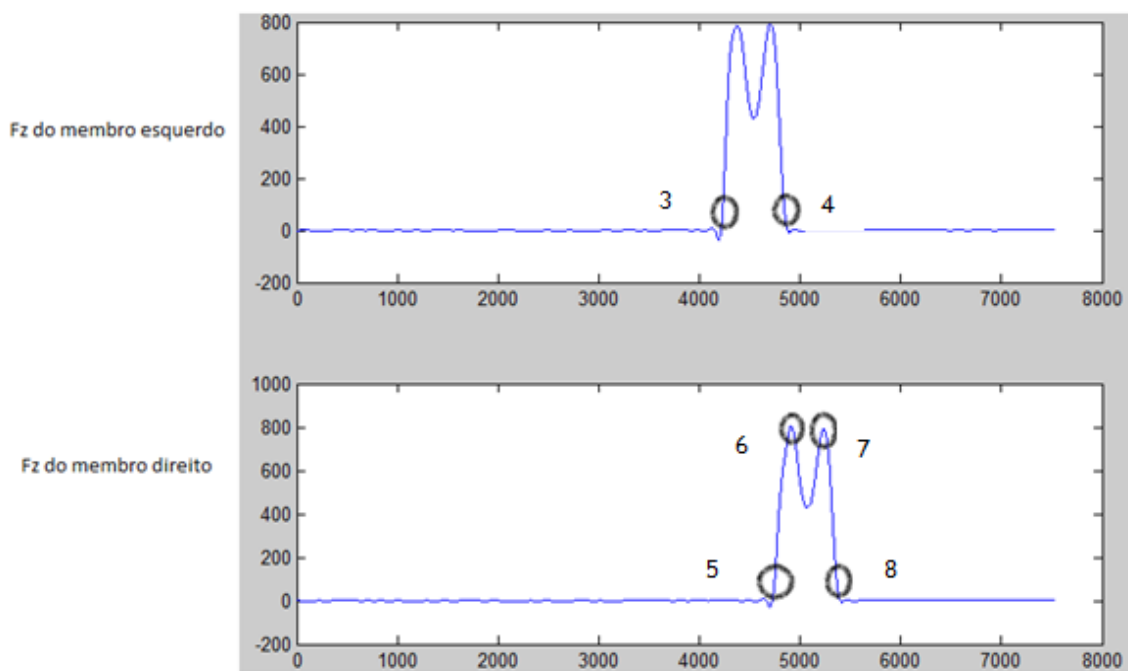


Figura 16 - Força de reação do solo vertical dos membros esquerdo e direito.

Para uma melhor noção do que significam os intervalos, os momentos em que F_y , ou seja, a força de reacção do solo na direcção mediolateral, é zero acontece quando não há nenhuma força lateral nos membros. Os momentos em que F_z , ou seja a força de reacção do solo na direcção vertical, é superior a 7% do peso corporal é quando o individuo está a pousar o pé no solo. Quando é inferior a 7% do peso corporal corresponde ao momento em que o pé deixa de contactar o solo.

Para cada intervalo determinado foi calculado o RMS médio dos SEM dos seis músculos estudados e estes são os primeiros ‘output’s’ do algoritmo desenvolvido.

De referir algumas vantagens desta fase do algoritmo desenvolvido. Para além de ser mais rápido, cerca de 10 a 20 vezes mais rápido que o processamento manual, os valores revelaram-se mais precisos que os que se obtidos manualmente uma vez que neste caso os intervalos são obtidos por simples análise visual.

3.3.4- Cálculos das constantes de Integração e da Velocidade do Centro de Massa

O intervalo usado para o cálculo das constantes de integração é desde o instante em que o valor de F_z da perna esquerda é pela primeira vez igual a 7% do peso corporal e mantém-se acima durante 50ms até ao instante em que o valor de F_z da perna direita é primeira vez igual a 7% do peso corporal mantendo-se acima também durante 50ms. Transportando o significado deste intervalo para o ciclo de marcha, o intervalo representa o momento em que o membro esquerdo toca o solo até ao momento em que o membro direito contacta o solo, ver Figura 16, secção 3.3.3, do ponto 3 ao ponto 5.

O cálculo de três constantes C_x , C_y e C_z foi conseguido com base nas três equações seguintes utilizando o valor das forças de reacção ao solo nas três direcções.

$$C_x = - \int (F_x) dt \quad (6)$$

$$C_y = V_y - \int (F_y) dt \quad (7)$$

$$C_z = - \int (Fz - 9.81) dt \quad (8)$$

V_y corresponde à velocidade da marcha do individuo que está a ser testado. O algoritmo criado permite ao utilizador colocar o valor da velocidade e assim calcular C_y .

Os cálculos das constantes servem para o cálculo da velocidade do centro de massa que é calculada pelas Equações 3,4 e 5 e resumidamente traduzida como:

$$\vec{v}_{com} = \int \left(\frac{\vec{F}_{trail} + \vec{F}_{lead} + m \cdot \vec{g}}{m} \right) dt + \begin{bmatrix} C_x \\ C_y \\ C_z \end{bmatrix} \quad (9)$$

3.3.5- Cálculo do trabalho mecânico

O cálculo do trabalho mecânico na fase de duplo-apoio e a identificação dos músculos que mais se relacionam com o trabalho (energia) foi o principal objetivo do processamento de dados e deste trabalho.

Para tal, a velocidade em cada direção foi multiplicada pelas forças de reação do solo correspondentes durante a experiência, por exemplo: F_x (perna esquerda) x V_{comx} e assim sucessivamente para as restantes direções.

O integral no intervalo 2 determinado na secção 3.3.3 de cada um dos sinais corresponde ao trabalho mecânico realizado pelo respetivo membro na respetiva direção.

Por fim para calcular o trabalho mecânico total realizado pelo membro posterior, neste caso o membro direito, utilizou-se a equação.

$$TM_{total_{trail}} = \sqrt{((TM_{xtrail})^2 + (TM_{ytrail})^2 + (TM_{ztrail})^2)} \quad (10)$$

Para calcular o trabalho mecânico total realizado pelo membro anterior, neste caso o membro esquerdo, utilizou-se a equação 9.

$$TM_{total_{lead}} = \sqrt{((TM_{xlead})^2 + (TM_{ylead})^2 + (TM_{zlead})^2)} \quad (10)$$

3.4 Atividade Muscular

Foi criado outro ficheiro *ASCII* dedicado aos dados eletromiográficos. A estes dados foi realizada a mesma sincronização, normalização, filtragem e calibração explicada anteriormente para os dados SEM. O algoritmo criado determina para cada músculo os seus 15 picos de atividade máxima, em espaçamento temporais iguais, Figura 17, aquando da marcha e faz a sua média eliminando o valor mais baixo e o mais elevado, devolvendo ainda esses valores. Cálculos realizados manualmente comprovaram a eficiência do algoritmo desenvolvido.

Com o algoritmo desenvolvido é possível conhecer em maior detalhe a contribuição de cada músculo na atividade de marcha.

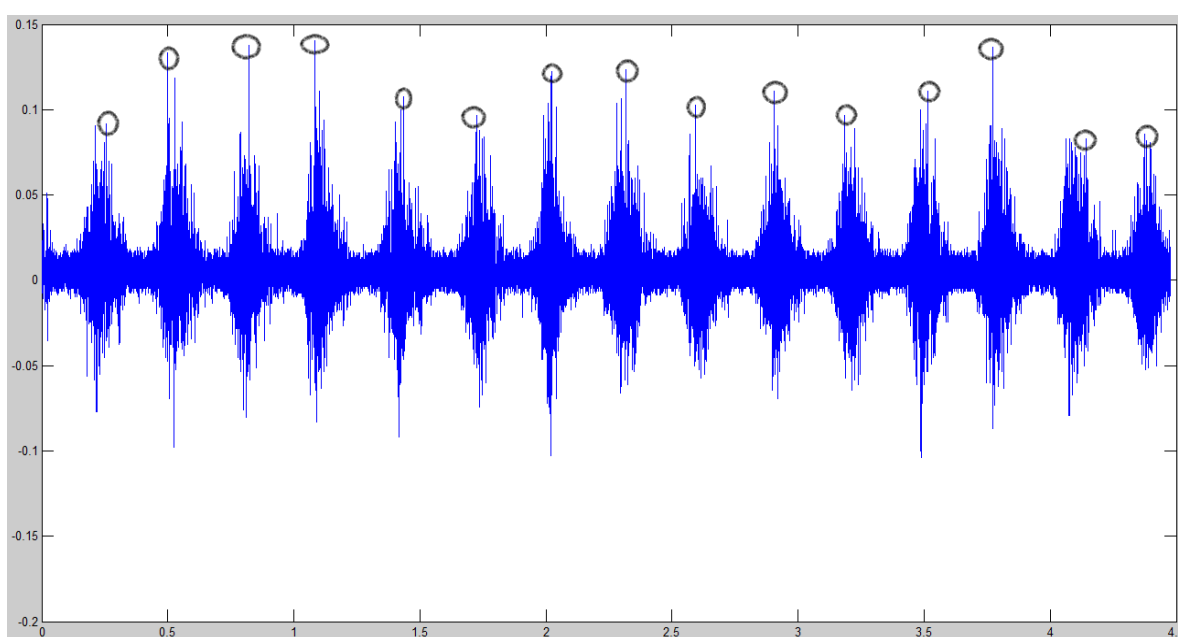


Figura 17 - Sinal Eletromiográfico do músculo radiofemoral num indivíduo (os picos máximos estão assinalados na figura).

3.5 Discussão dos Resultados

O algoritmo criado permitiu avaliar a atividade muscular durante o marcha, especialmente durante a fase de duplo-apoio do ciclo de marcha, e conseguiram-se retirar uma breve perspetiva dos resultados. A atividade do músculo tibial anterior é grande em todos os intervalos em que a fase de duplo-apoio da marcha foi dividida, e foi também o músculo que apresentou atividade máxima. Na fase de apoio unipedálico e pré duplo-apoio o músculo soleus apresenta uma atividade elevada quando comparado com os restantes músculos estudados. O músculo radio-femoral apresenta os maiores valores de atividade na fase inicial do duplo-apoio e o músculo gastrocnêmio medial apresenta elevada atividade no final da fase de duplo-apoio. Verificou-se que em diversas fases diversos músculos tem um papel mais preponderante que outros músculos estudados.

Quanto à análise do trabalho mecânico externo os resultados obtidos assemelham-se aos resultados obtidos com estudos relacionados com o mesmo tema [27], Figura 18.

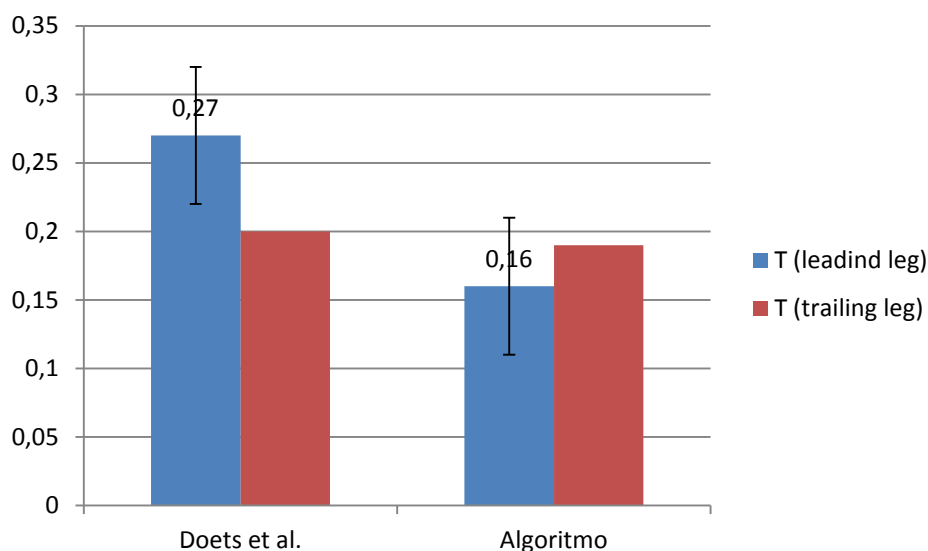


Figura 18 - Trabalho mecânico de ambos os membros do trabalho de Doets et Al. e do algoritmo criado.

Quanto às três componentes de velocidade verificou-se que as componentes com direção vertical e antero-posterior ('z' e 'y') são cerca de 5 a 8 vezes superior à componente horizontal da velocidade.

No cálculo do trabalho mecânico externo final em cada membro verificou-se que os valores não são significativamente diferentes, o que significa que existe quase tanto trabalho negativo como trabalho positivo. A componente vertical do trabalho mecânico é a mais relevante no cálculo do trabalho mecânico total.

3.6 Resumo

Neste capítulo foram apresentadas as metodologias usadas neste trabalho e todas as fases do pré-processamento e do processamento de dados consideradas. Os resultados obtidos permitiram determinar o trabalho mecânico realizado por ambos os membros bem como da força realizada por determinados músculos durante a marcha humana, especialmente a fase de duplo-apoio. Os algoritmos desenvolvidos e implementadas permitiram diminuir o tempo de processamento em cerca de 10 a 20 vezes e permitiram ainda obter resultados mais precisos e não subjetivos.

A avaliação final dos algoritmos é positiva uma vez que o algoritmo atinge o resultado desejado do processamento e permite ao utilizador reduzir o tempo despendido no tratamento dos dados para o seu trabalho.

Capítulo 4

Análise do Marcha Humana

4.1 - Introdução

Este capítulo apresenta a metodologia e os algoritmos desenvolvidos que permitem a análise da marcha de indivíduos. Perante a dificuldade de conseguir vídeos com marcadores circulares (MC) em pontos anatómicos chave para essa análise, o mais comum neste tipo de experiências, onde estivessem disponíveis as coordenadas dos mesmo, houve necessidade de fazer marcações manuais de marcos circulares nos 'frames' de vídeos estudados, registrando as coordenadas num ficheiro com extensão '.mat'. Um segundo algoritmo foi criado que, a partir das coordenadas guardadas no ficheiro '.mat' permite representar graficamente a marcha do individuo.

4.2 - Metodologia

4.2.1 - Tratamento de Vídeos e Marcação Manual

O tratamento de vídeos, isto é, das sequências de imagem adquiridas é feito por divisão em *frames*, ou seja, em imagens individuais.

Os *frames* foram etiquetados, através da interface gráfica desenvolvida, Figura 19; ou seja, foram marcados manualmente os *frames*, como se de marcos circulares se tratasse.

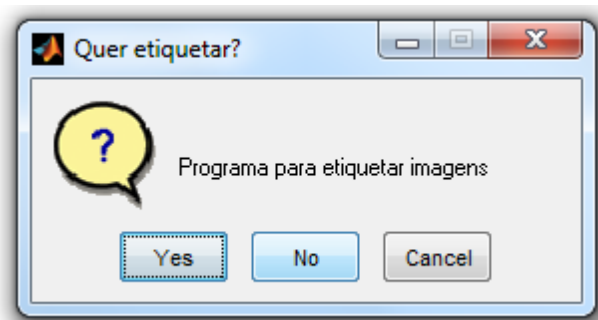


Figura 19 - Início da interface gráfica desenvolvida para a etiquetagem dos frames a analisar.

A segunda fase do programa desenvolvido, permite ao utilizador definir a quantidade de pontos a utilizar na etiquetagem e quantas imagens deseja etiquetar, ou seja quantos marcos quer utilizar e quantos *frames* tem o vídeo em causa, Figura 20.

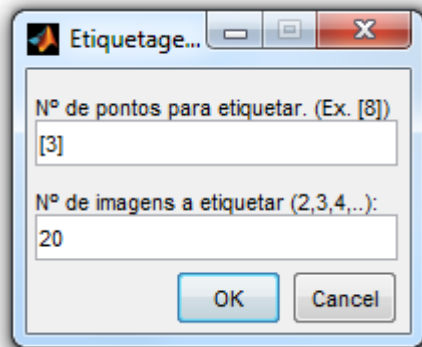


Figura 20 - 2ª fase do programa de etiquetagem desenvolvido.

Cada imagem é etiquetada, Figura 21, e as coordenadas 'x' e 'y' de cada marco são guardadas num ficheiro '.mat', Figura 22.

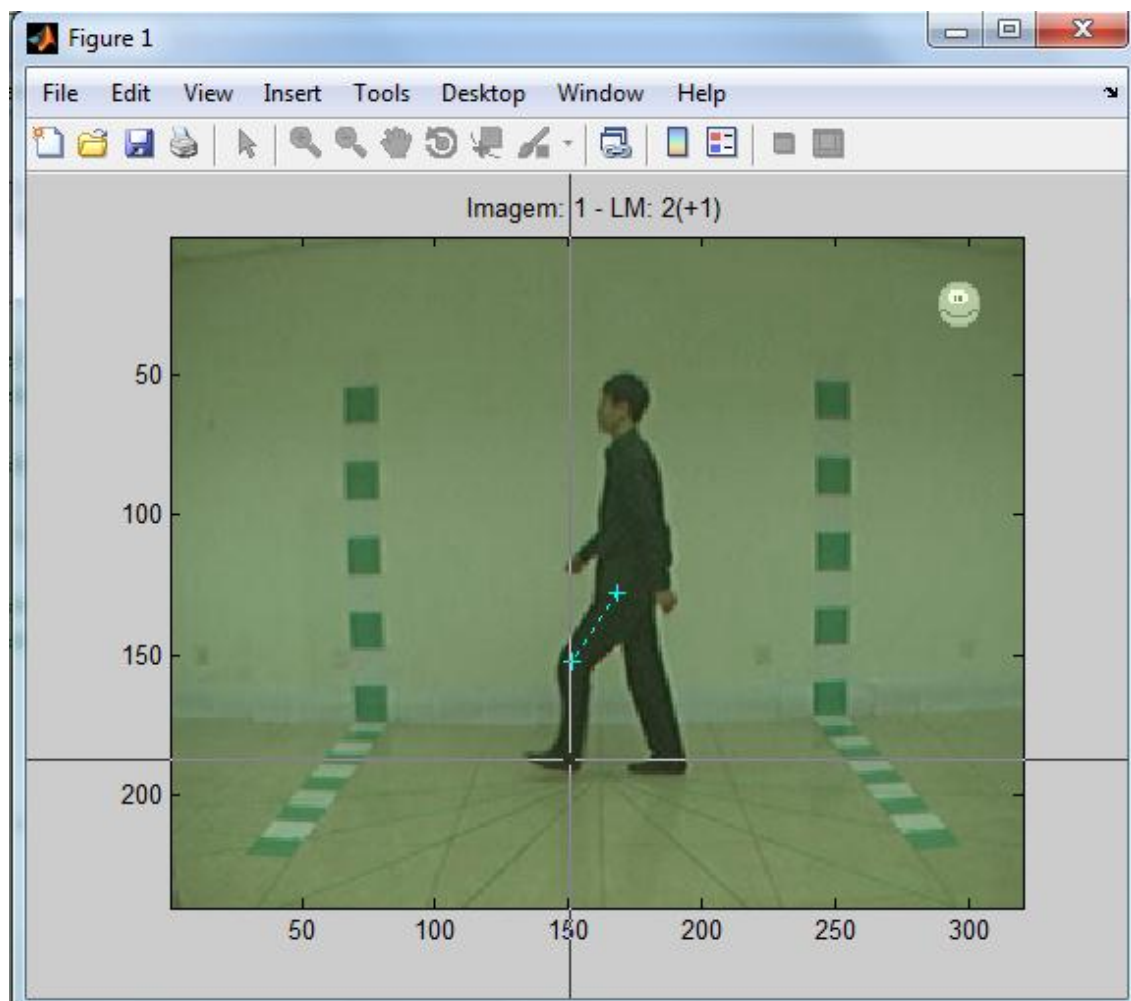


Figura 21 - Exemplo duma imagem etiquetada com três marcos: na coxa, no joelho e no tornozelo.

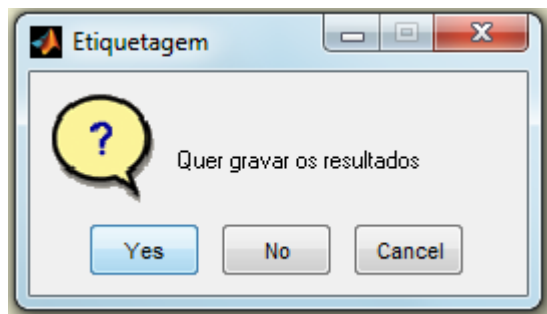


Figura 22 - Fase de gravação da etiquetagem das imagens.

4.2.2 - Processamento dos dados e reprodução do vídeo

O resultado do programa de etiquetagem de *frames* desenvolvido é um ficheiro com extensão '.mat' com as coordenadas dos pontos assinalados. O passo seguinte passa por definir cada conjunto de coordenadas como as coordenadas de uma imagem, e futuro *frame*, parte integrante do vídeo de reprodução da marcha, Figura 23. As coordenadas foram ligadas como se ossos se tratassem (segmentos corporais) e os pontos onde foram colocados as marcas correspondem às articulações.

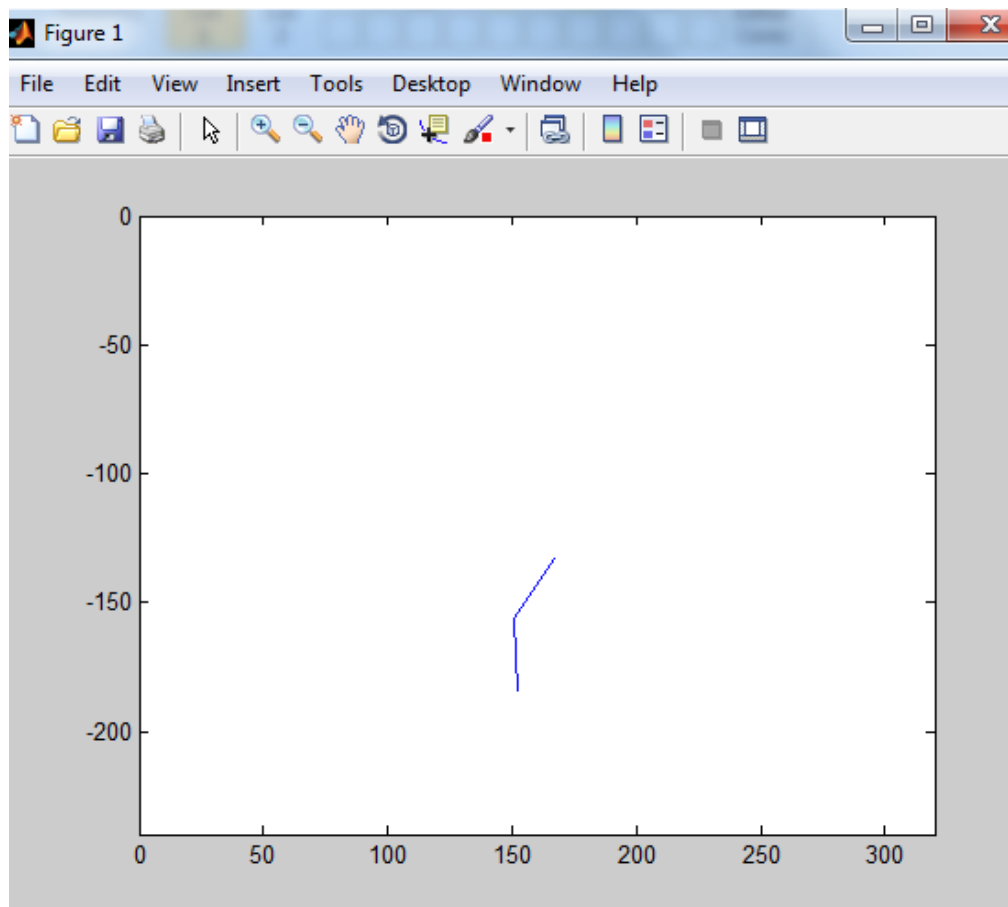


Figura 23 - Resultado da etiquetagem exemplo do Figura 22.

As figuras de resultados são criadas de acordo com comprimento do vídeo original e da dimensão dos *frames* do mesmo.

Através da utilização dum ciclo 'for' juntamente com a função 'getframe' e da função 'movie' disponíveis nas ferramentas do Matlab é criado o vídeo em estudo (Anexo II). Na Figura 24, está visível uma sequência de imagens do vídeo.

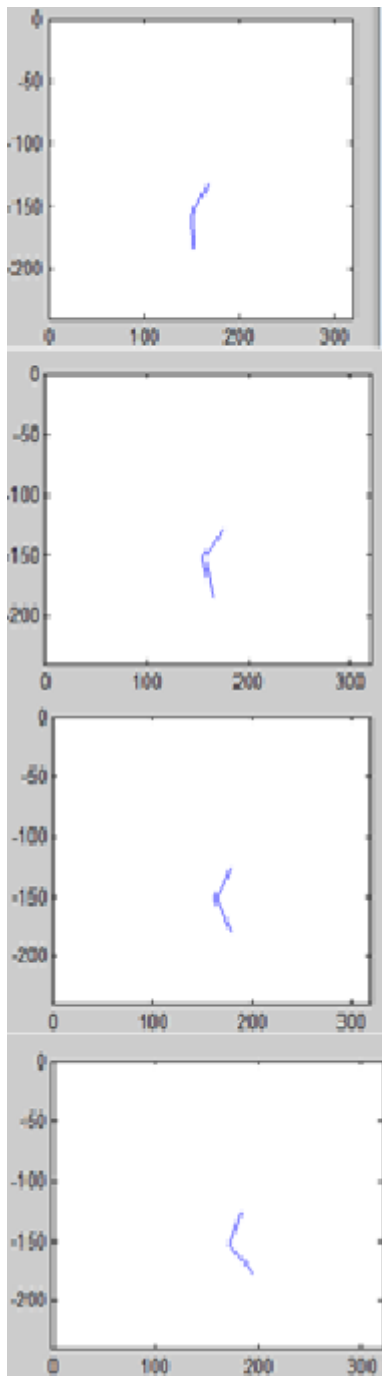


Figura 24 - Sequência de imagens de um vídeo.

4.3 - Resumo

Neste capítulo foram apresentadas as rotinas desenvolvidas nesta tarefa e uma sequência de imagens de um vídeo como resultado da análise da marcha. As rotinas Matlab criadas permitem ao utilizador efectuar, a partir de vídeos sem marcos, o registo da marcha dum indivíduo.

O trabalho apresentado é um começo para o processamento e a análise de imagem com o objetivo de avaliar e comparar computacionalmente a marcha de indivíduos com modelos de marcha considerados comumente como “normais”.

Capítulo 5

Conclusões Gerais e a Inovação

O trabalho desenvolvido neste projeto consistiu em duas grandes partes: uma em que se desenvolveu e implementou um conjunto de algoritmos de processamento de dados eletromiográficos e de forças de reacção do solo com o objetivo de obter informação relativa ao trabalho mecânico realizado pelos membros envolvidos na marcha e conseqüentemente o custo metabólico da marcha humana. Uma segunda parte na qual através de uma interface gráfica e dum algoritmo de processamento de dados se consegue apoiar a análise computacional da marcha.

Os resultados obtidos na primeira parte são satisfatórios e contribuem para o processamento rápido, automático e não subjetivo de dados das FRS, MOM e SEM. O objetivo de conseguir quantificar o trabalho mecânico realizado por ambos foi cumprido com sucesso.

Na segunda parte houve especial dificuldade em obter um trabalho consistente e plenamente satisfatório. O programa de etiquetagem de *frames* não estava planeado no início da tese; no entanto, foi útil dada a dificuldade em obter vídeos com marcações circulares com as coordenadas dos marcos. O resultado acabou por ir de encontro ao pretendido, no entanto não é tão complexo e exigente como o que se pretende para uma avaliação detalhada da marcha humana.

Os trabalhos desenvolvidos em 3D contêm mais informação para análise da marcha, dão para avaliar simultaneamente desvios médio-laterais e desvios verticais, incorrecções nos pés, etc. O grande desafio dos trabalhos a 3D passa por conseguir combinar as diferentes coordenadas de *frames* a 2D num único ficheiro.

Este é o começo do próximo passo para um trabalho futuro, conseguir combinar vários ângulos de diferentes câmaras e assim obter muito mais informação com muito mais detalhe.

A perspectiva de realizar este tipo de trabalho em tempo real, ou seja, o processamento automático de dados à medida que o individuo marcha, é também uma sugestão ambiciosa, estando esta futura ideia dependente de material de qualidade elevada e de custo provavelmente muito elevado também.

Referências

- [1] Gray, Henry, Anatomy of the Human Body, 20th Edition, Philadelphia: Lea & Febiger 1918, 2000.
- [2] Davis, R. B., Reflections on clinical gait analysis, Journal of Electromyography and Kinesiology 7(4): 251-257, 1997.
- [3] Vaughan, C.; Davis, B.; O'Connor, J., Dynamics of human gait, 2.ed, Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
- [4] Pinto, S., A marcha humana em análise, Unidade de Neuromusculares, IMM - FM UL, 2007.
- [5] Ishida, R.; S. Nomenclatura em Análise de Marcha, In: Saad, M.; Batistella, L. R. editores, Análise de Marcha, São Paulo: Lemos Editorial, 1997.
- [6] Sousa, A. de, Tavares, J.M., ' A marcha humana: uma abordagem biomecânica', 1st ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP, 2010.
- [7] Araujo, C.C., Trajetória do Centro de Masse na Marcha Humana normal em ambiente aquático, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2006.
- [8] Perry, J., Análise de Marcha: Marcha Normal, São Paulo: Manole, 2005.
- [9] Norkin, C.; Levangie, K., Joint Structure and function: A comprehensive analysis, 2.edition, EUA:Library of Congress, 1992.
- [10] Water, L.; Mulroy, S., The energy expenditure of normal and pathological gait: relation to mechanical energy cost, Journal of Neurophysiology, 207-231, 1999.
- [11] Saunders, M.;Inman, T.; Heberhart, D., The major determinants in normal and pathological gait, The Journal of Bone and Joint Surgery, 53, 543-558, 1953.

- [12] Gard, S; Miff, S; Kuo, A., A Comparison of Kinematic and Kinetic Methods for Computing the Vertical Motion of the Body Central Mass during Walking, *Human Movement Science*, 22, 597-610, 2004.
- [13] Norikin, C; Levangie, K., *Joint structure and function: A comprehensive analysis 2. edition*, EUA: Library of Congress, 1992.
- [14] Komura, T.; Nagano, A.; Leung, H.; Sinagawa, Y., *Simulating Pathological Gait Using the Enhanced Linear Inverted Pendulum Model*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005.
- [15] Tavares, J.M., Natal, R.J., *Computacional Vision and Medical Image Processing - Recent Trends*, Volume 19, Porto, 2011
- [16] Whittle, M., *Clinical gait analysis: a review*, *Human Movement Science* 15: 369-387, 1996.
- [17] Whittle, M., *Gait analysis an introduction*, Oxford Boston, Butterworth-Heinemann, 2003.
- [18] Tavares, J.M. et al., *Análise Computacional do Movimento de Objetos em Sequências de Imagem: Métodos e Aplicações*, Conferência Nacional de Dinâmica de Sistemas Multicorpo - Universidade do Minho, 2007.
- [19] Pinho, R., Tavares, J.M., et al., *Introdução à análise de movimento usando visão computacional*, Porto, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2004.
- [20] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., *Digital Image Processing*, Prentice Hall, 2007.
- [21] Hogg, D, *Interpreting Images of a Known Moving Object*, University of Sussex, 1984.
- [22] Wren, C., Azarbayejani, A., Darrell, T., Pentland, A., Pfinder: *Real-Time Tracking of the Human Body*, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 19(7), 533-557, 1997.
- [23] Moeslund, T., Granum, E., *A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture*, *Computer Vision and Image Understanding*, 81, 2001.

- [24] Wang, J., Singh, S., Video Analysis of Human Dynamics - A Survey, Real-time Imaging Journal 9(5), 320/345, 2003.
- [25] Gafaniz, A., Lopes, G., Pires, P., Análise Cinemática da Marcha, Instituto Superior Técnico, Lisboa, 2006.
- [26] Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking, USA, The Journal of Experimental Biology 205, 3717-3727, 2002
- [27] Doets, H.C., Vergouw, D., Veeger, H.E.J., Houdijk, H., Metabolic cost and mechanical work for the step-to-step transition in walking after successful total ankle arthroplasty, The Netherlands, Human Movement Science 28,pgs 786-797, 2009
- [28] Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D., Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking, Journal of Biomechanics 35, 117-124, 2002.
- [29] Silva, M.T., Pereira, A., Martins, J., Carvalho, M., Implementation of an efficient muscle fatigue model in the framework of multibody systems dynamics for analysis of human movements, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part K-Journal of Multi-Body Dynamics - 225 (4) 2011.
- [30] MIT PORTUGAL - A research platform involving Portuguese Universities and the Massachusetts Institute of Technology to promote the advancement of knowledge and the capacity to industry to access markets worldwide, pg 31-32, Volume 1, 2006-2011.

ANEXOS

Anexo 1

Parte A

Implementação desenvolvida em *Matlab* para filtragem e calibração dos sinais (FRS e MOM)

```
% Filtragem passa baixo 8Hz
% Construção do Filtro
```

```
h=fdesign.lowpass('N,F3db',4,8/500);
d1 = design(h,'butter');
```

% Filtragem da Coluna 1 - a primeira coluna que contem a força de reacção ao solo na direcção horizontal da perna esquerda.

```
% Coluna1
```

```
AMColuna1=AM2(1:end,1);
AM1filt=filtfilt(d1.sosMatrix,d1.ScaleValues,AMColuna1);
```

% Para filtrar usou-se a função `filtfilt` do Matlab com as características do filtro criado

```
--- || ---
```

```
%Calibração da linha
%Coluna1
```

```
A1=AMfilt(1:500,1);
media1=mean(A1);
AMfilt(1:end,1)=AMfilt(1:end,1)-media1;
```

Parte B

Implementação desenvolvida em *Matlab* para filtragem e calibração dos sinais (SEM)

```
% Filtragem passa banda 20 e 450HZ
% Construção do Filtro
Fs = 1e3;
HalfFs = Fs/2;
Wp = [20 450]/HalfFs; Ws = [15 465]/HalfFs;
Rp = 3; Rs = 10;
[n,Wn] = buttord(Wp,Ws,Rp,Rs);
[b,a] = butter(n,Wn);

% Filtragem da Coluna 13 - a primeira que contem o sinal eletomiográfico dum músculo
% Coluna13
AMColuna13=AM2(1:end,13);
AM13filt = filtfilt(b,a,AMColuna13);

% Para filtrar usou-se a função filtfilt do Matlab com as características do filtro criado
---|---

% Root mean square para colunas de 13 a 24
%Coluna13

Coluna13=AMfilt(1:end,13);
Coluna13filtrms=[];
Coluna13t=51:length(Coluna13)-50;
for Coluna13i=1:length(Coluna13t)
    Coluna13z=Coluna13(Coluna13t(Coluna13i)-100/2:Coluna13t(Coluna13i)+100/2-1);
    Coluna13filtrms=[Coluna13filtrms;rms(Coluna13z)];
end
AMfilt(1:length(Coluna13filtrms),13)=Coluna13filtrms;
```

Parte C- Exemplo do cálculo do RMS para o intervalo 1

```
%Intervalo1
pesocorporal=input('Introduza o peso corporal do individuo (em Newtons) \n');
[maximo maximo1]=max(AMfilt(1:end,2));
interval1=[];
for bora=maximo1:length(AMfilt(1:end,2))-1
    if AMfilt(bora,2)>=0 && AMfilt(bora+1,2)<0
        interval1=bora;
        break
    end
end
end
```

```

interval1final=[];
for bora2=interval1:length(AMfilt(:,9))
    if AMfilt(bora2:bora2+50,9)>=pesocorporal*0.07
        interval1final=bora2;
        break
    end
end
end
% RMS para a o intervalo MA-P
colunaMAP_RFrms=AMfilt(interval1:interval1final,19);
MAP_RF=rms(colunaMAP_RFrms);
colunaMAP_GMrms=AMfilt(interval1:interval1final,20);
MAP_GM=rms(colunaMAP_GMrms);
colunaMAP_TArms=AMfilt(interval1:interval1final,21);
MAP_TA=rms(colunaMAP_TArms);
colunaMAP_SOLrms=AMfilt(interval1:interval1final,22);
MAP_SOL=rms(colunaMAP_SOLrms);
colunaMAP_BFrms=AMfilt(interval1:interval1final,23);
MAP_BF=rms(colunaMAP_BFrms);
colunaMAP_VMrms=AMfilt(interval1:interval1final,24);
MAP_VM=rms(colunaMAP_VMrms);

%Output dos valores para o intervalo MA-P
fprintf('Os valores para MA-P (%f a %f) são: MAP_RF %f ; MAP_GM %f ; MAP_TA %f ;
MAP_SOL %f ; MAP_BF %f ; MAP_VM %f \n\n' ,interval1,interval1final,MAP_RF,
MAP_GM,MAP_TA,MAP_SOL,MAP_BF,MAP_VM);

```

Anexo 2

Implementação desenvolvida em *Matlab* para a criação da sequência de imagens

```
for figuras=1:numeroimagens
    figure(figuras);
    title('Movie');
    plot(x(:,figuras),y(:,figuras));
    set(gca, 'XLim', [0 320]);
    set(gca, 'YLim', [-240 0]);
    F(figuras)=getframe;
end
movie(F)
```