



FEUP

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

ANÁLISE DA MARCHA BASEADA EM CORRELAÇÃO MULTIFACTORIAL

Andreia Sofia Pinheiro de Sousa

Mestrado em Engenharia Biomédica

Julho de 2009



FEUP

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

ANÁLISE DA MARCHA BASEADA EM CORRELAÇÃO MULTIFACTORIAL

Andreia Sofia Pinheiro de Sousa

Licenciada em Fisioterapia pela Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto (2006)

Orientador:

Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares

Prof. Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado em Engenharia Biomédica

Julho de 2009

AGRADECIMENTOS

Ao Professor João Manuel Tavares, pela clareza dos esclarecimentos prestados, bases bibliográficas fornecidas, constante disponibilidade e ajuda.

Ao Professor Rubim Santos, pela aferição de ideias em termos protocolares e auxílio na recolha de dados.

À Dra Emília Mendes e restante equipa do Centro de Reabilitação Profissional de Gaia (CRPG), pelo apoio prestado em termos de recursos materiais e espaço físico, bem como pelo conhecimento partilhado.

À Professora Filipa Sousa, pelo apoio e conhecimentos transmitidos na fase experimental do trabalho para estudo da fase de duplo apoio.

Ao Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana (CEMAH), por possibilitar a recolha de dados em termos de espaço físico, equipamento e *software* de análise.

À Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Instituto Politécnico do Porto, e particularmente à área científica de Fisioterapia, por possibilitar a realização desta Dissertação

A todos aqueles, particularmente à minha irmã, que contribuíram de maneira incondicional, sobretudo na colaboração na revisão deste texto.

A todos, o meu muito obrigada.

ANDREIA SOFIA PINHEIRO DE SOUSA

RESUMO

O tema desta Dissertação enquadra-se particularmente no domínio da análise da marcha. A análise do movimento tem tido um desenvolvimento crescente; no entanto, a classificação de diferentes padrões de marcha como mais ou menos eficientes implica a conjugação de vários factores e a quantificação de múltiplas variáveis o que justifica a implementação de novos estudos nesta área. Um modelo mais recente, da marcha dinâmica, ajuda a explicar alguns aspectos não compreendidos pelos modelos de base atribuindo à necessidade de redirecção do centro de massa na fase de apoio bipodálico e ao suporte corporal na fase de apoio unipodálico a responsabilidade do dispêndio energético durante a marcha.

Tornou-se, deste modo relevante neste projecto a análise de factores cinéticos e electromiográficos nas fases de duplo apoio e apoio unipodálico.

A abordagem utilizada para o desenvolvimento desta Dissertação foi constituída pelas seguintes etapas principais: revisão dos mecanismos propostos para interpretar a marcha e dos meios que permitem a sua quantificação e realização de dois estudos observacionais analíticos transversais com uma amostra de indivíduos saudáveis, jovens e do género feminino. Na fase de apoio unipodálico, foi recolhida actividade electromiográfica do componente medial do músculo gástronémio (GM) durante a propulsão, e a magnitude da componente vertical da força de reacção do solo (F_z) do membro contralateral durante o ataque ao solo. Na fase de apoio unipodálico foi recolhida actividade electromiográfica dos músculos glúteo máximo (GMax), recto femoral (RF), bíceps femoral (BF) e GM e as forças de reacção do solo (FRS) durante a marcha realizada a três níveis de velocidade.

A análise dos resultados na fase de apoio bipodálica permite concluir que F_z prediz o grau de actividade muscular recrutada pelo membro contralateral na fase de duplo apoio. Os resultados obtidos em apoio unipodálico permitem concluir que: (1) a velocidade influencia o padrão de recrutamento muscular nas subfases de ataque ao solo, transição entre subfase media de apoio e propulsão e propulsão; (2) o grau de actividade de cada músculo presente em cada subfase de apoio varia em algumas subfases mas mantendo parte do padrão constante; (3) a velocidade influencia a duração da subfase de propulsão; (4) a magnitude das forças de reacção do solo varia com a velocidade no entanto, o padrão relativo da magnitude das forças de reacção do solo não varia com a velocidade; (5) a variação da magnitude das forças de reacção do solo com a velocidade não explica as variações ocorridas em termos de variações de grau de actividade muscular.

ABSTRACT

This MSc project explores the theme of gait analysis. Although this is an issue that has been widely developed and studied in the last few years, classifying the different gait patterns as more or less efficient requires considering several aspects and quantifying multiple variables, which accounts for the relevance of conducting further investigation into this subject. The most recent dynamic gait model explains some aspects not clarified by the first models, considering that the need to redirect the center of mass during double-leg stance and body support during single-leg stance are responsible for energy expenditure during gait.

Under these considerations, it becomes relevant in this project to analyse kinetic and electromyographical activity during these two phases.

The work plan for the study included the following stages: review of the mechanisms proposed to understand gait and the means which allow its quantification; and implementation of two transversal analytic observational studies on a group of healthy young female subjects. On double-leg stance, the electromyographical activity of the medial head of the gastrocnemius (MG) was collected during propulsion, and the magnitude of the contralateral member vertical ground reaction force component (F_z) was collected at heel strike. During single-leg stance, data collection focused on the electromyographical activity of muscles gluteus maximus (GMax), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF) and MG and also of ground reaction force (GRF) during gait on three different speed levels.

An analysis to results obtained during double-leg stance revealed that F_z predicts muscle activity recruited by the contralateral member during double-leg support. Single-leg stance results allow the following conclusions: (1) speed influences muscle recruitment patterns during heel strike, transition between mid-stance and propulsion and during propulsion; (2) the activity degree in each subphase undergoes some variation, although part of the pattern remains constant; (3) while there is a relation between the magnitude of ground reaction forces and speed, the relative pattern of ground reaction forces' magnitude does not change with speed; (4) the variation of ground reaction forces' magnitude with speed does not explain muscle activity variation.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	V
LISTA DE TABELAS	IX
LISTA DE SIGLAS	XI
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
1.1 Enquadramento	3
1.2 Objectivos principais	4
1.3 Metodologia adoptada	5
1.4 Estrutura organizativa	5
1.5 Contribuições principais	7
CAPÍTULO II – ANÁLISE DA MARCHA	9
2.1 Introdução	11
2.2 Fases do ciclo de marcha	11
2.3 Controlo motor da marcha	13
2.4 Requisitos energéticos	16
2.5 Energia mecânica	19
2.6 Análise biomecânica da marcha	21
2.7 Modelos explicativos da marcha	22
2.7.1 Pêndulo invertido	23
2.7.2 Teoria dos seis determinantes da marcha	24
2.7.3 Teoria dos seis determinantes versus teoria do pêndulo invertido	26
2.7.4 Marcha dinâmica	28
2.8 Análise da actividade muscular	33
2.8.1 Ataque ao solo	33
2.8.2 Pré-carga/Média de apoio-Propulsão	34

2.8.3 Propulsão	34
2.8.4 Fase oscilante	36
2.9 Análise das forças de reacção do solo	37
2.10 Velocidade da marcha	38
2.11 Factores influentes no estudo do padrão de marcha	40
2.11.1 Tapete rolante versus Solo	40
2.11.2 Influência da superfície e do calçado	40
2.11.3 Influência do género	41
2.12 Resumo	41
CAPÍTULO III – ANÁLISE DE MOVIMENTO: ABORDAGEM TÉCNICA	45
3.1 Introdução	47
3.2 Análise cinemática da marcha	48
3.2.1. Análise de imagem	48
3.2.1.1. Sistemas com marcadores	49
3.2.1.2. Sistemas sem marcadores	51
3.2.2. Sistemas de seguimento não visíveis	53
3.2.3 Métodos alternativos	53
3.3 Análise cinética	54
3.3.1 Medição das forças de reacção do solo e pressão plantar	54
3.3.2 Medição da actividade electromiográfica	56
3.3.2.1 Electromiografia	56
3.3.2.2 Características do sinal electromiográfico	57
3.3.2.3 Técnicas de recolha	57
3.3.2.4 Processamento do sinal electromiográfico	58
3.4 Resumo	60

CAPÍTULO IV – FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO E ACTIVIDADE ELECTROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GASTROCNÉMIO DURANTE A FASE DE DUPLO APOIO	63
--	-----------

4.1 Introdução	65
4.2 Amostra	66
4.3 Instrumentos	67
4.4 Procedimentos	67
4.4.1 Preparação	68
4.4.2 Recolha	68
4.5 Questões éticas	70
4.6 Estatística	70
4.7 Resultados	71
4.7.1 Avaliação da Fz e actividade electromiográfica do músculo MG nos membros esquerdo e direito	71
4.7.2 Avaliação da correlação existente entre a Fz e a actividade electromiográfica do MG nos membros esquerdo e direito	71
4.8 Discussão	72
4.9 Resumo	73

CAPÍTULO V – INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE NO PADRÃO DE RECRUTAMENTO E MAGNITUDE DE ACTIVIDADE MUSCULAR E FORÇAS DE REACÇÃO DO SOLO EM SUBFASES DE APOIO UNIPODÁLICO	75
--	-----------

5.1 Introdução	77
5.2 Amostra	79
5.3 Instrumentos	79
5.4 Procedimentos	80
5.4.1. Definição das velocidades individuais normais	81
5.4.2 Preparação dos indivíduos e colocação dos eléctrodos	81
5.4.3 Recolha	82

5.5 Questões éticas	84
5.6 Estatística	85
5.7 Resultados	85
5.7.1 Análise das diferenças entre as velocidades adoptadas	85
5.7.2 Análise do padrão de recrutamento dos músculos RF, BF, GMax e GM nas subfases de apoio unipodálico nas diferentes velocidades	86
5.7.3 Análise da influência da velocidade na actividade EMG dos músculos RF, BF, GMax e GM em cada subfase de apoio	90
5.7.4 Análise da influência da velocidade na duração cada subfase de apoio	94
5.7.5 Análise da influência da velocidade na magnitude das FRS em cada subfase de apoio	95
5.7.6 Análise da correlação existente entre a magnitude das FRS e do grau de actividade muscular recrutada	97
5.8 Discussão	99
5.9 Resumo	110
CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO	113
6.1 Considerações finais	113
6.2 Perspectivas futuras	115
BIBLIOGRAFIA	117

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Esquema representativo do ciclo de marcha	12
Figura 2.2: Taxa de consumo de O_2 em repouso, de pé, durante a marcha com velocidade não controlada (vnc) e em marcha rápida	20
Figura 2.3: Intersecção dos deslocamentos vertical e horizontal do centro de gravidade durante a marcha.....	21
Figura 2.4: Representação esquemática da marcha e corrida humana. Paradigma do pêndulo invertido.....	24
Figura 2.5: Efeito dos arcos do pé e rotação do joelho na suavização das inflexões abruptas nas intercepções dos arcos de translação do centro de gravidade	27
Figura 2.6: Influência dos vários determinantes da marcha no deslocamento do centro de gravidade	27
Figura 2.7: Duas teorias explicativas da marcha: (a) Os seis determinantes da marcha reduzem o deslocamento vertical e horizontal do centro de gravidade; (b) A teoria do pêndulo invertido postula que o membro em fase de apoio é mantido em extensão funcionando como um pêndulo invertido.....	27
Figura 2.8: Os princípios da marcha dinâmica representados em robôs: a fase de apoio unipodálico pode ser produzida por dinâmica passiva com os membros agindo como pêndulos como na teoria do pêndulo invertido. Uma característica da marcha dinâmica é que existe uma colisão entre o membro em fase oscilante e o solo, havendo dissipação de energia. A energia pode ser recuperada passivamente como na dinâmica passiva ou activamente através da propulsão	28
Figura 2.9: Diagrama esquemático do modelo do pêndulo invertido simples que não requer energia para o movimento do pêndulo mas sim para redireccionar o centro de massa entre os passos: (a) Durante a fase de apoio unipodálico o pêndulo rígido conserva a sua energia mecânica. As fases de apoio unipodálico são separadas por uma fase de duplo apoio. (b) Refere-se à transição passo a passo na qual a velocidade do centro de massa é redireccionada para um	

novo arco pendular. (c) Durante a fase de duplo apoio o membro posterior e anterior realizam trabalho positivo e negativo no centro de massa, respectivamente. Nesta fase os membros funcionam de forma não rígida. Um ângulo menor que 90° é sinal de trabalho positivo, um ângulo maior que 90° denota trabalho negativo. 30

Figura 2.10: Diagrama geométrico da redirecção da velocidade do centro de massa pelos membros posterior e anterior: o trabalho teórico realizado por cada membro é proporcional ao quadrado das forças integradas e normalizadas à massa, com trabalho positivo realizado pelo membro posterior e negativo pelo membro anterior. (a) Se a propulsão é igual à magnitude da colisão, a quantidade de trabalho positivo e negativo é minimizada e não é necessário trabalho durante a fase de apoio unipodálico. b) Se a colisão exceder a propulsão, o próximo passo inicia com uma velocidade menor. Para manter a mesma velocidade é realizado trabalho positivo adicional durante a fase de apoio ou executando marcha em plano inclinado. (c) Se a propulsão excede a colisão é necessário trabalho negativo adicional para desacelerar o pêndulo 32

Figura 2.11: Diagrama conceptual para a fase de apoio, dividida em quatro subfases: (a) Quantidade de trabalho realizado pelas articulações e centro de massa no plano sagital. (1) Durante a colisão o centro de massa desloca-se como resultado de trabalho negativo (TN) realizado activamente na tibiotársica e joelho, e passivamente através do corpo. (2) A fase em apoio ligeiramente antes da fase média de apoio com trabalho positivo (TP) realizado pelo joelho. (3) A pré-carga é caracterizada pelo trabalho negativo na tibiotársica possibilitando uma desaceleração do movimento pendular e armazenamento de energia elástica para a propulsão. (4) A propulsão é garantida pela articulação da anca com a energia elástica a desempenhar um importante papel. (b) Variação da taxa de trabalho instantâneo realizado nas articulações da anca, joelho e tibiotársica e centro de massa 36

Figura 2.12: Taxa de consumo de O_2 em função da velocidade em crianças, adolescentes e adultos 39

Figura 4.1: Imagem representativa da recolha de dados em apoio bipodálico 69

Figura 5.1: Imagem representativa da recolha de dados em apoio unipodálico 83

Figura 5.2: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo BF subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para actividade electromiográfica nas subfases de apoio 90

Figura 5.3: Influência da velocidade na actividade electromiográfica RF nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de <i>Friedman</i> para actividade electromiográfica nas subfases de apoio.....	90
Figura 5.4: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo GMax nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de <i>Friedman</i> para comparar a actividade do músculo GMax nas diferentes subfases de apoio.....	91
Figura 5.5: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo GM nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de <i>Friedman</i> para comparar a actividade do músculo GM nas diferentes subfases de apoio	91
Figura 5.6: Variação da duração das subfases de apoio unipodálico de acordo com a velocidade.....	95
Figura 5.7: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase de AS	96
Figura 5.8: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase AS-MA	96
Figura 5.9: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase MA-P	96
Figura 5.10: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase de P	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Fases e subfases do ciclo de marcha.....	12
Tabela 2.2: Parâmetros de tempo e espaço importantes para a análise da marcha	14
Tabela 2.3: Análise comparativa de variáveis do padrão de marcha em indivíduos do sexo masculino e feminino	41
Tabela 4.1: Registo da média, desvio padrão, máximo e mínimo da actividade electromiográfica e FRS dos membros direito e esquerdo	71
Tabela 4.2: Valores de prova (p) obtidos no teste de <i>Wilcoxon</i> para a actividade electromiográfica e Fz entre os membros esquerdo e direito	71
Tabela 4.3: Valores de correlação de <i>Spearman</i> encontrados para a actividade electromiográfica e Fz.....	71
Tabela 5.1: Valores médios da velocidade normal, baixa e alta com os valores de desvio padrão, máximos e mínimos	86
Tabela 5.2: Valores de p obtidos nas comparações entre as diferentes velocidades adoptadas no teste de Anova para medidas repetidas.....	86
Tabela 5.3: Valores médios e desvio padrão da actividade recrutada pelos músculos BF, RF, GM e GMax analisados em função da velocidade e subfase de apoio. Valores de p obtidos através do teste de <i>Friedman</i>	87
Tabela 5.4: Valores de p obtidos no teste de <i>Wilcoxon</i> na comparação entre os diferentes músculos em função da velocidade e subfase de apoio.....	88
Tabela 5.5: Valores de p obtidos após a aplicação do teste de <i>Friedman</i> para a actividade electromiográfica dos músculos BF, GM, GMax e RF nas diferentes velocidades e subfases de apoio	92
Tabela 5.6: Valores de p obtidos no teste de <i>Wilcoxon</i> para verificar entre que pares de velocidades ocorreram as diferenças verificadas no teste de <i>Friedman</i>	93
Tabela 5.7: Valores de p obtidos no teste de <i>Wilcoxon</i> para verificar entre que pares de subfases de apoio ocorreram as diferenças verificadas no teste de <i>Friedman</i>	94

Tabela 5.8: Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para comparar a influencia da velocidade da duração das subfases de apoio e valores de p obtidos no teste de Wilcoxon para verificar entre que pares de velocidades ocorreram diferenças.....95

Tabela 5.9: Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para analisar a influência da velocidade na FRS.....96

Tabela 5.10: Valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* para verificar em que velocidades ocorreram as diferenças na magnitude das FRS.....97

Tabela 5.11: Valores de p obtidos no teste de correlação de *Spearman* das componentes da FRS com a actividade dos músculos analisados nas diferentes subfases de apoio.....98

LISTA DE SIGLAS

CM – Centro de Massa;

MLD – *Moving Light Displays*;

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission Radiation*;

LEDs – *Light-Emitting Diodes*;

RMS – *Root Mean Square*;

EMG – Electromiografia;

sEMG – Sinal electromiográfico;

GPC – Gerador de Padrão Central;

O₂ – Oxigénio;

CO₂ – Dioxido de arbono;

VO₂ – Volume de oxigénio;

VCO₂ – Volume de dioxido de carbono;

VO₂max. – Volume de oxigénio máximo;

ATP – Adenosina Trifosfato;

TMB – Taxa Metabólica Basal;

FRS – Força de reacção do solo;

F_z – Componente vertical da força de reacção do solo;

F_x – Componente anteroposterior da força de reacção do solo;

F_y – Componente mediolateral da força de reacção do solo;

GM – Gastrocnémio medial;

GMax – Glúteo máximo;

FR – Recto femoral;

BF – Bicipete femoral

AS – Ataque ao solo

AS-MA – transição entre ataque ao solo e subfase média de apoio

MA-P – transição entre subfase média de apoio e propulsão

P - Propulsão

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 ENQUADRAMENTO

A análise da marcha é um objectivo partilhado por várias disciplinas. Por um lado, a Fisiologia e a Biomecânica interessam-se pelos mecanismos envolvidos em diferentes padrões de marcha e velocidades, o modo de funcionamento dos músculos, o trabalho realizado e o custo metabólico da locomoção. Por outro lado, em termos clínicos há um interesse cada vez maior na detecção, descrição e identificação de consequências de um padrão de marcha patológico. No entanto, esta multidisciplinaridade converge para um objectivo comum: compreender os mecanismos inerentes à marcha humana.

O movimento humano é controlado pelo sistema neuromuscular. No entanto, a marcha bípede, exemplo de um movimento básico, pode ser parcialmente compreendida como um mecanismo passivo. Efectivamente, têm sido sugeridos vários modelos teóricos para descrever os mecanismos inerentes a este movimento básico. Contudo, existe ainda considerável divergência de opiniões, bem como aspectos que permanecem por explicar. Embora a marcha seja descrita como um conjunto de movimentos cíclicos repetidos, a mesma é determinada por um conjunto multifactorial considerado determinante no padrão de marcha. De facto, o padrão de marcha resulta da interacção ou do processo de organização própria de sistemas neurais e mecânicos, entre os quais se incluem a dinâmica músculo-esquelética, a modulação pelos centros nervosos superiores e a modulação aferente. Quando se pretende fazer uma avaliação da marcha é importante englobar quatro áreas importantes: a cinemática, a cinética, o grau de actividade muscular e a eficiência. Efectivamente, uma das características da *performance* de acções motoras é a propensão para executar adequadamente uma dada tarefa com o mínimo dispêndio energético possível. Assim, os estudos que relacionam a biomecânica com o custo metabólico da marcha comparam a mecânica corporal e a energia metabólica verificando que a recuperação da energia mecânica na marcha é incompleta, havendo necessidade de actuação do sistema muscular de forma a compensar as perdas de energia ocorridas.

A literatura actual aponta para alguns conceitos que relacionam o controlo motor e o custo energético associado. A necessidade de redirecção da velocidade do centro de massa na fase de duplo apoio e a necessidade de suporte activo corporal constituem os factores recentemente mais associados ao dispêndio energético durante a marcha. No entanto, existem ainda interrogações acerca do modo como se estabelecem relações entre factores cinéticos, cinemáticos e electromiográficos nestas fases do ciclo de marcha.

1.2 OBJECTIVOS PRINCIPAIS

Procurou-se com esta Dissertação atingir os seguintes objectivos principais:

1. Fazer uma revisão do estado da arte sobre o fenómeno da marcha com vista a atingir os seguintes objectivos:
 - a) determinar aspectos biomecânicos do padrão de marcha;
 - b) explorar criticamente os mecanismos explicativos para a marcha em termos de conceitos-base, controversia e limitações;
 - c) estudar os aspectos determinantes no padrão de marcha com base nas teorias que explicam os aspectos biomecânicos.
2. Determinar quais os meios mais eficazes para quantificar aspectos cinéticos e cinemáticos da marcha, bem como aspectos a ter em conta nas medições, assim como principais vantagens e desvantagens dos meios disponíveis no mercado.
3. Estudar aspectos cinéticos e electromiográficos durante as fases de duplo apoio e apoio unipodálico no sentido de responder aos seguintes propósitos:
 - a) verificar a relação existente entre a componente vertical das forças de reacção do solo na fase de ataque ao solo e o grau de actividade muscular recrutada na propulsão durante a fase de duplo apoio;
 - d) determinar a influência da velocidade na fase de apoio unipodálico em termos de:
 - i. padrão de recrutamento muscular em cada subfase de apoio;
 - ii. grau de actividade recrutada por cada músculo em cada subfase de apoio;
 - iii. contribuição de cada músculo ao longo das diferentes subfases de apoio;
 - iv. magnitude das três componentes de força de reacção do solo;
 - v. distribuição do padrão da magnitude relativa da três componentes da força de reacção do solo;
 - vi. duração de cada subfase de apoio;
 - e) avaliar a relação existente entre a magnitude das três componentes da força de reacção do solo e a actividade muscular recrutada pelo mesmo membro na fase de apoio unipodálica.

1.3 METODOLOGIA ADOPTADA

Nesta Dissertação, com a intenção de responder de forma adequada aos objectivos anteriormente indicados, numa primeira fase (capítulos II e III), foi efectuada uma análise bibliográfica descritiva do estado da arte acerca dos mecanismos explicativos da marcha, bem como dos meios para quantificar as variáveis nela intervenientes.

Numa segunda fase (capítulo IV e V) foram realizados estudos quantitativos baseados numa tipologia observacional analítica transversal, tendo sido utilizada uma amostra de indivíduos saudáveis, jovens e do género feminino, definida por um conjunto adequado de critérios de exclusão. Nos dois estudos efectuados, procedeu-se à monitorização da actividade electromiográfica e forças de reacção do solo nas fases de apoio bipodálico e unipodálico.

1.4 ESTRUTURA ORGANIZATIVA

A informação exposta neste documento encontra-se dividida ao longo de seis capítulos. É de seguida apresentada de forma sucinta a informação presente nos restantes capítulos:

Capítulo II: Análise da marcha

De uma forma genérica, este capítulo está orientado no sentido de fazer uma análise em termos de controlo motor, mais direccionada para a componente biomecânica. No sentido de aceder a este conceito, é feita uma abordagem às principais variáveis a ter em conta na análise da marcha, bem como os modelos existentes e referenciados como explicativos para o fenómeno da marcha. Ao longo da apresentação dos vários modelos procurou-se fazer uma análise comparativa, com o objectivo de perceber de que modo os diferentes modelos se completam ou divergem, e até que ponto se afastam ou aproximam da realidade. São também apresentadas variáveis, não patológicas, que levam a alterações no padrão de marcha. O capítulo termina com um resumo onde são abordados os principais tópicos abordados no mesmo.

Capítulo III: Análise do movimento: Abordagem técnica

Neste capítulo são abordados aspectos essencialmente relacionados com os meios que permitem aceder aos dois tradicionais componentes da análise da marcha: factores cinéticos e factores cinemáticos.

Numa fase inicial é apresentada uma parte introdutória onde são expostas, de uma forma sucinta, as bases da biomecânica da marcha em termos operacionais. Após um breve reflexão sobre este aspecto, encontram-se descritos alguns meios actualmente existentes que permitem aceder, de forma válida e rigorosa, aos diferentes parâmetros enunciados. Nesta fase, procurou-se estabelecer uma análise comparativa entre os diferentes meios tecnológicos, de maneira a poder aferir uma escolha que permita uma maior eficiência, em função dos objectivos propostos, num trabalho de investigação. Embora neste projecto não seja efectuada análise de imagem, por ser um meio de aceder aos aspectos cinemáticos, foi também efectuada uma abordagem ao assunto.

O capítulo termina com um resumo onde são salientados os principais aspectos enunciados ao longo da exposição apresentada.

Capítulo IV: Força de reacção do solo e actividade electromiográfica do músculo gastrocnémio durante a fase de duplo apoio

Neste capítulo, destaca-se como objectivo principal analisar a correlação entre a actividade electromiográfica do músculo gastrocnémio e a componente vertical da força de reacção do solo do membro contralateral. São apresentados os aspectos metodológicos relativos à realização do estudo, amostra, instrumentação, procedimentos, questões éticas, estatística. Os principais resultados são analisados e apresentados em termos estatísticos. É apresentada uma análise crítica da metodologia adoptada bem como dos resultados obtidos à luz de estudos realizados sobre o tema.

Capítulo V: Influência da velocidade no padrão de recrutamento e magnitude de actividade muscular e forças de reacção do solo nas subfases de apoio unipodálico

Este capítulo tem como objectivo geral estudar a influência da velocidade da marcha no padrão de recrutamento muscular na fase de apoio unipodálico. Mais especificamente, procurou-se perceber de que forma a velocidade influencia o padrão de recrutamento muscular em cada subfase da fase de apoio e de que forma influencia a activação de cada músculo. Procurou-se também analisar quais os músculos mais influenciados pelas variações das forças de reacção do solo decorrentes da variação da velocidade. São apresentados os aspectos metodológicos relativos à realização do estudo, amostra, instrumentação, procedimentos, questões éticas, estatística. Os principais resultados são analisados e apresentados em termos estatísticos. Adicionalmente, é apresentada uma análise crítica dos resultados obtidos à luz de estudos realizados sobre o tema.

Capítulo VI: Conclusão

Neste capítulo são abordadas as principais conclusões do trabalho efectuada e finalmente são apresentadas sugestões para trabalhos futuros.

1.5 CONTRIBUIÇÕES PRINCIPAIS

Este documento apresenta uma análise exploratória e reflexiva acerca do estado da arte no que diz respeito ao fenómeno da marcha que permite, por um lado, aceder a este conceito multifactorial e que abrange interesses multidisciplinares e, por outro, perceber quais os aspectos ainda divergentes, bem como aqueles em que há ainda grande necessidade de mais informação e/ou evidência científica que pode ser de utilidade em trabalhos futuros.

Apresenta também uma análise crítica dos meios que permitem a monitorização da marcha através de alternativas para quantificação cinética e cinemática. Para cada meio são apresentadas as principais vantagens e desvantagens, bem como alternativas para superar as desvantagens indicadas.

Por outro lado, apresenta uma abordagem baseada num modelo quantitativo do tipo observacional analítico transversal realizado no sentido de perceber aspectos que são ainda alvo de interrogações acerca da marcha, analisando a actividade electromiográfica, bem como factores cinéticos nas duas fases referidas como responsáveis por dispêndio energético: fase de duplo apoio e fase de apoio unipodálico. A realização destes estudos permite também a criação de uma base de dados que possibilitará futuramente efectuar outro tipo de análise, comparação com outro software de análise ou mesmo comparação com outra amostra.

Em termos mais específicos, o estudo da relação existente entre a actividade electromiográfica recrutada durante a propulsão e a magnitude das forças de reacção do solo durante o ataque ao solo na fase de duplo apoio, traz como mais-valia a possibilidade de, em termos de reabilitação, proporcionar estratégias de modo a melhorar a eficiência da marcha em termos de dispêndio metabólico através do controlo da magnitude das forças de reacção do solo.

O estudo da influência da velocidade no padrão de recrutamento muscular, da actividade de cada músculo em cada subfase de apoio e da magnitude das forças de reacção do solo permite orientar, em termos de reabilitação, a melhor intervenção no sentido de adoptar a velocidade mais adequada para recrutamento de determinados grupos musculares. Por outro lado, o mesmo estudo permite prever em termos clínicos as consequências resultantes da diminuição de actividade de cada grupo muscular e quais as subfases de apoio mais afectadas.

CAPÍTULO II

ANÁLISE DA MARCHA

A análise da marcha implica a conjugação de vários factores e a quantificação de múltiplas variáveis.

No presente capítulo é apresentada uma análise, com base na evidência científica, dos mecanismos propostos para interpretar a marcha, de modo a permitir estabelecer e analisar a correlação entre múltiplos factores que caracterizam e influenciam adequadamente padrões cinéticos, cinemáticos e energéticos. Assim, são abordados aspectos relativos ao controlo motor, biomecânica da marcha e teorias explicativas da marcha, bem como factores influentes no estudo do padrão de marcha.

2.1 INTRODUÇÃO

Apesar de o objectivo primário da marcha ser a translação do corpo de um ponto para outro através de bipedismo, a sua análise requer a recolha de uma elevada quantidade de dados com o objectivo de seguir e analisar um ciclo completo de eventos, (Saunders, 1953).

Em termos de controlo motor verifica-se que a marcha pode ser analisada sob o ponto de vista neurossensorial e biomecânico. Embora surja a necessidade de explorar um pouco a abordagem neurossensorial, a informação encontra-se organizada no sentido de explorar o controlo motor da marcha do ponto de vista biomecânico. No entanto, quer se aborde o controlo motor do ponto de vista neurossensorial, quer do ponto de vista biomecânico, é unânime considerar que o padrão de marcha se encontra organizado no sentido de minimizar o dispêndio energético.

Ao longo do presente capítulo são abordados, numa fase inicial, aspectos gerais relativamente ao padrão de marcha. Após a abordagem de teorias existentes acerca do controlo motor, são apresentados aspectos energéticos e biomecânicos. Para isso, surgiu a necessidade de explorar as teorias normalmente aceites como modelos explicativos do padrão de marcha bem como algumas das variáveis descritas como responsáveis por alterações de determinadas variáveis que influenciam o padrão de marcha.

No final do capítulo é apresentada uma análise resumida da informação exposta.

2.2 FASES DO CICLO DE MARCHA

A marcha pode ser descrita como uma progressão translacional do corpo como um todo, produzida por movimentos rotatórios de segmentos corporais coordenados. A marcha normal é rítmica e é caracterizada pela alternância entre movimentos propulsivos e retropulsivos das extremidades inferiores, (Norkin, 1992).

As fases do ciclo de marcha incluem as actividades que ocorrem desde o ponto de contacto inicial de uma extremidade e o ponto em que a mesma extremidade contacta novamente o solo. Durante cada ciclo cada extremidade passa por duas fases, uma fase de apoio e uma fase oscilante, como pode ser verificado na Figura 2.1, (Norkin, 1992).

A fase de apoio inicia-se no instante em que uma extremidade contacta com o solo (*heel strike*) e continua enquanto o pé estiver em contacto com o mesmo. Esta fase corresponde a aproximadamente

60% do ciclo de marcha. A fase oscilante inicia quando o membro inferior descola do solo e termina antes do ataque ao solo do mesmo membro. Esta fase constitui cerca de 40% do ciclo de marcha, (Norkin, 1992). A fase de apoio pode também ser denominada de fase postural, onde 25% corresponde a uma postura dupla (apoio bipodálico) (Hoppenfeld, 1990). Em (Hoppenfeld, 1990), a fase oscilante é designada de fase de movimento.

2.2.1 Subdivisões

As fases de apoio e oscilante estão representadas na Figura 2.1. Na Tabela 2.1 encontram-se apresentadas as diferentes subfases do ciclo da marcha propostas em (Norkin, 1992).

Tabela 2.1: Fases e subfases do ciclo de marcha (adaptado de (Norkin, 1992)).

Fase de apoio	Fase oscilante
Ataque ao solo: instante no qual o pé (calcâneo) de uma extremidade contacta com o solo. Fase média de apoio: ponto no qual o peso corporal está directamente sobre a extremidade inferior de suporte, há um suporte unilateral de carga. Propulsão (<i>push off</i>): ponto em que o pé de referência descola do chão.	Aceleração: inicia quando o pé de referência deixa o solo e continua até ao ponto em que a extremidade oscilante está directamente debaixo do corpo. Fase média oscilante: ocorre quando a extremidade ipsilateral passa directamente por baixo do corpo. Desaceleração: ocorre após a fase média oscilante quando a tibia passa para além da direcção vertical e o joelho estende para o ataque ao solo.

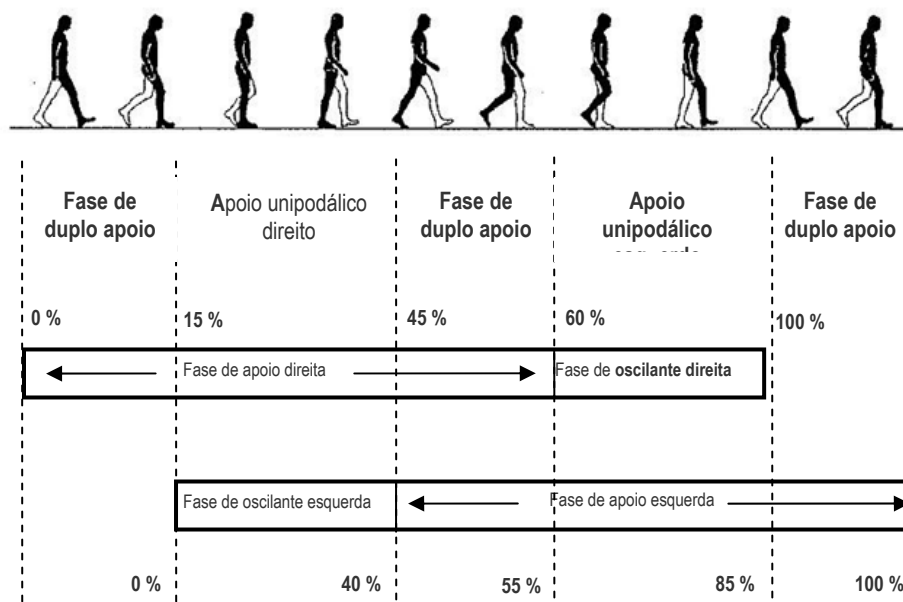


Figura 2.1: Esquema representativo do ciclo de marcha (adaptado de (Inman, 1981)).

2.2.2 Distância e variáveis de tempo

Os parâmetros de tempo e espaço são fundamentais na marcha. A medição das variáveis associadas, apresentadas na Tabela 2.2, promove uma descrição básica da marcha. Estas fornecem informação quantitativa que é afectada por factores como idade, género, peso, tamanho e forma dos componentes ósseos, distribuição da massa pelos componentes corporais, mobilidade articular, força muscular, hábitos e estado psicológico, (Norkin, 1992, Whittle, 2007).

2.3 CONTROLO MOTOR DA MARCHA

O controlo motor do movimento constitui um tópico complexo. No estado normal, a organização neural permite os tempos de activação muscular apropriados e uma activação coordenada entre os sistemas musculares na execução de uma infinita variedade de padrões de ajustes de adaptações posturais e sinergias de movimento de acordo com as necessidades.

O gerador de padrão central (GPC) é capaz de gerar padrões locomotores básicos e pode desencadear, parar e controlar a marcha. O *feedback* aferente adapta dinamicamente a resposta do GPC aos requisitos ambientais (Amstrong, 1986, Rossignol, 2006). O estudo das interacções sensoriomotoras dinâmicas durante a locomoção é de interesse para determinar como respostas reflexas podem levar a correcções na locomoção como resultados de perturbações e para revelar mecanismos básicos de integração sensoriomotora (Rossignol, 2006). Estes processos podem ser importantes em situações patológicas (Zehr, 1998). A nível supraespinal, foram identificadas regiões no mesencéfalo e telencéfalo que desempenham um importante papel na activação e no controlo do GPC, na manutenção do equilíbrio, na adaptação dos movimentos a condições externas e na coordenação da locomoção com outros actos motores (Brudzynski, 1985, Garcia-Rill, 1990, Grillner, 1985)

O *output* colectivo do sistema (características espaciais e temporais, cinemática e cinética) emerge ou auto-organiza-se através de uma interacção dinâmica de numerosas variáveis (antropométricas, inércia, propriedades tecidulares, entre outras) e factores ambientais (gravidade, superfície de apoio). Usando a terminologia deste sistema dinâmico, o comportamento do sistema pode ser descrito através de dois parâmetros: o parâmetro que reflecte o estado organizacional do sistema (*output* colectivo do sistema) e o controlo do parâmetro que conduz a reorganização do sistema (Segers, 2006).

Tabela 2.2: Parâmetros de tempo e espaço relevantes na análise de marcha.

Variáveis de tempo	Variáveis de distância
Tempo de apoio: - unipodálico: período em que apenas uma extremidade está apoiada no solo. Este valor aumenta com a idade e diminui com o aumento da velocidade da marcha. - bipodálico: período em que os dois membros se encontram em contacto com o solo. Tempo de oscilação: período correspondente à fase aérea	Comprimento do passo: é a distância linear entre dois pontos de contacto sucessivos de extremidades opostas. Existe uma relação proporcional entre a duração dos passos e a simetria na marcha.
Tempo do passo: quantidade de tempo decorrido num único passo. Tempo da passada: quantidade de tempo decorrido na distância linear entre dois eventos sucessivos que são realizados pelo mesmo membro.	Comprimento da passada: distância linear entre dois eventos sucessivos acompanhados pela mesma extremidade durante a marcha; normalmente utiliza-se a distância entre dois ataques ao solo sucessivos num determinado membro. Este parâmetro é afectado pelo comprimento da perna, altura, idade, género e outras variáveis.
Cadência: número de passos por unidade de tempo; pode ser expressa como o número de passos por segundo ou por minuto.	Largura da base de sustentação: distância linear entre o ponto médio do calcâneo de um membro inferior e o mesmo ponto no membro contra lateral.
Velocidade: deslocamento realizado por unidade de tempo.	Grau de descolamento dos dedos: ângulo formado pela colocação do pé; pode ser encontrado medindo o ângulo formado por cada linha de progressão do pé e a linha que intersecta o centro do calcâneo e o segundo dedo.

A criação de um modelo da marcha tem sido um objectivo para vários investigadores, levando a diferentes abordagens que podem ser divididas em motivações biomecânicas e modelos de entrada/saída (Mazzaro, 2005).

A primeira classe de modelos de comportamento motor foca-se num ciclo de controlo aberto, que planeia e executa o movimento ignorando o papel do *feedback* sensoriomotor. A segunda classe de modelos foca-se num ciclo de controlo fechado para prever e corrigir desvios da tarefa motora através de sensores de *feedback* activos (Mazzaro, 2005, Segers, 2006).

Adicionalmente ao que já foi referido, na abordagem de diferentes níveis motores devem ser tidos em consideração alguns aspectos para analisar uma tarefa motora; nomeadamente, a dimensionalidade, a redundância e a aparente existência de um infinito número de soluções. Este aspecto motivou estudos experimentais de controlo motor no sentido de encontrar invariantes motores na geração de movimentos biológicos. Consequentemente, muitas teorias de comandos motores são baseadas numa perspectiva de controlo motor óptimo: encontrar um desempenho natural óptimo, como o consumo energético, para prever a média corporal ou trajectória dos membros (Mazzaro, 2005, Segers, 2006).

A locomoção humana orientada para um objectivo tem sido principalmente investigada no sentido de procurar perceber a integração dinâmica de *inputs* sensoriais, facilitando a elaboração de comandos locomotores que determinam a posição corporal no espaço (Arechavaleta, 2008).

Durante a marcha humana, o deslocamento dos membros, corpo e cabeça, é coordenado no sentido de realizar uma determinada tarefa. Esta coordenação reduz a dimensão do espaço motor associado ao número de articulações corporais. Pode ser imaginada a possibilidade de o movimento de todo o corpo ser primariamente construído pela influência dos movimentos dos membros. A validade da hipótese de a locomoção ser direccionada a um objectivo e planeada como uma sucessão de passos tem sido recentemente discutida, por exemplo, em (Arechavaleta, 2008). Os autores do trabalho referido defendem que a locomoção orientada pode ser planeada como um todo na trajectória e não como uma sucessão de passos. Estas observações ignoram em parte o controlo motor biomecânico gerador de movimento.

A hipótese de existir uma hierarquia no controlo neural, no qual a coordenação global intersegmento é prescrita em termos de padrões de velocidade gerais invariantes, enquanto variáveis locais, relativas a músculos isolados e articulações, são definidas em função de tarefas específicas é proposta em (Borghese, 1996). Ainda segundo o mesmo trabalho, as leis de coordenação intersegmentos são definidas por ângulos de orientação de cada membro relativamente à direcção da gravidade e da progressão anterior. Esta hipótese é baseada nas seguintes considerações.

1. A marcha, segundo vários autores citados em (Borghese, 1996), deve ir ao encontro de requisitos de estabilidade postural e equilíbrio dinâmico. A posição do centro de massa, bem como a configuração geométrica dos membros, é controlada relativamente à direcção da gravidade em resposta a perturbações na postura estática em humanos e quadrúpedes.
2. A adaptação antecipatória a alterações de condições de suporte durante a marcha envolve sinergias coordenadas dos membros superiores, tronco, e movimento das extremidades inferiores, (Borghese, 1996).
3. A cabeça é normalmente estabilizada no espaço durante a postura e marcha e promove uma plataforma inercial para monitorizar a direcção da gravidade, (Borghese, 1996).

Alguns autores, citados em (Bianchi, 1998), mostraram a evidência da existência de leis coordenativas que diminuem os graus de liberdade. Em humanos, as redes neurais envolvidas no controlo dos movimentos rítmicos durante a locomoção origina padrões complexos e variáveis de actividade num largo número de músculos. No entanto, quando a marcha é vista de uma análise mais global (cinemática, cinética e energia) os padrões parecem, segundo (Borghese, 1996), mais simples e

consistentes. Por outro lado, segundo (Horak, 1996, McCollum, 1995), os sinais neurais controlam sinergias musculares flexíveis para uma coordenação intersegmento, levando a uma diminuição dos graus de liberdade no parâmetro espaço da mecânica da marcha.

Neste sentido, (Winter, 1991) mostra a existência de uma covariância cinética entre o binário da anca e joelho, de tal modo que a soma das suas variabilidades é menor que a variabilidade de cada articulação isolada. Por sua vez, (Borghese, 1996) defende uma lei de coordenação cinemática. As alterações temporais dos ângulos de elevação dos membros inferiores relativamente às direcções vertical e anterior não são independentes, covariam ao longo de um plano comum às fases de apoio e oscilante.

2.4 REQUISITOS ENERGÉTICOS

O principal objectivo da marcha é mover o corpo no espaço com o mínimo de dispêndio energético e estabilidade. O consumo de oxigénio de um indivíduo com uma velocidade de marcha de 4 a 5 km/h ronda os 100 mL por quilograma de massa corporal por minuto. A maior eficiência é atingida quando é requerido o mínimo de energia por unidade de distância (Norkin, 1992).

A optimização energética está supostamente ligada ao esforço. No entanto, se os receptores periféricos estão numa situação desconfortável podem promover um sinal no sentido de alterar o padrão de marcha, mesmo que esta alteração implique um aumento do custo energético. Neste caso, um factor local é escolhido em detrimento de poupança energética (factores centrais) (Segers, 2006).

Efectivamente, a marcha humana envolve o deslocamento do corpo no espaço com o mínimo dispêndio de energia mecânica e fisiológica. No entanto, embora o objectivo da marcha seja a progressão, o movimento dos membros é baseado na necessidade de manutenção de um deslocamento do centro de gravidade simétrico e de baixa amplitude da cabeça, membros e tronco, na direcção vertical e médio-lateral (Waters, 1999).

De seguida apresentam-se aspectos relacionados com requisitos energéticos:

a) Consumo de oxigénio

O consumo de oxigénio (O_2) é a quantidade de oxigénio utilizada nos processos metabólicos corporais num dado tempo e é expressa por litros por minuto em condições standardizadas de temperatura, pressão e vapor de água. Em repouso, o volume de O_2 (VO_2) é aproximadamente 0.3 L/min e pode chegar aos 3 a 5 L/min durante exercício aeróbio (Whipp, 1972).

Geralmente, em indivíduos normais são necessários cerca de 3 minutos para que seja atingido um valor constante num nível de trabalho constante se o exercício está abaixo do nível anaeróbio (Whipp, 1972).

À medida que o trabalho aumenta, a quantidade de VO_2 também aumenta. Se o indivíduo não tiver disfunções ou estiver limitado pela fadiga, o VO_2 continua a aumentar com um trabalho crescente até um valor constante. Nesta altura, se um aumento do trabalho não corresponder a um aumento do VO_2 , então foi atingido o volume de O_2 máximo ($VO_{2máx.}$). O pico de $VO_{2máx}$ ocorre na maioria das vezes em indivíduos com incapacidade (Whipp, 1972).

b) Fontes de energia

Após vários minutos de exercício submáximo, a taxa de consumo de O_2 atinge um nível suficiente para responder aos requisitos energéticos dos tecidos. O *output* cardíaco, frequência cardíaca, taxa respiratória e outros parâmetros fisiológicos atingem um patamar (*plateau*), mantendo-se uma condição de *steady-state*¹. A medição do consumo de O_2 a este nível reflecte o dispêndio energético durante a actividade (Waters, 1999).

c) Metabolismo aeróbio e anaeróbio

Durante o exercício existe uma interrelação entre as vias metabólicas aérobias e anaérobias que depende da intensidade do mesmo. Durante exercício baixo ou moderado o suprimento de O_2 às células e a capacidade do mecanismo de produção de energia aeróbia são usualmente suficientes para satisfazer os requisitos energéticos de adenosina trifosfato (ATP) e o exercício pode ser mantido por um longo período de tempo sem atingir a exaustão.

Durante exercícios mais intensos ocorrem processos aeróbios e anaeróbios. A via anaeróbia promove energia adicional imediata para solicitações de elevada intensidade e curta duração e é limitada pela tolerância do indivíduo à acumulação de ácido lácteo. O ponto de *onset*² do metabolismo anaeróbio é caracterizado por um aumento de lactato, uma descida do pH sanguíneo e um aumento na razão entre o dióxido de carbono (CO_2) expirado e o O_2 inspirado (Waters, 1999).

d) Unidades de energia

A unidade de energia em estudos metabólicos é a grama-caloria (cal) ou a quilograma-caloria (Kcal). Tendo em conta que não é possível fazer medições directas da produção de calor durante o

¹ Equilíbrio dinâmico.

² Ponto em que se inicia o metabolismo anaeróbio.

exercício, o consumo calórico é calculado indirectamente a partir do volume de consumo de O_2 e produção de CO_2 (Waters, 1999).

e) Marcha e unidades de trabalho e potência

Os termos potência e trabalho são utilizados para descrever o dispêndio energético. A taxa de consumo de O_2 expressa os mililitros de consumo de O_2 por quilograma de peso corporal por minuto (ml:kg/min). O trabalho fisiológico constitui a quantidade de energia necessária para realizar a tarefa. O trabalho fisiológico (custo de O_2) durante um nível de marcha é a quantidade de oxigénio consumida por quilograma de peso corporal por unidade de distância [ml:kg:m]. O custo de O_2 é determinado dividindo a potência (taxa de consumo de O_2) pela velocidade da marcha (Waters, 1999).

A taxa de consumo de O_2 está relacionada com o nível de esforço físico e o custo de oxigénio determina a energia total requerida para realizar a marcha. O custo de O_2 pode ser elevado por um aumento da taxa de O_2 ou por uma diminuição da velocidade da marcha com uma taxa de consumo de O_2 normal. No último caso, o indivíduo não irá sofrer qualquer *stress* físico ou fadiga (Waters, 1999).

f) Razão das trocas respiratórias

A razão entre as trocas respiratórias é a razão entre a produção de CO_2 relativamente ao consumo de O_2 sobre certas condições de exercício. Uma razão maior que 0.90 é indicativa de actividade anaeróbia; já uma razão maior que 1.00 é indicativa de exercício severo (Waters, 1999).

g) Capacidade aeróbia máxima

A capacidade aeróbia máxima ou volume de O_2 máximo (VO_{2max}) é a maior quantidade de consumo de O_2 que o indivíduo consegue efectuar durante uma determinada actividade. Geralmente, um indivíduo é capaz de atingir o seu VO_{2max} dentro de 2 a 3 minutos de trabalho extenuante. A idade influencia o VO_{2max} - até aproximadamente os 20 anos de idade o consumo máximo de oxigénio aumenta; a partir daí o consumo máximo diminui, primariamente devido a uma diminuição da frequência cardíaca máxima e do volume de ejeção sistólica, e também devido a um estilo de vida mais sedentário normalmente adoptado nesta faixa etária. Uma vez que o tamanho e composição corporal afectam a quantidade de consumo de oxigénio, este é dividido pelo peso corporal para permitir comparação inter-sujeito. Diferenças na composição corporal e quantidade de hemoglobina são factores que contribuem para diferenças no VO_{2max} entre géneros diferentes. Embora o VO_{2max} por quilograma de massa gorda livre não varie significativamente entre homens e mulheres, o VO_{2max} absoluto é 15 a 20% maior em indivíduos do sexo masculino do que no feminino, normalmente devido a uma maior concentração de hemoglobina no homem e maior quantidade de tecido adiposo na mulher.

A capacidade aeróbia também depende do tipo de exercício realizado. A necessidade de oxigénio está directamente relacionado com a massa muscular envolvida, pelo que o VO_2max durante exercícios de membro superior é inferior ao dos membros inferiores. No entanto, para uma dada carga, a frequência cardíaca e pressão sanguínea arterial são maiores em exercícios que envolvam os membros superiores em relação aos inferiores (Waters, 1999).

h) Metabolismo em repouso

A Taxa Metabólica Basal (TMB) constitui o nível mínimo de energia necessário para manter as funções vitais do organismo, Figura 2.2. A TMB é proporcional à área de superfície corporal, bem como à percentagem de massa corporal. Existe uma diferença de 5 a 10% entre indivíduos do sexo feminino e masculino. A TMB decresce aproximadamente 2% todas as décadas, coincidindo com alterações progressivas na composição corporal (Waters, 1999).

2.5 ENERGIA MECÂNICA

Os custos de energia mecânica envolvem trocas de energia entre segmentos corporais. Existem dois tipos de energia mecânica: cinética e potencial. A energia cinética tem componentes translacionais e rotacionais - a energia translacional refere-se à velocidade linear de um segmento no espaço; a energia rotacional refere-se à velocidade angular do segmento no espaço. A energia potencial resulta da multiplicação da massa pela sua altura. A quantidade de energia potencial que uma massa elevada possui é igual à quantidade de energia cinética necessária para elevar a massa contra gravidade. Na marcha humana a energia cinética é dispendida no sentido de elevar o centro de gravidade (Norkin, 1992).

Durante o ciclo de marcha ocorrem trocas entre energia cinética e potencial. Se a marcha é mecanicamente eficiente, a energia é conservada e é reduzida a energia adicional necessária para iniciar o movimento. No entanto, tendo em conta que as trocas energéticas ocorrem por segmentos, é necessário efectuar o cálculo segmento a segmento para aceder à eficiência mecânica da marcha de um indivíduo (Norkin, 1992).

Durante a marcha distinguem-se as seguintes forças externas: inércia, gravidade e força de reacção do solo (FRS). A inércia deriva dos segmentos inerciais do corpo, sendo proporcional à aceleração do segmento, mas tem direcção oposta. A força de gravidade age directamente no centro de gravidade no sentido inferior. A FRS representa a força exercida no pé pelo solo e é igual, em magnitude e direcção oposta, à força exercida pelo corpo no solo através do pé. As FRS podem actuar em vários

pontos do pé, sendo contudo o centro de pressão considerado o ponto no qual as forças actuam, como o centro de gravidade do corpo é designado como o ponto onde é aplicada a força de gravidade (Norkin, 1992).

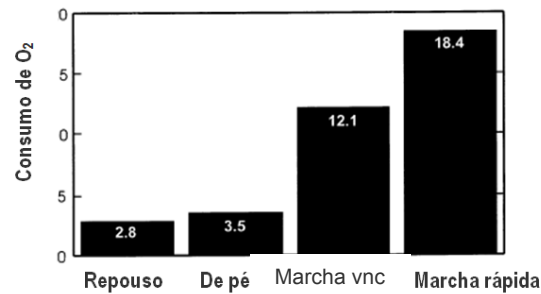


Figura 2.2: Taxa de consumo de O₂ em repouso, de pé, durante a marcha com velocidade não controlada (vnc) e em marcha rápida (*adaptado de (Waters, 1999)*).

O centro de pressão move-se segundo um padrão característico, variando com a ausência ou presença de calçado, bem como o seu tipo. Durante a marcha sem calçado o centro de pressão inicia no lado posterolateral do calcâneo no início de fase de apoio e move-se de uma forma aproximadamente linear para o mediopé, permanecendo lateralmente ao ponto médio, e movendo-se posteriormente para medial com grande concentração na cabeça do primeiro metatarso. O centro de pressão move-se no final da fase de apoio para o primeiro e segundo dedos (Norkin, 1992).

As forças internas são geradas primariamente por músculos. Os ligamentos, tendões, cápsulas articulares e componentes ósseos apoiam o músculo, resistindo, transmitindo e absorvendo forças (Norkin, 1992). Os músculos actuam no sentido de realizar trabalho a nível do centro de massa e suportar o peso corporal. Segundo (Griffin, 2003), o trabalho necessário para elevar o centro de gravidade (trabalho externo) e o trabalho necessário para promover a oscilação do membro relativamente ao centro de massa (trabalho interno) foram pouco estudados isoladamente.

A maior parte dos estudos que se debruçam sobre a energia mecânica durante a marcha usa uma das três técnicas: medição do *output* muscular, análise de alterações energéticas num número finito de segmentos durante movimentos relativamente ao solo, e análise das alterações energéticas do centro de massa relativamente ao solo e dos segmentos corporais relativamente ao centro de massa. Todos estes métodos levam ao valor da energia total do corpo; no entanto, o terceiro método tem várias vantagens que levam a uma abordagem directa da biomecânica e energia durante a marcha (Willems, 1995). Neste método a análise divide-se em duas partes: primeiro são analisados os movimentos do centro de massa relativamente ao ambiente circundante; para alterar o movimento do centro de gravidade, é necessária uma força externa, sendo realizado trabalho externo; na segunda parte da análise, são analisados os movimentos corporais relativamente ao centro de massa, que são em grande parte garantidos por forças

internas que realizam trabalho interno; para aceder ao trabalho externo são utilizadas plataformas de força (Willems, 1995).

2.6 ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA

Com o objectivo de aceder ao conceito simplificado do fenómeno de locomoção é conveniente considerar o comportamento do centro de gravidade durante o ciclo de movimento. Em adultos masculinos e femininos é estimado que o centro de gravidade se situe na linha média a uma distância do solo que corresponde a 55% da estatura. Tomando como referência a coluna vertebral, o centro de gravidade situa-se aproximadamente antes da segunda vértebra sagrada (S2) (Saunders, 1953).

A trajectória descrita pelo centro de massa no plano de progressão é uma curva sinusoidal. Através dessa curva, verifica-se que o centro de massa se desloca duas vezes na vertical durante um ciclo de movimento desde a posição de ataque ao solo do pé até o ataque ao solo subsequente do mesmo pé (passada). O centro de gravidade do corpo desloca-se também lateralmente no plano horizontal. Relativamente ao plano de progressão, o centro de gravidade descreve uma curva sinusoidal. A curva é ondulada, sem irregularidades e é similar, em forma, à verificada no deslocamento vertical (Gard, 2004, Norkin, 1992), Figura 2.3. A amplitude pico-a-pico é descrita como sendo de cerca de 4 a 5 cm para adultos, na velocidade livremente escolhida, segundo vários autores citados em (Gard, 2004). No mesmo trabalho são citados investigadores que usaram o deslocamento vertical do centro de massa para estimar as trocas de energia mecânica, a eficiência, o trabalho, e para descrever a simetria e servir de indicador da qualidade da marcha.

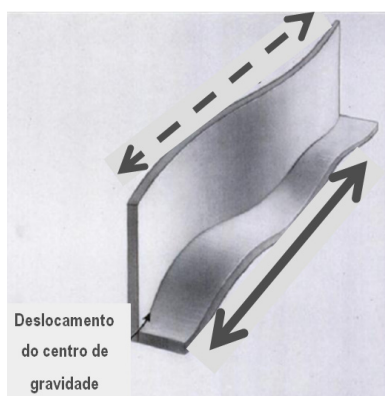


Figura 2.3: Intersecção dos deslocamentos vertical (seta de traço contínuo) e horizontal (seta a tracejado) do centro de gravidade durante a marcha (*adaptado de (Saunders, 1953)*).

Segundo (Gard, 2004), a captura de imagem usando um marcador a nível sacral (S2) permite uma aproximação do movimento vertical do centro de massa a velocidades baixas e livres durante a marcha.

No entanto, a análise segmentar corporal ou técnicas com uso de plataformas de força provavelmente promoverão uma melhor estimativa em velocidades de marcha rápidas ou em indivíduos com marcha patológica.

Quando os deslocamentos horizontais e verticais do centro de gravidade são combinados e projectados no plano coronal, são descritos como uma figura perfeita ou quadrado (Norkin, 1992, Saunders, 1953).

A primeira lei de *Newton* para o movimento postula que todos os corpos continuam o seu estado de repouso ou movimento uniforme a não ser que lhes seja imposta uma força. A translação do corpo com o menor dispêndio energético será a translação através de uma trajectória sinusoidal de pequena amplitude, na qual as deflexões são graduais. Tendo em conta que a força resulta do produto da massa pela aceleração em função do tempo, mudanças abruptas na direcção do movimento levam a elevado dispêndio energético. Durante a translação do centro de gravidade ao longo de uma trajectória sinusoidal de baixa amplitude existe conservação de energia (Saunders, 1953). Em (Kerrigan, 1995), é confirmado o papel da biomecânica normal da marcha na minimização do consumo energético. O deslocamento vertical da pélvis durante a marcha, quando controlado para o peso corporal, constitui um forte preditor para o consumo energético com marcha a diferentes velocidades.

A alteração do ciclo de marcha normal e as características de conservação de energia do tronco e movimento de membros resulta num aumento do dispêndio energético. No entanto, em resposta a alterações da marcha, o indivíduo irá adaptar-se, efectuando substituições compensatórias para minimizar o aumento energético adicional. A efectividade das compensações depende da severidade do distúrbio e do *fitness* cardiovascular e músculoesquelético do indivíduo (Waters, 1999).

2.7 MODELOS EXPLICATIVOS DA MARCHA

Como já referido anteriormente, a marcha humana resulta de uma complexa interacção de forças musculares, movimentos articulares e comandos motores neurais. Muitas das variáveis internas contribuintes da marcha têm sido medidas e quantificadas durante o último século. Estas incluem a actividade electromiográfica, o binário muscular, a FRS, movimento dos membros e custos energético-metabólicos. Este conjunto de dados requer uma interpretação e organização dos princípios fundamentais que elucidam os mecanismos da marcha. Durante várias décadas duas teorias dominaram o estudo da marcha: os **seis determinantes da marcha** e a **analogia a um pêndulo invertido**.

2.7.1 Teoria do pêndulo invertido

Segundo o modelo do pêndulo invertido, a marcha humana pode ser aproximada a um mecanismo semelhante a um pêndulo onde a energia cinética é convertida em energia potencial gravítica e vice-versa, conservando mais de 60 a 70% da energia mecânica necessária (paradigma do pêndulo invertido) (Cavagna, 1966).

A força mais importante que determina o pêndulo invertido é a gravidade ($F=mg$, onde m constitui a massa e g a constante gravitacional), a qual tem de ser pelo menos igual à força centrípeta ($=mv^2/L$, onde L corresponde ao comprimento da perna e v à velocidade horizontal). A razão entre as duas forças corresponde ao número *Froude* ($= v^2/gL$) apresentado por Alexander, 1989 e citado em (Komura, 2005).

Segundo este modelo, a maior parte do trabalho realizado durante a marcha não é realizado através de trabalho muscular activo mas por um mecanismo passivo de troca de energia cinética e potencial, uma vez que o centro de gravidade por acção de um pêndulo invertido oscila de acordo com o membro em fase de apoio, reduzindo o trabalho necessário para elevar e acelerar o centro de massa, Figura 2.4. De modo similar, o trabalho muscular necessário para oscilar o membro é reduzido devido a um mecanismo semelhante a um pêndulo, onde ocorrem trocas entre energia cinética e potencial à medida que o membro se desloca no sentido anterior (Griffin, 2003).

Fazendo uma análise biomecânica do deslocamento do centro de massa de acordo com este modelo verifica-se que no final da fase aérea, o centro de gravidade da cabeça, membros e tronco situa-se posteriormente ao membro mais anterior, durante a fase inicial de apoio, este começa a elevar-se sobre o membro, seguindo o ataque ao solo. A elevação do centro de gravidade é gerada pela energia cinética. À medida que o centro de gravidade atinge a elevação máxima vertical na fase média de apoio, a velocidade do centro de massa diminui à medida que a energia cinética é convertida em energia potencial na elevação do centro de gravidade. Esta energia potencial é reconvertida em energia cinética na fase final de apoio, quando o centro de gravidade passa sobre o pé, desce e a velocidade aumenta. Este processo possibilita a transferência de energia entre passos sucessivos, bem como a manutenção de um valor aproximadamente constante do nível de energia mecânica total (soma da energia cinética e potencial) (Waters, 1999).

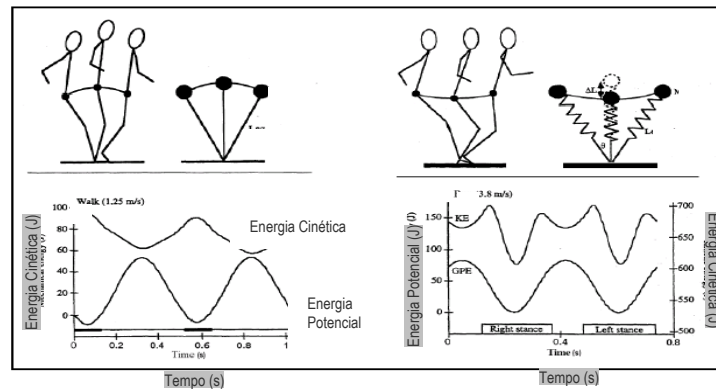


Figura 2.4: Representação esquemática da marcha e corrida humana. Paradigma do pêndulo invertido (*retirado de (Farley, 1998)*).

2.7.2 Teoria dos seis determinantes da marcha

Segundo esta teoria, a marcha é caracterizada pela existência de um conjunto de mecanismos que são considerados determinantes no padrão de marcha. Por exemplo, a rotação pélvica, a inclinação e a flexão do joelho na fase de apoio minimizam a absorção do choque e suavizam os pontos de inflexão do centro de gravidade e FRS vertical consequente, (Griffin, 2003, Norkin, 1992).

a) Rotação pélvica

Num nível de marcha normal, a cintura pélvica roda alternadamente para a direita e para a esquerda relativamente à linha de progressão. A magnitude desta rotação é de aproximadamente 8° (4° na fase oscilante e 4° na fase de apoio) (Norkin, 1992, Saunders, 1953). Dado que a cintura pélvica é uma estrutura rígida, esta rotação ocorre alternadamente em cada lado que passa por uma rotação interna relativa, para externa durante a fase de apoio unipodálico. A rotação pélvica baixa o arco de passagem do centro de gravidade através da elevação das extremidades do arco. Como consequência, os ângulos de inflexão na intersecção de arcos sucessivos são menos abruptos. Deste modo, o custo energético é menor. A perda de energia potencial é mais gradual e a força necessária para alterar a direcção do centro de gravidade no próximo arco é menor. A rotação angular da anca, em flexão e extensão, é reduzida e a energia necessária para a oscilação interna do membro é conservada (Saunders, 1953).

b) Deslocamento lateral da pélvis/ Inclinação da pélvis

Como já mencionado, o centro de gravidade desloca-se lateralmente sobre a extremidade em carga duas vezes durante um ciclo. O deslocamento é produzido pela inclinação lateral da pélvis ou pela adução relativa da mesma. Se as extremidades fossem paralelas a quantidade de deslocamento seria

metade do intervalo entre o eixo da anca, que é aproximadamente igual a 3 cm. O deslocamento lateral excessivo é corrigido pela existência do ângulo tibiofemural (ângulo Q), o que, juntamente com a adução relativa da anca, reduz o deslocamento para 1.75 cm, de maneira a aproximar o deslocamento vertical. Neste sentido, o desvio do centro de gravidade é, na maioria das vezes, simétrico nos planos horizontal e vertical. Os factores que permitem o armazenamento de energia e a sua recuperação envolvem o tempo necessário para contracção muscular no deslocamento dos segmentos móveis. À medida que o centro de gravidade se desloca ao longo da sua trajectória sinusoidal de baixa amplitude, a energia é dispendida durante a elevação e apenas uma parte da porção desta energia é recuperada na sua descida. O resultado é um dispendio energético contínuo (Norkin, 1992, Saunders, 1953, Waters, 1999).

c) Flexão do joelho na fase de apoio unipodálico

É característica da marcha na passagem do peso do corpo sobre a extremidade enquanto o joelho está em flexão. O membro em carga inicia a fase de apoio unipodálico através do ataque ao solo com o joelho em extensão completa, após o joelho começa a flexionar e continua até o pé estar apoiado no solo. A média da flexão é cerca de 15°. Imediatamente antes do período de carga completa médio o joelho, uma vez mais, passa para extensão o que é imediatamente seguido por flexão terminal do joelho. Este período de fase de apoio ocupa cerca de 40% do ciclo de marcha e é referido como o período de duplo bloqueio do joelho uma vez que o joelho é primariamente bloqueado em extensão, desbloqueado em flexão e bloqueado novamente em extensão seguido de uma flexão final (Saunders, 1953).

Estes três determinantes, rotação e inclinação pélvica e flexão do joelho agem no sentido de baixar o arco de translação do centro de massa. A rotação pélvica eleva a extremidades do arco, a inclinação pélvica e flexão do joelho deprimem o seu pico máximo (Norkin, 1992, Saunders, 1953).

d) Pé e joelho

Os resultados encontrados e reportados revelam que existe uma estreita relação entre deslocamentos angulares do pé e joelho. Podem mesmo ser estabelecidos dois arcos que se intersectam durante a fase de apoio unipodálico. O primeiro arco ocorre no contacto do calcâneo e é descrito pelo raio formado pelo calcâneo. O segundo arco é formado pela rotação do pé sobre o centro estabelecido no ante pé em associação com a propulsão. No contacto do calcâneo, o pé está em dorsiflexão e o joelho em extensão completa de modo que a extremidade esta no seu comprimento máximo e o centro de gravidade encontra o seu ponto mais baixo de deslocação ascendente. A flexão plantar rápida associada ao início da flexão do joelho mantém o centro de gravidade na sua progressão a um mesmo nível durante algum tempo, baixando e revertendo suavemente a curvatura no início do seu arco de translação. O término deste arco é similarmente achatado e suavemente invertido pela flexão do segundo joelho

associado à propulsão. O efeito da rotação do pé no deslocamento do joelho e o centro de massa são ilustrados na Figura 2.5. A obliteração das inflexões abruptas nos pontos de intercepção dos arcos do centro de gravidade reduz o custo energético (Norkin, 1992, Saunders, 1953), Figuras 2.5 e 2.6.

2.7.3 Teoria dos seis determinantes versus teoria do pêndulo invertido

A teoria dos seis determinantes da marcha defendida em (Saunders, 1953) propõe um conjunto de aspectos cinemáticos que ajudam a reduzir a deslocação do centro de massa corporal. É baseada na premissa de que os deslocamentos verticais e horizontais são energeticamente dispendiosos. Movimentos tais como a flexão do joelho durante a fase de apoio e as rotações da cintura pélvica são coordenados para reduzir a deslocação do centro de massa. Em contraste, a teoria do pêndulo invertido propõe que é energeticamente menos dispendioso se durante a fase aérea o membro se comportar como um pêndulo descrevendo um arco. A teoria do pêndulo invertido entra em conflito com a teoria dos seis determinantes da marcha, Figura 2.7, as duas teorias de marcha servem o princípio da redução do dispêndio energético, mais no sentido de oposição do que no sentido de complementaridade, (Doke, 2007).

A teoria dos seis determinantes da marcha tem sido largamente aceite; em (Kuo, 2005) são vários estudos que assentam nesta teoria. No entanto, a teoria carece de evidência experimental. Segundo (Kuo, 2007), estudos recentes revelam que existem determinantes (flexão do joelho, rotação da cintura pélvica sobre um eixo vertical) que possuem um papel menos significativo na redução do deslocamento vertical do centro de massa. O referido trabalho cita ainda outros estudos que revelam que existe um maior dispêndio metabólico quando os indivíduos reduzem de forma voluntária o deslocamento vertical do centro de massa, comparando com a marcha normal. Os determinantes são talvez melhor vistos como descrições cinemáticas de certos aspectos da marcha, cuja origem é sujeita a debate. Segundo (Cavagna, 1966), a energia cinética e potencial gravítica do centro de gravidade actua mais como seria esperado se o membro na fase unipodálico se comportar como um pêndulo invertido. Paralelamente, se o membro na fase aérea oscilar como um pêndulo, explica a fase oscilante, conforme (Mochon, 1980), mais uma vez citado em (Kuo, 2007). Contudo, as teorias do pêndulo apresentam também algumas controvérsias. Se o pêndulo oscila livremente, qual a razão do dispêndio energético na marcha? Por outro lado, não é tido em consideração o trabalho realizado pelos membros individualmente na fase de duplo apoio (Griffin, 2003), nem é explicada a existência de dois picos de FRS (Pandy, 1988).

Outra limitação tem a ver com o facto de não serem tidos em consideração os custos que são considerados como não responsáveis por trabalho, tal como a força isométrica para estabilização, o que pode contribuir para um aumento significativo dos custos metabólicos durante as fases de apoio e oscilante. Outra evidência também citada diz respeito à existência de estudos que sugerem que as acções musculares no membro em apoio realizam trabalho para redireccionar e restaurar a velocidade do centro de massa e gerar força para suportar o peso corporal dominam o custo metabólico da marcha (Kuo, 2005).

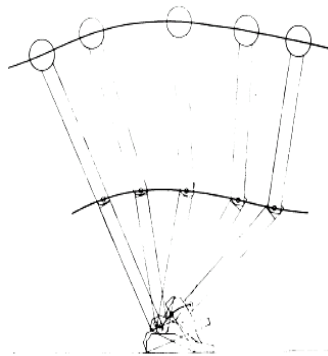


Figura 2.5: Efeito dos arcos do pé e rotação do joelho na suavização das inflexões abruptas nas intercepções dos arcos de translação do centro de gravidade (*retirado de (Saunders, 1953)*).

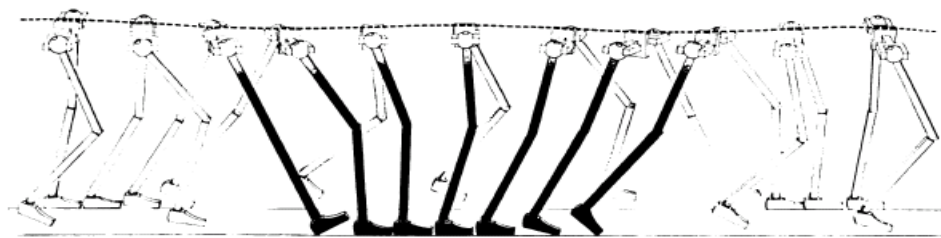


Figura 2.6: Influência dos vários determinantes da marcha no deslocamento do centro de gravidade (*retirado de (Saunders, 1953)*).

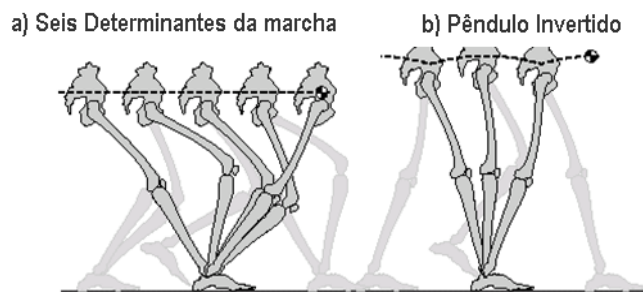


Figura 2.7: Duas teorias explicativas da marcha (adaptado de (Kuo, 2005)): (a) Os seis determinantes da marcha reduzem o deslocamento vertical e horizontal do centro de gravidade; (b) A teoria do pêndulo invertido postula que o membro em fase de apoio é mantido em extensão funcionando como um pêndulo invertido.

2.7.4 Marcha dinâmica

Os princípios da marcha dinâmica fornecem apenas uma abordagem simplificada para a mesma. O conceito de marcha dinâmica refere-se a um conjunto de sistemas nos quais a dinâmica passiva dos membros domina o movimento, com a mínima actuação no sentido de manter o comportamento periódico. A marcha dinâmica é uma extensão da teoria do pêndulo e oferece também uma potencial resolução para a controvérsia da teoria do pêndulo invertido sob a forma de colisões de dissipação de energia entre o membro e o solo, Figura 2.8. Estas colisões apresentam, elas próprias, a oportunidade para testar e, mais importante, distinguir novas formas de “ver e pensar” a marcha humana (Kuo, 2005, Kuo, 2007).

A energia metabólica é dispendida para trabalho muscular activo e também para produzir força mesmo quando não é realizado trabalho. Durante movimento constante é realizado trabalho positivo com uma eficiência (definida como o trabalho dividido pela energia dispendida) de 25%. O trabalho muscular negativo é realizado com uma eficiência de 120%, o que significa que a energia positiva tem de ser gasta (Kuo, 2005).

No entanto, as relações referidas não são necessariamente aplicadas às condições complexas de contracção verificadas durante a marcha, algum do trabalho positivo e negativo pode ser realizado passivamente através de séries de elementos elásticos mais do que através de elementos contrácteis activos (Kuo, 2005). A força muscular é também produzida para períodos relativamente curtos e uma energia substancial pode ser dispendida para o ciclo de activação muscular bem como a produção de força (Doke, 2007).

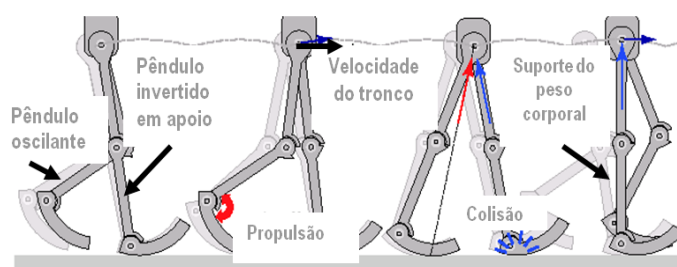


Figura 2.8: Os princípios da marcha dinâmica representados em robôs (*adaptado de (Doke, 2007)*): A fase de apoio unipodálico pode ser produzida por dinâmica passiva com os membros agindo como pêndulos como na teoria do pêndulo invertido. Uma característica da marcha dinâmica é que existe uma colisão entre o membro em fase oscilante e o solo, havendo dissipação de energia. A energia pode ser recuperada passivamente como na dinâmica passiva num plano inclinado ou activamente através da propulsão.

A marcha é, por si, só auto-resistida, com a realização de trabalho positivo no sentido de compensar o trabalho negativo efectuado durante o mesmo ciclo. De uma perspectiva energética, é

certamente desejável minimizar o trabalho negativo, uma vez que isto iria minimizar o trabalho positivo até ao ponto de não requerer trabalho (Kuo, 2005).

A teoria do pêndulo invertido continua a parecer válida como um modelo da marcha. As observações realizadas concordam que o membro em apoio unipodálico se mantém em extensão e que as trocas de energia potencial e cinética durante este período vão ao encontro do que seria esperado num pêndulo invertido passivo. No entanto, o mesmo modelo deve ser considerado incompleto, uma vez que oferece uma estratégia para reduzir o dispêndio energético para zero.

A marcha dinâmica ajuda a solucionar o conflito entre as duas teorias mais defendidas. A trajectória do centro de massa referida pela teoria dos seis determinantes da marcha requer trabalho positivo e negativo substancial realizado pelos dois membros no centro de massa e uma larga magnitude de binário do joelho para suportar o peso corporal. A vantagem da marcha como um pêndulo invertido é que o centro de gravidade pode ser transportado durante o passo com baixo trabalho ou binário. No entanto, a consequência deste tipo de marcha é a necessidade de fazer a transição entre passos. A marcha dinâmica inclui transição passo-a-passo num ciclo de marcha periódico e completo, cujo movimento é gerado predominantemente por dinâmica passiva dos membros.

Os membros mais anterior e posterior devem realizar trabalho negativo e positivo, respectivamente, no centro de massa, no sentido de redireccionar a velocidade entre os passos. Esta é uma forma de contracção entre os membros que deve ser idealmente mantida curta em duração e distância. O trabalho realizado na transição entre os passos é menor do que aquele realizado para baixar o centro de massa e prediz um maior componente do custo metabólico da marcha. Tal como a analogia a um pêndulo invertido explica como o apoio unipodálico pode ser realizado com pouco trabalho mecânico, uma nova analogia ajuda a explicar como o centro de gravidade requer redirecção e como o trabalho deve ser realizado. O custo de redirecção pode ser reduzido aumentando activamente a velocidade dos membros relativamente ao corpo (Kuo, 2005, Kuo, 2007).

Modelo de pêndulo entre passos

O comportamento rígido do pêndulo invertido durante a fase de suporte irá promover conservação de energia, não sendo necessário trabalho para mover o centro de massa, podendo o membro ser mantido em extensão com força muscular mínima. No entanto, a transição entre passos envolve a redirecção da velocidade do centro de massa e simultâneo trabalho positivo e negativo pelos dois membros. No final de um passo, o centro de massa move-se para a frente, mas com uma componente de velocidade de sentido inferior descrito pelo arco de pêndulo. No início do próximo passo, o centro de gravidade tem de ser redireccionado para se mover para cima para seguir o arco prescrito para o membro

seguinte. Para manter uma velocidade constante da marcha, a magnitude da velocidade do centro de massa deve ser a mesma no início e no fim da fase de suporte, Figura 2.9. A alteração da velocidade do centro de massa requer força, produzida separadamente pelo membro mais posterior e anterior e direccionada ao longo de cada membro. O membro posterior irá realizar trabalho positivo no centro de massa. A taxa de trabalho é igual ao produto da força e velocidade (produto vectorial) e a força do membro posterior irá ser direccionada para um ângulo agudo com o centro de massa mantendo um produto positivo. A força do membro anterior irá ser direccionada para um ângulo obtuso, mantendo um produto negativo (Kuo, 2007).

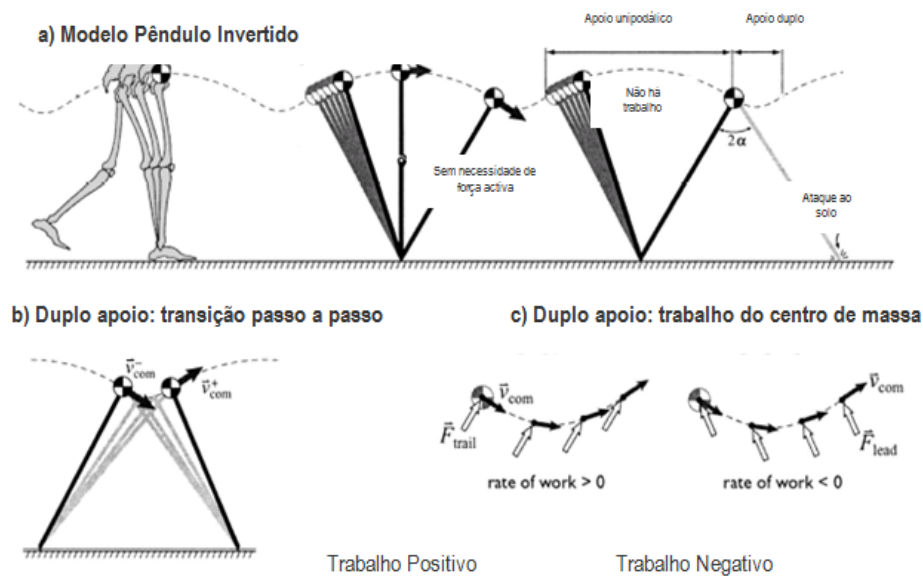


Figura 2.9: Diagrama esquemático do modelo do pêndulo invertido simples que não requer energia para o movimento do pêndulo mas sim para redireccionar o centro de massa entre os passos (*adaptado de (Doke, 2007)*): (a) Durante a fase de apoio unipodálico o pêndulo rígido conserva a sua energia mecânica. As fases de apoio unipodálico são separadas por uma fase de duplo apoio. (b) Refere-se à transição passo a passo na qual a velocidade do centro de massa é redireccionada para um novo arco pendular. (c) Durante a fase de duplo apoio o membro posterior e anterior realizam trabalho positivo e negativo no centro de gravidade, respectivamente. Nesta fase os membros funcionam de forma não rígida. Um Ângulo menor que 90° é sinal de trabalho positivo, um ângulo maior que 90° denota trabalho negativo.

Para manter uma velocidade constante é necessário trabalho positivo para substituir a perda de energia devida ao trabalho negativo. O trabalho positivo pode ser realizado em qualquer altura durante o passo. No entanto, um modelo simples prevê que seja mais vantajoso que a perna anterior realize trabalho negativo ao mesmo tempo que o membro posterior realiza trabalho positivo. Se o trabalho positivo é realizado predominantemente antes da fase de duplo apoio, maior quantidade de energia será necessária para redireccionar a velocidade do centro de massa. Como consequência, é necessário mais trabalho positivo para manter a mesma velocidade (Donelan, 2002b). Segundo (Kuo, 2005) durante a fase

de duplo apoio a aceleração é a taxa de variação da velocidade do centro de massa ($\vec{v}_{cm}$) ou pela lei de Newton:

$$\vec{v}_{cm} = \frac{1}{M}(\vec{F}_{ant} + \vec{F}_{post}) + \vec{g}$$

onde $\vec{F}_{ant}$ e $\vec{F}_{post}$ são as FRS dos membros anterior e posterior, M a massa corporal, $\vec{g}$ a aceleração gravitacional.

O trabalho realizado pelos membros contribui para a energia cinética. A curta duração causa deslocamento durante a fase de duplo apoio de aproximadamente zero. A energia cinética antes e após cada impulso é proporcional ao quadrado da magnitude de v_{cm} a cada instante e o trabalho realizado em cada impulso à transformação em energia cinética que produz. Cada trabalho do membro é proporcional à diferença do quadrado da velocidade (Kuo, 2007). Assim tem-se:

$$\vec{v}_{cm}^+ - \vec{v}_{cm}^-$$

$$\frac{1}{M} \int \vec{F}_{ant} dt + \frac{1}{M} \int \vec{F}_{post} dt + \int \vec{g} dt$$

$$= \frac{\vec{F}_{ant} + \vec{F}_{post}}{M} \int \vec{g} dt$$

$$W_{post} = \frac{1}{2} M (v_{cm} \tan \alpha)^2$$

$$W_{ant} = - \frac{1}{2} M (v_{cm} \tan \alpha)^2$$

onde v_{cm} constitui a velocidade escalar (dos membros que realizam trabalho positivo e negativo), e α metade do ângulo entre os membros (Kuo, 2005). A acção do membro anterior pode ser designada por colisão, com a força direccionada ao longo do membro realizando trabalho negativo. É realizado trabalho positivo igual na fase de propulsão do membro posterior, antecipando a necessidade de restaurar a perda energética na colisão subsequente. A transição passo-a-passo é óptima quando as fases de propulsão e colisão são de igual magnitude e realizadas com curta duração. É teoricamente mais dispendioso se os membros não realizarem igual quantidade de trabalho durante a fase de duplo apoio, uma vez que é necessário trabalho adicional para manter a velocidade constante. Por exemplo, se a colisão for maior que a propulsão, o pêndulo invertido irá iniciar o próximo passo de modo mais lento que o anterior, sendo necessário trabalho positivo durante a fase de apoio unipodálico para fazer a diferença, Figura 2.10. Este trabalho pode ser realizado pela gravidade em declive ou por binários activos da tibiotársica. Em

contraste, uma propulsão que exceda a colisão irá causar uma energia adicional ao pêndulo. É vantajoso não realizar trabalho positivo e minimizar o tempo e deslocamento da transição passo-a-passo (Kuo, 2007).

Os modelos de colisão dinâmica podem ser escalados para uma variedade de massas e escalas de comprimento. Os joelhos possuem pouco efeito na transição entre passos embora esse efeito seja útil para aumentar a distância ao solo e para a fase de oscilação. O rolamento do pé leva a uma translação do centro de massa durante a fase de apoio unipodálico. A inclusão da dinâmica do plano frontal com a antropometria da pélvis causa um trabalho de transição entre passos dependente da largura do passo (Kuo, 2007). O modelo simples de (Kuo, 1999) prevê que os custos da colisão aumentam com o quadrado da largura do passo. No entanto, este constitui apenas uma pequena parte do custo metabólico da marcha normal, uma vez que os humanos realizam marcha com uma largura do passo relativamente pequena. Os custos de transição associados ao comprimento do passo compreendem uma fracção maior do custo metabólico da marcha normal. Os modelos consideram dois componentes importantes para o custo da marcha: o custo associado ao comprimento do passo e o custo associado ao aumento da frequência do passo devido ao movimento dos membros relativamente ao corpo (Kuo, 2001).

Prevê-se que a taxa de trabalho para a transição entre passos aumenta com a quarta potência do comprimento do passo. O aumento da velocidade é acompanhado pelo aumento proporcional do comprimento do passo. O custo metabólico do movimento dos membros depende mais fortemente da frequência do passo (Kuo, 2001).

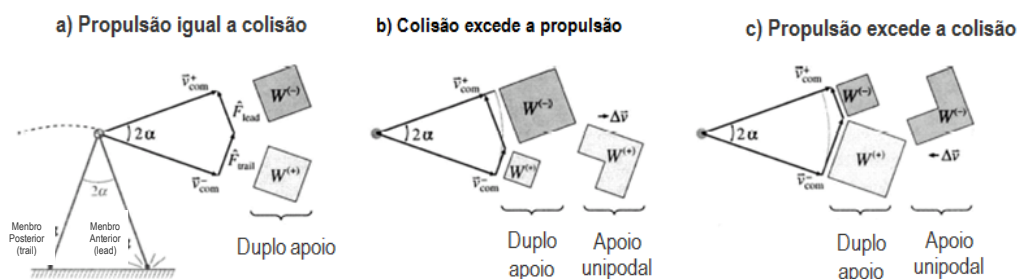


Figura 2.10: Diagrama geométrico da redirecção da velocidade do centro de massa pelos membros posterior e anterior (adaptado de (Kuo, 2007)): O trabalho teórico realizado por cada membro é proporcional ao quadrado das forças integradas e normalizadas à massa com trabalho positivo realizado pelo membro posterior e negativo pelo membro anterior. (a) Se a propulsão é igual à magnitude da colisão, a quantidade de trabalho positivo e negativo é minimizada e não é necessário trabalho durante a fase de apoio unipodálico. b) Se a colisão exceder a propulsão o próximo passo inicia com uma velocidade menor. Para manter a mesma velocidade é realizado trabalho positivo adicional durante a fase de apoio ou executando marcha em plano inclinado. (c) Se a propulsão excede a colisão é necessário trabalho negativo adicional para desacelerar o pêndulo.

O trabalho positivo realizado pelos músculos deriva de energia metabólica e mecânica armazenada nos componentes elásticos durante a fase precedente de trabalho negativo. A máxima eficiência da

transformação de energia química é de cerca de 0 (zero) a 25. A eficiência global do trabalho positivo realizado durante o exercício expresso pela razão trabalho positivo realizado pelos músculos/energia química usada pelos músculos, dá uma indicação da importância relativa dos componentes contrácteis *versus* componentes elásticos. De facto, um valor entre 0 (zero) a 25 deve indicar que parte do trabalho positivo é realizada por elementos elásticos estirados por uma força externa durante a fase precedente de trabalho negativo. A contribuição da energia elástica é maior na corrida do que na marcha, aspecto que está de acordo com os mecanismos rígido *versus* capacidade de adaptação destes dois exercícios (Cavagna, 1977).

2.8 ANÁLISE DA ACTIVIDADE MUSCULAR DURANTE O CICLO DE MARCHA

O tipo de actividade muscular exigida depende da natureza do momento articular na extremidade em apoio e a direcção do movimento desejado. Se o momento do vector da força de reacção do solo tende a causar movimento numa determinada direcção, o músculo age para controlar ou restringir (contração excêntrica) (Norkin, 1992).

Recolhas de electromiografia (EMG) indicam que os músculos dos membros são primariamente activos na fase de apoio. Relativamente à fase que requer maior actividade muscular existe ainda alguma divergência de opiniões. Os momentos da anca, joelho e tibiotársica são mais pequenos durante a fase de oscilação relativamente à fase de apoio, sugerindo que as forças musculares são maiores na fase de apoio. Em (Winter, 1991), é referido que alguns investigadores apontam que a fase oscilante constitui a que requer maior energia na marcha.

2.8.1 Fase de ataque ao solo

Esta fase é caracterizada por trabalho positivo que pode ser atribuído à extensão do joelho. O quadríceps actua positivamente durante esta fase. No entanto, as condições de carga e tempo admitem a possibilidade de alguma recuperação elástica do joelho para um grau desconhecido, podendo ser a recuperação elástica do joelho considerada como consequência directa da colisão. A quantidade de extensão depende da quantidade de flexão que ocorre durante a colisão. Isto pode explicar a razão entre o trabalho de recuperação elástica e a taxa de trabalho de colisão. A extensão completa do joelho minimiza a força necessária para suportar o peso corporal na fase média, mas a manutenção deste estado requer trabalho. O dispêndio metabólico é minimizado com a extensão completa do joelho na fase

média (Kuo, 2007). No entanto, nem todo o trabalho ocorre no joelho, podendo algum trabalho ser atribuído à anca (Kuo, 2007). A uma cadência de 105 a 112 passos por minuto, ocorre trabalho positivo dos extensores da anca, que contraem concentricamente entre o ataque ao solo e o apoio do pé no solo.

Os extensores do joelho realizam trabalho negativo (absorção de energia), actuando excentricamente para controlar a flexão do joelho no mesmo período. É também realizado trabalho negativo pelos flexores plantares quando a tibia roda sobre o pé durante o período de apoio que vai desde o apoio do pé no solo à fase média de apoio (Norkin, 1992).

2.8.2 Fase de pré-carga/Média de apoio-Propulsão

Após a fase média, a pré-carga é caracterizada por trabalho negativo do centro de massa, que pode ser atribuído a articulação do tornozelo. Um trabalho substancial é realizado ao nível do tendão de Aquiles, podendo o músculo gastrocnemeo actuar isometricamente ou realizar inclusivamente trabalho positivo. O armazenamento de energia elástica promove três vantagens: 1) permite que o trabalho para propulsão seja de longa duração, incluindo a pré-carga; 2) permite que energia de propulsão seja derivada não só dos músculos do tornozelo, mas também do movimento do pêndulo invertido; 3) a distribuição espacial e temporal do trabalho de propulsão permite ao músculo realizar a uma eficiência ótima, evitando a necessidade de reproduzir forças elevadas para curtas durações a baixa eficiência, reduzindo ainda a velocidade do centro de massa, para que seja perdida menos energia durante a colisão. A pré-carga pode, em última instância, permitir o trabalho positivo gerado pela anca sobre a passada e contribuir para a fase de propulsão. Estes mecanismos podem explicar a razão do trabalho de pré-carga aumentar com o trabalho de propulsão (Kuo, 2007). O trabalho positivo dos extensores do joelho ocorre durante este período para estender o joelho após a fase de apoio do pé (Norkin, 1992). Durante a fase média de apoio, o joelho faz extensão cerca de 15° no final da fase de carga e 5° no final da fase média de apoio. Existe um momento de flexão no joelho, que constitui um movimento indesejado, sendo pois necessária uma contracção concêntrica dos extensores do joelho para opor o momento de flexão e produzir extensão (Norkin, 1992).

2.8.3 Fase de propulsão

O trabalho positivo durante a fase de propulsão é atribuído à tibiotársica. O joelho e a anca efectuem pouco trabalho neste intervalo, enquanto o membro em apoio realiza o maior *burst* de trabalho positivo na passada. Algum deste trabalho pode resultar de acumulação de energia elástica no tendão. Mas mesmo que o tendão realize a maior parte da propulsão, existem razões que explicam a razão de os

músculos realizarem trabalho activo. Em primeiro lugar, a perda de energia na colisão não pode ser gerada pelo músculo e apenas uma fracção é armazenada e utilizada elasticamente. Em segundo lugar, a proporção entre o trabalho e a energia metabólica na transição entre passos indica que a propulsão é activa (Doke, 2007). A Figura 2.11 apresenta uma representação esquemática das diferentes subfases da fase de apoio.

A geração de energia na fase de propulsão pelos flexores plantares corresponde ao maior trabalho realizado no ciclo de marcha e é responsável pela aceleração vertical e horizontal anterior. Simultaneamente à contracção dos flexores plantares (durante 40 a 60% do ciclo de marcha), no final da fase de apoio o joelho flexiona sobre o controlo da acção excêntrica do músculo quadrícipete. Durante a fase terminal da fase de apoio (50% do passo), os flexores da anca iniciam a contracção concêntrica (Winter, 1991).

O trabalho positivo dos flexores plantares e flexores da anca na última parte da fase de apoio e no início da fase oscilante aumentam o nível de energia do corpo. Na fase média oscilante a energia potencial do corpo está no seu pico máximo. Por outro lado, na última fase da fase oscilante é realizado trabalho negativo pelos extensores da anca, uma vez que estes contraem excentricamente para desacelerar a perna e para preparar para o contacto inicial. Neste momento existe um decréscimo da energia total do corpo (Norkin, 1992).

Fazendo uma análise no plano frontal, verifica-se que durante a fase de apoio a actividade muscular é essencial, uma vez que as articulações estão em posição de congruência articular mínima (*loose packed position*). A estabilização pélvica na anca é promovida pela actividade dos músculos glúteo médio e mínimo e tensor da fascia lata. A rápida transferência de carga mediolateral requer um suporte dinâmico do valgo do joelho pelo vasto medial, semitendinoso e gracilis, prevenindo um aumento do vagus fisiológico do joelho. Na tibiotársica e pé, o peso corporal é transferido do calcâneo, passando pelo bordo lateral do pé durante a fase de carga. No final da fase de apoio os cinco metatarsos estão em carga; subsquentemente, o peso é transferido da cabeça dos cinco metatarsos para o hálux, na fase de pré-oscilação. A pronação da articulação subtalar é iniciada na fase de ataque ao solo, como resultado de ser exercida carga no calcâneo, lateralmente ao eixo de movimento. A pronação subtalar continua durante os primeiros 25% da fase de apoio, como resposta à aceitação de peso. A pronação permite uma maior adaptação do pé à superfície de apoio. O músculo tibial anterior é o único inversor activo durante o ataque ao solo que pode restringir a eversão. Durante a fase de apoio é necessária actividade do músculo tibial posterior para controlar a pronação. Na fase média de apoio o pé inicia a supinação e retorna à posição neutra no final na fase média de apoio (Norkin, 1992).

A pronação do pé em cadeia cinética fechada provoca a rotação interna da tibia, enquanto a supinação provoca uma força para rotação lateral. Do mesmo modo, a rotação tibial também influencia a posição do pé. Os músculos tibial posterior, solear e gastrocnémio contraem excentricamente para controlar a pronação que ocorre após o ataque ao solo e para controlar a rotação interna da tibia (Norkin, 1992).

Durante a fase média de apoio a necessidade de estabilidade médiolateral encontra-se diminuída. O tensor da fascia lata continua a sua estabilização. O músculo glúteo diminui a sua actividade durante a fase média de apoio e nenhuma actividade é exercida na fase de pré-oscilação. Os músculos adutores da anca iniciam a sua actividade na fase terminal de apoio e contraem excentricamente na fase de pré-oscilação, para controlar a transferência de peso para o membro contralateral. Este controlo também é feito pelos flexores plantares. No joelho, a actividade dos estabilizadores dinâmicos (semitendinoso, gracilis e vasto medial oblíquo) cessa na fase média de apoio (Norkin, 1992).

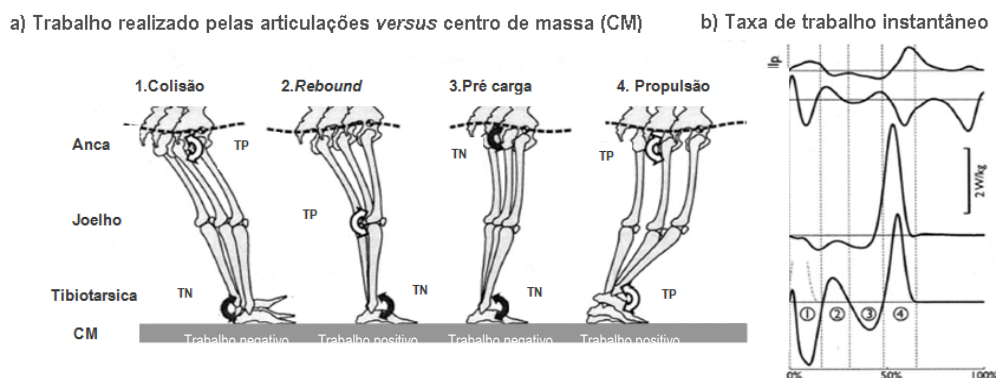


Figura 2.11: Diagrama conceptual para a fase de apoio, dividida em quatro subfases (*adaptado de (Doke, 2007)*): (a) Quantidade de trabalho realizado pelas articulações e centro de massa no plano sagital. (1) Durante a colisão o centro de massa desloca-se como resultado de trabalho negativo (TN) realizado activamente na tibiotársica e joelho, e passivamente através do corpo. (2) A fase em apoio ligeiramente antes da fase média de apoio com trabalho positivo (TP) realizado pelo joelho. (3) A pré-carga é caracterizada pelo trabalho negativo na tibiotársica possibilitando uma desaceleração do movimento pendular e armazenamento de energia elástica para a propulsão. (4) A propulsão é garantida pela articulação da anca com a energia elástica a desempenhar um importante papel. (b) Variação da taxa de trabalho instantâneo realizado nas articulações da anca, joelho e tibiotársica e centro de massa.

2.8.4 Fase oscilante

Na fase oscilante não existe força de reacção ao solo, a extremidade move-se em cadeia cinética aberta. É necessária actividade muscular para acelerar e desacelerar a extremidade oscilante e elevar ou manter a extremidade contra a força de gravidade, de maneira a que o pé descole do chão e seja colocado numa posição óptima para o contacto do calcâneo. A aceleração é garantida pela contracção

concêntrica dos flexores da anca e extensores do joelho, permanecendo estes inactivos na fase oscilante média e terminal. A desaceleração é garantida pela actividade excêntrica dos extensores da anca e flexores do joelho.

Os músculos activos na fase oscilante são o tibial anterior, o longo extensor dos dedos e o longo extensor do hálux (Norkin, 1992).

2.9 ANÁLISE DAS FORÇAS DE REACÇÃO DO SOLO

Como já foi anteriormente evidenciado, as acelerações do centro de massa estão directamente relacionadas com a FRS. No início da fase de apoio os músculos contribuem para uma força de reacção do solo vertical que excede o peso corporal, acelerando o centro de massa no sentido superior. Durante a fase média de apoio as forças de reacção do solo são inferiores ao peso corporal, causando uma aceleração do centro de massa no sentido inferior. Durante a fase final de apoio os músculos contribuem novamente para um aumento da força de reacção do solo, que é maior que o peso corporal, acelerando o centro de massa no sentido superior. Existem períodos similares de aceleração e desaceleração na direcção longitudinal, lentificando a progressão anterior do centro de gravidade (Kuo, 2007, Liu, 2006). Durante a segunda fase de apoio os músculos geram FRS que aceleram o centro de massa no sentido anterior.

Na marcha a FRS é a força aplicada ao corpo pelo solo, sendo igual e em sentido oposto à força aplicada pelo pé no solo (Perry, 1992). A componente vertical da FRS é a que apresenta maior magnitude, o que conta com a aceleração do centro de massa na direcção vertical durante a marcha (Inman, 1981). Durante os primeiros 100 ms, a componente vertical da FRS (F_z) atinge um máximo de 120% do peso corporal, caindo para 60 a 80% durante a fase de apoio unipodálico (Perry, 1992). O centro de gravidade é localizado no centro da pélvis e descreve um movimento sinusoidal durante a marcha (Saunders, 1953). Neste sentido, quando a aceleração é positiva, F_z tem de ser maior que o peso corporal. A aceleração positiva ocorre durante a fase de duplo apoio, quando o centro de gravidade está no seu ponto mais baixo. Quando o centro de gravidade está no seu ponto mais alto durante a fase de apoio unipodálico a aceleração é negativa e F_z tem de ser menor que o peso corporal (Inman, 1981, Perry, 1992, Winter, 1991).

As FRS horizontais (anteroposterior e mediolateral) são consideravelmente menores do que F_z . A componente anteroposterior (F_y) tem uma amplitude de 20% do peso corporal. Na fase de paragem, F_y é negativa. Este aspecto é causado pela acção de paragem do pé que se posiciona anteriormente ao centro de massa. Na fase de propulsão F_y é positiva quando o corpo se move para a frente. A

componente medio-lateral (F_x) está relacionada com o equilíbrio durante a marcha. A sua magnitude é menor que 10% do peso corporal na maior parte das situações. A componente F_x age primariamente na direcção medial durante a fase de resposta a carga, agindo depois lateralmente durante o resto do período de apoio. A força lateral atinge o seu pico máximo na fase terminal (Inman, 1981, Perry, 1992, Winter, 1991).

O peso e a força de atrito constituem duas forças básicas na força de reacção ao solo. O peso está relacionado com a F_z decorrente do peso corporal e de qualquer aceleração e /ou desaceleração que actua no corpo. Essa componente é necessária para se contrapor à acção da gravidade e deve ser igual ao peso corporal, para manter a altura do centro de massa acima da superfície de contacto. Desta forma, uma força de reacção ao solo vertical menor que o peso indica que o centro de massa acelera para baixo. A força de atrito refere-se à componente horizontal e não é influenciada directamente pela gravidade. As acelerações são no sentido anteroposterior e mediolateral. A componente vertical da FRS apresenta uma magnitude maior que as restantes e é caracterizada por dois picos e um vale, e geralmente esses picos apresentam uma magnitude superior ao peso corporal. O primeiro pico é observado na primeira metade do período de apoio. Já o segundo pico é observado no final do período de apoio e representa o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo. O vale entre os dois picos é menor que o peso corporal e representa o período em que o pé se encontra em posição plana.

Verifica-se a existência de um pico nos primeiros milissegundos de apoio, nem sempre evidente na marcha que se refere à força de impacto (Nigg, 2002). Ainda segundo (Nigg, 2002), esta força resulta do impacto entre dois corpos e a magnitude pode sofrer influência de vários factores, entre eles a velocidade e o tipo de calçado.

2.10 VELOCIDADE DA MARCHA

A maior parte dos adultos caminha a uma velocidade compreendida entre 1.0 a 1.67 m/s. Num estudo realizado em indivíduos com idades compreendidas entre os 20 e os 60 anos verificou-se que os indivíduos do sexo feminino tinham uma velocidade média de 1.23 m/s e os indivíduos do masculino apresentavam uma média de 1.37 m/s (Waters, 1999).

Embora seja conveniente medir o dispêndio energético a uma velocidade de marcha controlada num tapete rolante (*treadmill*), a média da velocidade de marcha individual é variável em diferentes populações (Waters, 1999), Figura 2.12.

Vários estudos citados em (Masani, 2002) sugerem que o custo metabólico por unidade de distância percorrida é minimizado a velocidades de marcha normais e que a eficiência mecânica é maximizada. Existem estudos que demonstram que existe uma velocidade óptima na qual o dispêndio energético durante a marcha é mínimo (Bunc, 1997).

Em (Masani, 2002), é ainda indicado que a variabilidade do comprimento do passo é mínimo durante a velocidade óptima. Segundo (Borghese, 1996), existe uma mudança de parâmetros de marcha em função da velocidade, do aumento do comprimento do passo, da diminuição da duração do ciclo e da duração da fase de apoio com o aumento da velocidade. O comprimento do passo aumenta com a velocidade, principalmente como resultado do aumento do deslocamento anterior durante a fase de apoio unipodálico. No entanto, a cinemática global dos membros parte de forma significativa de modelos preditivos envolvendo movimentos tipo pêndulo invertido. Os mesmos autores também constataram que a velocidade da rotação angular da anca sobre o pé é sinusoidal durante a fase oscilante mas é quase constante durante variações de velocidade.

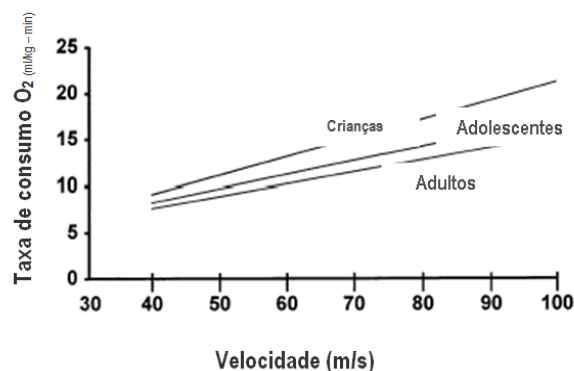


Figura 2.12: Taxa de consumo de O₂ em função da velocidade em crianças, adolescentes e adultos (*adaptado de (Waters, 1999)*).

Como já anteriormente referido, as FRS constituem uma medição representativa da marcha, uma vez que constituem uma força externa na marcha e afectam a aceleração do centro de gravidade corporal.

Em (Masani, 2002), é verificada a existência de uma dependência entre a variabilidade das FRS e a velocidade da marcha. Tal indica que o sistema neuromuscular é mais estável a velocidades normais. Este fenómeno de optimização sugere que escolhemos a velocidade energeticamente mais eficiente durante a marcha. Segundo o estudo referenciado, o sistema de controlo motor é mais estável.

Deve-se notar que foi encontrada uma velocidade óptima apenas para F_y e a variabilidade para F_x e F_z aumenta com a velocidade. Enquanto F_y afecta a fase de propulsão, F_x afecta o deslocamento lateral e F_z afecta o deslocamento vertical do corpo. Neste sentido, a variabilidade de F_x e F_y podem ser

vistas como representantes da estabilidade do mecanismo do controlo de equilíbrio. Os resultados deste estudo sugerem que a optimização do sistema neuromuscular só é observada no caso do mecanismo de propulsão, enquanto a instabilidade do mecanismo de controlo de equilíbrio aumenta com a velocidade (Masani, 2002). Segundo vários autores, a estabilização do equilíbrio lateral na marcha humana requer um dispêndio energético significativo dado que o movimento activo dos membros para ajustar a colocação mediolateral do pé no solo requer custo metabólico (Donelan, 2004, Donelan, 2002a)

Segundo (Borghese, 1996), o padrão de FRS altera sistematicamente com a velocidade. Este aspecto reflecte as alterações paralelas que são conhecidas por ocorrer na dinâmica do centro de massa no plano sagital e no deslocamento lateral do peso corporal para o membro que suporta o peso. Os padrões de alteração nos ângulos de flexão-extensão da anca e tibiotársica variam de acordo com a velocidade.

Em (Raynor, 2002), foi procurado perceber qual a causa para a transição de marcha para corrida e de corrida para marcha. Entre as variáveis estudadas, constituíram factores determinantes para as transições referidas a necessidade de manter uma eficiência metabólica, a necessidade de manter uma carga esquelética abaixo de um nível de força crítico ou simplesmente devido a factores mecânicos, a variáveis cinéticas de tempo do primeiro pico de força e a taxa de carga.

2.11 FACTORES INFLUENTES NO ESTUDO DO PADRÃO DE MARCHA

2.11.1 Tapete rolante versus Solo

Uma questão frequentemente debatida diz respeito ao uso do tapete rolante em estudos de marcha. A sua utilização implica uma alteração do ambiente natural. Contudo, em (Segers, 2006) são citados resultados unívocos no uso do tapete rolante relativamente a aspectos cinemáticos, requisitos energéticos, parâmetros espaciotemporais e cinéticos. Além disso, para o estudo da marcha o seu uso oferece benefícios como requisitos de espaço, facilidade de aceder ao sujeito e recolha electromiográfica (Whittle, 2007).

2.11.2 Influência da superfície e do calçado

O tipo de superfície tem pouco efeito no dispêndio energético, a menos que a superfície seja extremamente rugosa. Não se verificam diferenças significativas no consumo energético entre o tapete

rolante e terreno em asfalto com diferentes tipos de calçado. O uso de salto alto aumenta a taxa energética 1.8 vezes para uma dada velocidade numa superfície firme (Waters, 1999).

2.11.3 Influência do género

Vários investigadores têm referido elevadas taxas de consumo de O_2 em indivíduos do sexo masculino durante a marcha. Outros têm referido valores mais elevados para sujeitos do sexo feminino ou uma diferença não significativa. Numa revisão de 255 sujeitos normais de idades compreendidas entre os 6 e os 80 anos de idade não foram verificadas diferenças significativas no consumo de oxigénio entre indivíduos de género oposto em marcha a diferentes velocidades (Waters, 1999). Em (Murray, 1964a, Murray, 1970b), foram comparados os padrões de marcha entre indivíduos do género feminino e masculino, de onde foram retiradas as conclusões apresentadas na Tabela 2.3.

Tabela 2.3: Análise comparativa de variáveis do padrão de marcha entre indivíduos do género feminino e masculino (adaptado de (Murray, 1964b, Murray, 1970a)).

	Homens	Mulheres
Comprimento do passo (cm)	79	66
Comprimento da passada (cm)	158	132
Cadência (passos/min)	117 (60 a 132)	117 (60 a 132)
Velocidade (m/s)	1.54	1.31
Largura da base de sustentação (cm)	8.1	7.1
Ângulo do pé	7	6

2.12 RESUMO

A marcha pode ser descrita como uma progressão translacional do corpo como um todo produzido por movimentos rotatórios de segmentos corporais coordenados. A sua análise pode ser efectuada em termos espaciais e temporais. Podem ser distinguidas duas fases na marcha: apoio bipodálico e apoio unipodálico, que podem ser divididas em subfases. Assim, a fase de apoio subdivide-se em ataque ao solo, média de apoio e propulsão. A fase oscilante é dividida em subfase de aceleração, ponto de equilíbrio e desaceleração.

Quando analisada do ponto de vista do controlo motor, a marcha abrange duas grandes áreas representadas por modelos biomecânicos e neurosensoriais. A literatura aponta para a existência de um gerador de padrão central localizado na medula que é responsável pela activação da marcha, que é influenciada por informação de *feedback*. O *output* colectivo do sistema (características espaciais e

temporais, cinemática e cinética) emerge ou auto-organiza-se através de uma interacção dinâmica de numerosas variáveis (antropométricas, inércia, propriedades tecidulares, entre outras) e factores ambientais (gravidade, superfície de apoio). São propostos actualmente alguns modelos explicativos para o controlo motor da marcha do ponto de vista deste domínio.

Em termos biomecânicos, o enfoque é dado mais no sentido de uma análise em termos de energia mecânica, cinética e potencial. É actualmente unânime considerar-se que o padrão de marcha é organizado no sentido de garantir um menor dispêndio energético e que este está directamente ligado ao trabalho realizado sobre o centro de massa. Assim, na literatura encontram-se referenciados alguns modelos que partem desta premissa.

A teoria do pêndulo invertido interpreta a marcha como um mecanismo passivo, onde o trabalho realizado resulta de trocas entre energia cinética e potencial, com conservação da energia mecânica.

Por outro lado, a teoria dos seis determinantes da marcha defende a existência de mecanismos que são determinantes no padrão de marcha por atenuarem a curva sinusoidal do centro de massa. Podem ser referidas a rotação e inclinação lateral pélvica, a flexão do joelho na fase de apoio unipodálico, e a relação pé e joelho. Este modelo parte do pressuposto que os deslocamentos verticais e horizontais do centro de massa são energeticamente dispendiosos.

Apesar da elevada referência na literatura, estes modelos assentam na premissa da poupança do consumo energético, mas apresentam mecanismos opostos que, isoladamente, não se adequam a verificações reais. Por um lado, a teoria do pêndulo invertido não explica o gasto energético durante a marcha, e por outro não considera o trabalho realizado pelos membros na fase de apoio bipodálica. A teoria dos Seis Determinantes parece ser aquela em que há maior uniformidade; no entanto, carece significativamente de evidência científica. Segundo alguns autores, há mecanismos que têm um papel preponderante em relação a outros.

O modelo de marcha dinâmica ajuda a resolver o conflito entre os modelos propostos. Apresenta a noção de dissipação de energia por colisão, levando à necessidade de realização de trabalho positivo e negativo por contracção muscular e acção de estruturas elásticas. Assim, a trajectória do centro de massa referida pela teoria dos seis determinantes da marcha requer trabalho positivo e negativo substancial, realizado pelos dois membros no centro de massa, e uma larga magnitude de binário do joelho para suportar o peso corporal.

O modelo de pêndulo entre passos assume um comportamento rígido do pêndulo invertido durante a fase de suporte, o que promove conservação de energia. Não será necessário trabalho para mover o centro de massa, nem trabalho relevante para manter a extensão do joelho com força muscular mínima.

No entanto, a transição entre passos envolve a redirecção da velocidade do centro de massa e simultâneo trabalho positivo e negativo pelos dois membros. O trabalho realizado depende da relação entre a energia gasta na colisão e realizada na propulsão.

Em termos de trabalho realizado nas diferentes fases, a literatura aponta para o papel do quadríceps e extensores da anca na fase de ataque ao solo, através da realização de trabalho positivo. Na fase de pré-carga, o tendão de Aquiles assume um papel importante, realizando trabalho negativo. Na fase de propulsão há um grande contributo da articulação tibiotársica, resultante da acumulação de energia no tendão após a colisão; salienta-se também a acção dos flexores plantares e a acção excêntrica do músculo quadríceps. Na fase oscilante o membro está em cadeia cinética aberta, de modo que é necessária actividade muscular para acelerar ou desacelerar o membro. Os flexores da anca e quadríceps, quando contraem concentricamente, são responsáveis por aceleração do membro. A acção excêntrica dos extensores da anca e flexores do joelho é responsável pela sua desaceleração. Salienta-se, nesta fase, a acção dos músculos tibial anterior, longo extensor dos dedos e longo extensor do hálux.

A aceleração do centro de massa está ligada à força de reacção do solo. A variação da aceleração resulta da relação entre o peso e a força de reacção do solo.

A velocidade é apontada como um parâmetro significativo no ciclo de marcha. O custo metabólico, por unidade de distância percorrida, é minimizado a velocidades de marcha normais, onde a eficiência mecânica é maximizada. Existem estudos que demonstram a existência de uma velocidade óptima, na qual o dispêndio energético durante a marcha é mínimo, outros que vão mais longe e referem que a velocidade exerce uma influência significativa na força aplicada ao corpo pelo solo.

Os momentos da anca, joelho e tibiotársica são mais pequenos durante a fase de oscilação relativamente à fase de apoio, sugerindo que as forças musculares são maiores na fase de apoio. Outros autores apontam que a fase oscilante constitui a que requer maior energia na marcha.

Neste sentido, ao longo desta Dissertação procurou-se explorar a fase de apoio bipodálico e unipodálico

CAPÍTULO III

ANÁLISE DE MOVIMENTO: ABORDAGEM TÉCNICA

A quantificação das variáveis referidas no capítulo anterior permite aceder a diferentes padrões de marcha e classificá-los como mais ou menos eficientes.

Neste sentido, é apresentada uma análise exploratória dos mecanismos tecnológicos necessários e disponíveis para aceder quantitativamente ao fenómeno da marcha, que permitem cumprir os pressupostos da sua análise. Assim, são abordados sistemas para aceder a aspectos cinemáticos, cinéticos e electromiográficos. Em cada um, são exploradas as vantagens e limitações, bem como formas de superar as referidas limitações.

3.1 INTRODUÇÃO

Como já referido no capítulo anterior, a marcha constitui um fenómeno multifactorial, pelo que a sua análise requer a consciência de que esta possui vários componentes: 1) estabilização de uma estrutura multissegmentar esquelética, intrínseca e extrinsecamente; 2) produção interna de energia a partir dos músculos e a transmissão e modificação da energia através dos segmentos esqueléticos até ao ponto de uma reacção externa com a superfície de contacto; 3) um sistema de controlo apropriado com redundância e retro alimentação (Konin, 2006).

A análise do movimento dos membros inferiores tem sido alvo de investigação em biomecânica e aplicações clínicas ao longo do tempo. Nos estudos realizados têm sido desenvolvidas várias ferramentas e dispositivos para medir os parâmetros de movimento e forças de reacção do solo (FRS).

A análise da marcha constitui a quantificação de padrões de movimento e forças durante a marcha, o que constitui, respectivamente, a cinemática e cinética. O processo actual para realizar esta análise envolve medições (cinéticas e cinemáticas), armazenamento, recuperação, processamento, análise e apresentação de resultados. Os sistemas tecnológicos ópticos revolucionaram a medição prática da cinemática. Medições cinéticas e cinemáticas permitiram a definição de padrões normais e várias variáveis chave que são actualmente vistas como características da marcha (Gill, 2007).

Em termos biomecânicos, o corpo em análise pode ser considerado como um conjunto de elementos rígidos designados por segmentos corporais ligados pelas articulações (Davy, 1987). No caso de actividades dinâmicas, como a marcha, a posição e orientação dos segmentos variam consideravelmente com o tempo (Veltink, 1993).

Este capítulo discute os fundamentos principais da análise da marcha e a tecnologia usualmente disponível para aceder a este mecanismo multifactorial. Numa primeira instância, são referidos os mecanismos existentes para aceder aos componentes cinemáticos do movimento, sistemas de seguimento não visíveis e sistemas de seguimento visíveis. Do mesmo modo, é feita uma breve exposição acerca dos vários mecanismos disponíveis, bem como das suas vantagens, desvantagens e limitações. Em segundo lugar, serão apresentadas descrições tecnológicas e funcionais dos dispositivos necessários para aceder aos aspectos cinéticos, medição das forças de reacção, pressão plantar e actividade muscular.

3.2 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA

A cinemática pode ser descrita como o estudo da estrutura harmónica do padrão de movimento do qual importa obter informações de tempo, espaço, velocidade e aceleração. A base deste estudo, do ponto de vista clínico, constitui o padrão de movimento angular e o seu controlo (Konin, 2006).

Sendo a análise cinemática o estudo dos padrões e geometria da marcha, a chave principal é a observação no sentido de se obter um registo visual. Este registo permite uma análise detalhada no momento da avaliação e proporciona o registo permanente para comparação posterior.

A compreensão dos aspectos cinemáticos do movimento humano é importante para várias áreas do conhecimento, como a Medicina e a Biologia. A medição do movimento pode ser usada para avaliar a *performance* funcional dos membros inferiores em condições normais e anormais. O conhecimento cinemático é essencial para um diagnóstico correcto, um plano de intervenção adequado, nomeadamente em termos de intervenção cirúrgica ortopédica e *design* de dispositivos protésicos utilizados para restaurar a função da marcha, entre outros projectos.

3.2.1. Análise de imagem

Nos últimos anos tem-se verificado um interesse crescente pela análise de imagem de movimentos humanos. Este domínio abrange, entre outros, o reconhecimento facial, reconhecimento de gestos e o seguimento e análise de movimentos corporais.

De um modo mais abrangente, pode ser referido que as técnicas de captura de movimento humano são usadas para uma grande variedade de aplicações, desde a animação digital para entretenimento até à análise biomecânica no desporto e aplicações clínicas, sendo que as duas últimas requerem maior robustez e precisão (Corraza, 2006). Efectivamente, o interesse pelo movimento humano assume um carácter multidisciplinar. A título de exemplo podem ser referidos estudos realizados no âmbito da Psicologia com *moving light displays* (MLD) ligados a partes corporais, que mostram que os observadores humanos podem, quase instantaneamente, reconhecer padrões de movimento fisiológico. Na área gestual têm sido também realizados diversos estudos acerca do modo como os humanos usam e interpretam o gesto. Pode ser também salientada a aposta por parte de áreas de coreografia em disponibilizar descrições de nível elevado para o movimento humano para a notação de dança, *ballet* e teatro

(Gravila, 1996). Em cinesilogia, o objectivo principal tem sido desenvolver modelos do movimento humano que expliquem não só o seu funcionamento mecânico, como também identificar padrões associados a uma maior eficiência mecânica. O procedimento típico envolve a recolha de dados tridimensionais (3D) do movimento em análise, seguida de análise cinemática e computação das forças e binários. Os dados 3D são tipicamente obtidos de um modo não invasivo, por exemplo através da colocação de marcadores no corpo (Gravila, 1996)

De seguida, são apresentadas algumas soluções tecnológicas existentes relevantes para aquisição de dados cinemáticos.

De acordo com a localização do sensor os sistemas de seguimento podem ser classificados como visíveis com marcadores, visíveis sem marcadores ou não visíveis.

3.2.1.1. Sistemas com marcadores

Esta é uma técnica que usa sensores ópticos, isto é câmaras de imagem, para seguir movimentos humanos que são capturados através da colocação de identificadores anatómicos. Uma das grandes desvantagens do uso de sensores ópticos e marcadores é que estes são difíceis de usar quando se pretende aceder de maneira exacta à componente de rotação articular levando à incapacidade de representação completa de um modelo 3D dos sujeitos (Zhou, 2004).

A colocação de marcadores na superfície cutânea constitui o método mais frequente para medir o movimento humano. A maioria das técnicas de análise correntes adoptam modelos onde o membro é assumido como um segmento rígido e aplicam algoritmos para obter uma estimativa óptima do seu movimento. Um dos modelos é proposto em (Spoor, 1988), sendo descrita uma técnica que, usando o erro mínimo da raiz quadrada da média, diminui o efeito da deformação entre dois passos. Este aspecto limita o campo de aplicação do método, uma vez que os marcadores colocados na pele irão sofrer um movimento não rígido. A abordagem do modelo rígido foi expandida em (Lu, 1999), passando da procura da transformação do corpo rígido em cada segmento individualmente à procura de transformações rígidas múltiplas, concebendo modelos da anca, do joelho e da tibiotársica como articulações esféricas. A dificuldade nesta abordagem é modelizar as articulações como articulações esféricas onde todas as translações são tratadas como artefactos, o que constitui uma clara limitação visto que as articulações apresentam movimentos acessórios de translação. A correlação entre os ângulos de flexão e extensão nas trajectórias dos artefactos dos marcadores cutâneos pode ser determinada pelo acesso a artefactos (Lucchetti, 1998). Uma limitação desta abordagem é assumir que o

movimento cutâneo durante movimentos quase estáticos é o mesmo do que em actividades dinâmicas (Lucchetti, 1998).

Uma técnica mais recente baseia-se na aplicação de um maior número de marcadores colocados em cada segmento corporal de forma a minimizar os efeitos do movimento dos tecidos moles. Contudo, o tempo necessário para a aplicação dos marcadores constitui uma limitação desta técnica (Corraza, 2006, Munderman, 2006).

Muitos dos métodos referidos introduzem um estímulo neurosensorial no sistema durante a medição do movimento humano. Por exemplo, a inserção de pinos ósseos pode introduzir artefactos na observação do movimento devido a anestesia local ou interferência com estruturas músculoesqueléticas. Em alguns casos, estes artefactos podem levar mesmo a uma interpretação incorrecta do movimento (Corraza, 2006, Munderman, 2006).

Existem vários modos de captar o movimento humano. Actualmente, o **método óptico passivo** constitui a tecnologia dominante (Munderman, 2006). Esta técnica serve-se da colocação de marcadores revestidos de um material reflector num ou mais segmentos móveis, articulações e outros pontos-chave para analisar o movimento. Várias câmaras de vídeo, geralmente com estroboscópios (*stobes*) próximos da lente, capturam a luz que incide nos marcadores e é reflectida para as mesmas enviando, posteriormente, a informação para um *software* que determina vários aspectos do movimento capturado, incluindo posição, ângulos, velocidade e aceleração. Geralmente, o sistema computacional de análise de movimento consegue exportar a informação obtida para uso em *software* de animação (King, 2007, Munderman, 2006).

Existem outras estratégias para captura de movimento corporal, por exemplo, o uso de *Light-Emitting Diodes* (LEDs) como marcadores para promover a informação necessária para as câmaras. Tal representa uma **técnica óptica activa** (King, 2007, Munderman, 2006).

Os sistemas activos emitem informação luminosa no espectro visível ou radiação infravermelha sob a forma de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (LASER), padrões luminosos ou pulsos modulados. Em geral, os sistemas activos, tais como *laser scanners* a LASER, sistemas de luz estruturada (*structured light systems*) e sensores que usam o método do tempo de voo (*time-of-flight*), promovem boa definição em medições 3D mas requerem ambientes laboratoriais controlados e estão geralmente limitados a movimentos de baixa amplitude (Corraza, 2006, Munderman, 2006).

3.2.1.2. Sistemas sem marcadores

Embora a análise de movimento tenha sido comumente reconhecida como clinicamente útil, a rotina do uso da análise da marcha tem tido um crescimento muito limitado. Esta limitação está relacionada com vários factores, nomeadamente a aplicabilidade da tecnologia existente para aceder a problemas clínicos e o tempo e custo necessários para recolha, processamento e interpretação de dados (King, 2007, Munderman, 2006). O movimento dos marcadores é usado para inferir o movimento relativo entre dois segmentos adjacentes com o objectivo de definir o movimento da articulação. O movimento dos tecidos moles relativamente à referência óssea é o factor primário que limita a resolução de um movimento articular detalhado usando marcadores sobre a pele (Corraza, 2006, Munderman, 2006, Rosenhahn, 2008).

O próximo avanço crítico na captura de movimento humano é o desenvolvimento de um sistema não invasivo e sem marcadores que seja de elevada resolução e fiável. Uma técnica para estimar a cinemática que não requeira marcadores anatómicos pode expandir, de maneira significativa, a aplicabilidade da captura do movimento humano. A eliminação desta necessidade pode reduzir consideravelmente o tempo de preparação do indivíduo, possibilita uma maior eficiência de tempo e potencia melhor acesso ao movimento humano na investigação e prática clínicas (King, 2007).

O método de seguimento sem marcadores explora sensores externos, como câmaras, para seguir o movimento do corpo humano. A exploração deste método é assim motivada pela limitação dos sistemas baseados em marcadores: 1) a identificação de referências ósseas pode não ser exacta; 2) os tecidos moles que cobrem as referências ósseas podem mover-se, levando a dados com ruído; 3) o marcador por si só pode deslocar-se devido à própria inércia. No entanto, esta técnica requer um grande potencial computacional para atingir a eficiência e reduzir o tempo de latência dos dados. São exigidas elevadas velocidades de aquisição das câmaras, pois uma taxa de aquisição inferior a 60 aquisições por segundo promove uma largura de banda insuficiente para uma representação de dados válida (Zhou, 2004).

Apesar dos avanços verificados nesta área, a velocidade de processamento e o preço constituem problemas para aplicações de captura de movimento mais especializadas e mais extensas. A validade externa constitui também um desafio, de acordo com o perito em captura de movimento David J. Sturman, citado em (King, 2007).

A captura de movimento sem marcadores, como já foi referido, oferece uma solução atractiva para os problemas associados ao método baseado em marcadores. No entanto, o uso

do método sem marcadores para capturar o movimento humano para aplicações biomecânicas e clínicas tem sido também limitado pela complexidade de adquirir aspectos cinemáticos 3D. O problema de estimar o movimento livre do corpo humano, ou mais geralmente de um objecto sem marcadores, do ponto de vista de várias câmaras não tem a correspondência espacial e temporal garantida intrinsecamente pelos marcadores (Corraza, 2006).

Alguns modelos promovem métodos para ultrapassar algumas das complexidades associadas ao uso de técnicas de aquisição sem marcadores. Um modelo *a priori* do sujeito, por exemplo, pode ser usado para reduzir o número total de graus de liberdade do problema. Uma outra opção consiste em aumentar o número de câmaras usadas, de maneira a que uma maior quantidade de dados esteja disponível para um dado número de graus de liberdade. Neste sentido, a robustez da abordagem sem marcadores pode ser aumentada incrementando o número de câmaras e limitando o espaço de pesquisa de possíveis configurações espaciais para as configurações anatómicas mais apropriadas. Esta última estratégia pode ser conseguida usando um modelo humano para identificar o movimento do sujeito (Corraza, 2006).

A capacidade para medir padrões de marcha sem o risco de um estímulo artificial produzir artefactos não desejados, que podem mascarar padrões naturais de movimento, constitui uma importante necessidade para aplicações clínicas emergentes.

Tem sido proposta uma grande variedade de algoritmos para estimar o movimento humano, incluindo: propagação de restrições (*constraint propagation*), (Leardini, 2005); fluxo óptico (Yamamoto, 1991), transformação do eixo medial (Bharatkumar, 1994), propagação estocástica (Isard, 1996), procura da decomposição do espaço baseado em pistas (Gravila, 1996), modelos estatísticos de *background* e *foreground* (Wren, 1997), contornos de silhuetas (Legrand, 1998), e processos de agrupamento (*fuzzy clustering process*) (Marzani, 2001). Estes algoritmos tipicamente derivam de características directamente num único ou vários planos de uma imagem bidimensional (2D) ou, no caso de múltiplas câmaras, de uma representação 3D para estimar a cinemática corporal e são muitas vezes classificadas em modelos baseados ou modelos livres. A maioria das abordagens são baseadas em modelos em que um modelo *a priori*, com informação anatómica e cinemática relevante, é seguido ou corresponde a planos de imagem 2D ou representações 3D. Diferentes tipos de modelos propostos, entre os quais os modelos de figura de vara (*stick-figure*), cilindros e superquadráticas, são citados em (Corraza, 2006). Abordagens em modelos livres têm como objectivo capturar características esqueléticas na ausência de um modelo prévio. Estas incluem a representação do movimento sob a forma de caixas limitantes simples (*simple bounding boxes*) ou figura de vara através da transformação do

eixo médio, e o uso de Isomapas e *Eigenmaps* Laplacianos para transformar uma representação 3D num gráfico invariante para extrair aspectos cinemáticos (Munderman, 2006).

3.2.2. Sistemas de seguimento não visíveis

Neste tipo de sistemas, os sensores são colocados em certas localizações anatómicas para adquirir informação de movimento. Os sensores são normalmente classificados como mecânicos, acústicos, inerciais, de rádio, microondas e magnéticos (King, 2007, Munderman, 2006, Zhou, 2004).

Os sistemas acústicos seguem o movimento através de receptores que recebem sinais de transmissores aplicados geralmente através de uma cinta ao corpo do sujeito em estudo. Os sistemas mecânicos medem mecanicamente o movimento físico corporal. Os sistemas electromagnéticos usam um transmissor central e sensores que recolhem a posição e orientação de partes de objectos que se movem com base em alterações do campo magnético envolvido (King, 2007, Munderman, 2006).

A título de exemplo, dentro dos sensores de inércia podem ser referidos os acelerómetros, que convertem acelerações lineares, angulares ou uma combinação destas num sinal de *output* (Baumberg, 1994). Existem três tipos de acelerómetros: piezoeléctricos, piezorresistivos, e capacitivos (Zhou, 2004). Este tipo de sensor requer grande poder de processamento, o que aumenta o tempo de latência envolvido. Além disso, a resolução e a largura de banda são normalmente limitados pela interface do circuito usado (Bouten, 1997).

3.2.3 Métodos alternativos

O movimento do esqueleto pode também ser medido directamente usando abordagens alternativas aos usuais sistemas de marcadores cutâneos. Estas abordagens incluem estereorradiografia, pinos ósseos, dispositivos de fixação externos ou técnicas de fluoroscopia. Enquanto estes métodos promovem medidas directas do movimento do esqueleto, são invasivos ou expõem a sujeito em análise a radiação. Mais recentemente, a ressonância magnética a tempo real promove *in vivo* medições ósseas, ligamentares, musculares de forma não invasiva e praticamente inofensiva. No entanto, todos estes métodos impedem de certa forma padrões naturais de movimento e assim deve-se ter algum cuidado quando se tenta extrapolar este tipo de medições para padrões naturais de locomoção (Munderman, 2006, Rosenhahn, 2008).

3.3 ANÁLISE CINÉTICA

A cinética constitui o estudo das forças que influenciam o movimento. Estas forças têm relação com as tensões mecânicas, internas e externas (Konin, 2006, Norkin, 1992). Em termos externos existem as forças de reacção do solo (FRS), gravidade e inércia. As forças musculares individuais constituem em grande parte as forças internas (Konin, 2006, Norkin, 1992).

3.3.1 Medição das forças de reacção do solo e pressão plantar

O padrão de marcha é influenciado pela distribuição da pressão plantar entre a interface pé/solo, bem como pelas FRS. Existem alguns factores que influenciam a distribuição da pressão, como a estrutura do pé, a estrutura do solo, o alinhamento do pé em posição estática e dinâmica, a cinética (Norkin, 1992).

Os componentes típicos de um sistema usado para medir pressões plantares e FRS incluem um dispositivo de medição de pressão e força, respectivamente, que consiste em sensores numa plataforma ou em palmilha; um computador para aquisição, armazenamento e análise; e um monitor para observação dos dados (Peterson, 1982).

A pressão plantar pode ser estudada através de sistemas de medição dedicados. Estes sistemas de medição originam mapas de pressão, dos quais é possível obter a magnitude das pressões, padrões da distribuição espacial das pressões e variações dinâmicas nos padrões de magnitude (Orlin, 2000).

Os sistemas de medição plantar actualmente utilizados são constituídos por transdutores de força resistivos e capacitivos, e podem apresentar-se sob a forma de tapete ou palmilha (Delisa, 1998).

As técnicas de medição podem utilizar transdutores de pressão individuais, posicionados em localizações anatómicas específicas na face plantar. Uma vantagem deste sistema é a elevada taxa de amostragem sendo por isso seleccionado com frequência para actividades de alta velocidade, como corrida. No entanto, é preciso ter em atenção vários aspectos quando se usa este método para aquisição de dados: 1) sensores discretos podem actuar como um objecto estranho; 2) a falta de consistência entre o material utilizado para fabricar o sensor e a pele pode levar a valores falsamente elevados; 3) os sensores podem deslocar-se em actividades

dinâmicas (Eaton, 1997). Podem também ser utilizado um conjunto de sensores organizados em linhas e colunas (matriz). Usando medidas em matriz pode-se aceder à distribuição de pressões que age sobre a superfície plantar. O uso de matrizes possui a vantagem de não ser preciso tomar nenhuma decisão a priori acerca das áreas a monitorizar, uma vez que pode ser acedida uma maior área de superfície plantar de uma única vez (Orlin, 2000).

Os dispositivos de medição da pressão plantar possuem uma superfície de contacto flexível, tal como a borracha ou o plástico, que pode distorcer de forma imprevisível, fazendo variar a sua resposta de acordo com a magnitude e distribuição da carga. Um sensor de pressão ideal, sob condições de força constante, dará um output inversamente proporcional à área. Os sensores de força resistivos posicionam-se entre estes dois ideais e detectam a força e área de contacto independentemente. Assim, a área sobre a qual a carga é aplicada deve ser tida em consideração e só podem ser executadas medições reproduzíveis se a área de contacto se mantiver constante (Urry, 1999)

Tem sido sugerido que limites de pressão de 0 (zero) a 200 KPa (0 a 2 Kgcm-2) são necessários para a posição estática, enquanto limites de ≈ 0 (zero) a 1000 KPa (0 a 10 Kgcm-2) são mais adequados para a marcha. Pressões extremas foram detectadas na posição estática no limite de ≈ 2000 a 3000 KPa (20 a 30 Kgcm-2) (Urry, 1999).

As plataformas de força fornecem as FRS na superfície de apoio durante a marcha. Estas forças são representadas habitualmente na forma de um vector ao longo do tempo, considerando-se a sua acção 3D. Assim, a plataforma quantifica a variação dinâmica da FRS durante a fase de contacto. Nesta fase ocorre transferência de forças externas, o que determina alterações no movimento corporal (Orlin, 2000).

Geralmente, estes sensores possuem uma superfície de contacto relativamente dura em relação à planta do pé. São construídos a partir de metal, cerâmica ou outro material que tenha um elevado módulo de elasticidade (Urry, 1999). As plataformas de força consistem em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força. Há três modos de construção da plataforma segundo o posicionamento dos sensores: 1) plataforma com um único sensor no centro, 2) plataforma triangular com três sensores, e 3) plataforma rectangular com quatro sensores; esta última é a mais utilizada dentro das plataformas comerciais disponíveis para análise da marcha. Nas plataformas rectangulares que medem as três componentes de FRS, cada um dos quatro sensores regista a força aplicada nas direcções médiolateral (X), anteroposterior (Y) e vertical (Z).

A capacidade para seguir um sinal com componentes de 10 a 15 Hz constitui um requisito mínimo de performance para um transdutor. Estudos que envolvam maiores frequências, tais como impactos, necessitam de um aumento proporcional na frequência natural do transdutor. Transdutores com frequência de resposta superior 200 Hz têm sido usados para forças sob o calcâneo, enquanto uma frequência de resposta 50Hz tem sido recomendada para o antepé (Urry, 1999).

Os problemas ligados ao uso de plataformas de forças estão ligados ao elevado número de passos necessários para recolher os dados e ao facto de os indivíduos alterarem o padrão de marcha de maneira a que os seus passos coincidam com a plataforma, problema este que pode ser anulado com o uso de palmilhas (Orlin, 2000). No entanto, o uso de sensores em palmilhas tem como desvantagem a existência de um menor número de sensores, resultando numa menor resolução. Acresce ainda que a grande maioria deste tipo de dispositivos apenas consegue aceder à componente da força vertical ao solo (Orlin, 2000).

3.3.2 Medição da actividade electromiográfica

3.3.2.1 Electromiografia

O músculo é um tecido excitável que contrai em resposta a uma estimulação nervosa. Qualquer resposta mecânica é precedida de um padrão de activação neural assíncrono e uma resposta eléctrica das fibras musculares. A electromiografia (EMG) é o estudo da função muscular através da recolha do sinal eléctrico do músculo. Por outras palavras, detecta as alterações do potencial eléctrico muscular quando este é sujeito a um impulso nervoso motor (Basmajian, 1985, Soderberg, 1992, Whittle, 2007).

Tem sido demonstrado que a EMG constitui um método válido na medição da actividade muscular e que os resultados obtidos com os eléctrodos de superfície fornecem informação suficiente para a análise dessa actividade (Basmajian, 1985). A EMG pode indicar o número de unidades motoras activadas em situações normais e patológicas do músculo (Basmajian, 1985).

Tendo em conta que na análise da marcha se pretende uma informação global de músculos superficiais, será dada maior atenção à EMG de superfície. O sinal obtido pela EMG de superfície tem sido considerado como representativo da actividade total das fibras do músculo.

3.3.2.2 Características do sinal electromiográfico

Alguns factores influenciam a amplitude pico-a-pico do sinal electromiográfico (sEMG) detectado, o número e tamanho das fibras musculares activas, o tamanho e orientação dos eléctrodos de detecção relativamente às fibras musculares activas e a distância entre as fibras activas e os eléctrodos de detecção. A frequência do sinal é influenciada pelo tamanho e distância entre os eléctrodos e a distância entre os eléctrodos de detecção e as fibras activas. A confluência destes factores torna impossível especificar uma amplitude pico-a-pico e a frequência definida (DeLuca, 1993, Soderberg, 1992).

A frequência do sinal EMG varia entre 25 a vários kHz. A amplitude do sinal varia de 100 μ V a 90 mV, dependendo do tipo de sinal e eléctrodos usados. No caso de eléctrodos de superfície, os níveis de sinal são geralmente baixos, tendo picos de amplitude na ordem de 0.1 a 1 mV (DeLuca, 1993).

3.3.2.3 Técnicas de recolha

a) Selecção dos eléctrodos

Os eléctrodos podem ter vários tamanhos, se de superfície ou de profundidade, e possuem um ou dois discos compostos por cloreto de prata de 1 a 5 mm de diâmetro. A escolha depende essencialmente do objectivo a que se propõe a medição (Soderberg, 1992).

Podem ser eléctrodos passivos ou activos. Na configuração passiva, o eléctrodo consiste na detecção da corrente na pele através da interface eléctrodo/pele e não possui elevada resistência de *input*, sendo por isso afectado pela resistência da pele (a resistência da pele é diminuída usando álcool a 70%, remoção de pêlos e abrasão no sentido de remover elementos electricamente não condutores) (Basmajian, 1985).

b) Localização dos eléctrodos

Existe ainda alguma controvérsia relativamente ao local óptimo de colocação dos eléctrodos na EMG de superfície (DeLuca, 1993).

Segundo (Basmajian, 1985), a colocação dos eléctrodos deve efectuar-se no ponto médio da distância entre o ponto motor e o tendão, no caso de contracções isométricas, e no ponto médio do ventre muscular no caso de contracções isotónicas.

Dado que a impedância do músculo é anisotrópica, os eléctrodos devem estar paralelos às fibras musculares. A magnitude da impedância na direcção perpendicular é maior 7 a 10 vezes

do que ao longo da direcção longitudinal (Basmajian, 1985). Dada a duração dos eventos eléctricos e a velocidade de condução, o espaçamento do eléctrodo deve rondar 1 a 2 cm (Merletti, 1997, Soderberg, 1992).

3.3.2.4 Processamento do sinal electromiográfico

Tipicamente, são utilizados dois tipos de análise: no domínio temporal são exemplos a amplitude média do sinal rectificado, o *root mean square* (RMS), o integral do sinal electromiográfico; no domínio das frequências podemos apontar a frequência média, a mediana da frequência, a moda da frequência, a frequência máxima (Basmajian, 1985).

Durante várias décadas considerou-se que a melhor forma de processar o sEMG era calculando a integral do mesmo. Os avanços efectuados ao nível dos dispositivos electrónicos durante as últimas décadas tornaram possível calcular o RMS e a média do valor rectificado do sEMG. Embora estas duas variáveis representem a medição da área abaixo da curva do sinal considerado, somente o valor do RMS é provido de um significado físico, na medida em que é uma medida do poder do sinal e é o parâmetro que reflecte de forma mais completa a correlação fisiológica do comportamento da unidade motora durante a contracção muscular. Por esta razão, o valor do RMS é o mais utilizado na maior parte das aplicações (Basmajian, 1985). Este valor depende do número de unidades motoras activadas, da taxa de activação, da área da unidade motora, da duração da activação da unidade motora, da velocidade de propagação do sinal eléctrico, da configuração eléctrica e das características dos instrumentos utilizados (Basmajian, 1985, DeLuca, 1993).

Os sinais devem ser livres de artefactos mecânicos, ruído eléctrico e *cross talk* (descrito a seguir). Se estes sinais não são eliminados e o sinal recolhido possui estes elementos não desejados será difícil separá-los posteriormente. É possível reduzir os artefactos eléctricos e mecânicos através de filtragem, no entanto, o mesmo não é possível relativamente ao *cross talk* (DeLuca, 1993, Soderberg, 1992, Soderberg, 2000, Turker, 1993).

a) Artefactos

Os artefactos podem resultar de movimentos dos eléctrodos e dos cabos (Reaz, 2006, Soderberg, 2000). Contudo, a interferência da rede (50-60Hz) constitui o artefacto mais comum (Reaz, 2006).

Embora os artefactos de movimento correspondam a um nível baixo do espectro EMG (menos de 30 Hz), têm uma amplitude suficiente para serem dificilmente removidos com um simples filtro passa-alto (Soderberg, 1992).

b) Ruído

O ruído térmico é essencialmente gerado nos eléctrodos, nos cabos que ligam os eléctrodos ao amplificador e componentes internos da instrumentação (Soderberg, 1992).

O ruído relativamente ao equipamento é causado em grande parte pela natureza dos eléctrodos de recolha e as características do amplificador. Os eléctrodos introduzem ruído térmico proporcional à raiz quadrada da resistência das superfícies de detecção e não pode ser totalmente eliminado; no entanto, pode ser reduzido pela limpeza dos contactos dos eléctrodos. Os amplificadores causam também algum ruído, devido às propriedades físicas dos semicondutores usados. Este ruído não pode também ser totalmente eliminado, podendo no entanto ser reduzido para baixos valores com o uso de amplificadores de baixo consumo alimentados por bateria. O ruído gerado internamente ao pré-amplificador constitui o maior componente do total do ruído do amplificador (Soderberg, 1992).

Normalmente é observado um ruído de frequência entre 50 a 60 Hz, especialmente quando a pele não é preparada, os eléctrodos não estão completamente ajustados à pele, e quando é usada uma configuração monopolar. Este ruído pode aparecer como uma onda sinusoidal no traçado EMG ou picos regulares quando os dados são filtrados com um filtro passa-alto. A eliminação deste ruído pode ser feita usando um eléctrodo-terra ou referência (DeLuca, 1996).

O eléctrodo-terra é colocado numa superfície electricamente neutra, tal como uma proeminência óssea próxima dos eléctrodos de recolha (Basmajian, 1985).

c) Crosstalk

O *crosstalk* resulta da recolha de actividade eléctrica de outros músculos que não estão em análise.

Em termos de aplicações, normalmente a EMG é utilizada no sentido de: determinar o tempo de activação do músculo, ou seja, detectar o início e o final da excitação muscular; detectar o grau de actividade recrutado pelo músculo e/ou obter um índice de fadiga muscular (Basmajian, 1985).

3.4 RESUMO

A análise de movimento, incluindo a marcha, constitui uma área fundamental para várias disciplinas, assumindo relevância na Medicina, Biologia, Desporto, Biomecânica, entre outras.

A marcha constitui um mecanismo complexo e a sua análise requer o domínio no acesso a várias variáveis que se agrupam em componentes cinemáticos e cinéticos. Nos primeiros procura-se aceder a componentes de deslocamentos, velocidade, aceleração. Na componente cinética procura-se aceder às forças internas e externas, respectivamente forças de reacção do solo e forças musculares. Não é possível aceder *in vivo* às forças musculares individuais, sendo no entanto possível aceder ao grau de actividade muscular individual.

Em termos tecnológicos verifica-se a existência de três grandes áreas na análise da marcha: técnicas de captura de movimento, técnicas para aceder aos valores de força de reacção do solo e pressão plantar, técnicas para aceder à actividade muscular.

Dentro das técnicas de captura de movimento existem sistemas de seguimento que podem ser classificados como não visíveis, sistemas de seguimento visíveis com marcadores, sistemas de seguimento visíveis sem marcadores, bem como outras alternativas.

Os sistemas de seguimento não visíveis baseiam-se na colocação de sensores, de vários tipos, em determinadas localizações anatómicas. A utilização deste tipo de sensores é útil para fazer monitorização à distância e por períodos de tempo prolongados. No entanto, cada sensor está confinado a modalidades, medições e circunstâncias específicas, limitando a área de aplicação para ambientes homogéneos.

Os sistemas de seguimento visíveis com marcadores constituem o meio mais utilizado em biomecânica para análise cinemática da marcha. Estes sistemas baseiam-se em sensores ópticos que seguem movimentos capturados através na colocação de marcadores em referências anatómicas. Neste tipo de análise os segmentos são considerados como segmentos rígidos articulados. No entanto, estes sistemas apresentam uma limitação na aquisição do movimento 3D. Alguns autores debruçaram-se sobre este aspecto e elaboraram algumas propostas. Dentro deste tipo de técnicas existem as técnicas activas e as técnicas passivas. As primeiras usam marcadores que emitem luz para as câmaras sob a forma de LASER, e são menos frequentes por necessitarem de ambientes laboratoriais mais controlados, sendo por isso mais usadas em análises mais estáticas. As técnicas ópticas passivas diferem das activas por usarem marcadores com material reflector.

Com o objectivo de superar as desvantagens do uso de marcadores, os sistemas de imagem tendem a evoluir para a aquisição de movimento sem marcadores. Até à data, os métodos sem marcadores não estão disponíveis em larga escala, uma vez que a captura de movimento a este nível constitui ainda um desafio técnico.

Alternativas como a estereorradiografia, pinos ósseos, dispositivos de fixação externos ou técnicas de fluoroscopia são extremamente invasivas e expõem o sujeito em teste a radiação. A utilização de ressonância magnética limita padrões naturais de movimento, tal como as alternativas anteriores.

Em termos cinéticos, as plataformas de força, palmilhas de pressão e electromiografia assumem grande relevância. As plataformas de força e palmilhas de pressão plantar devem obedecer a um conjunto de pré-requisitos técnicos no sentido de garantir uma medição o mais precisa e rigorosa possível, estando os medidores de pressão plantar mais sujeitos a erros de estimativa do valor de *output*. Para análise da marcha, espera-se que o transdutor tenha a capacidade de seguir um sinal com componentes de 10 a 15 Hz e limites de pressão de 0 (zero) a 1000 Kpa.

Os problemas ligados ao uso das plataformas de forças estão essencialmente relacionados com o elevado número de passos necessários para recolher os dados e com o facto de os indivíduos alterarem o padrão de marcha de maneira a que os seus passos coincidam com a plataforma, sendo que este problema desaparece com o uso de palmilhas. O uso de sensores em palmilhas tem como desvantagem a existência de menor número de sensores, resultando numa menor resolução. A grande maioria deste tipo de dispositivos apenas consegue aceder à componente da força vertical de reacção do solo.

A actividade muscular é acedida pela electromiografia (EMG). Na marcha, a EMG de superfície é a mais consensualmente aceite. Dependendo de vários factores, o sEMG de superfície em termos de frequência varia até 0.5 KHz, e em termos de amplitude varia entre 0.1 a 1 mV. Existe um conjunto de procedimentos a ter em conta na recolha do sinal, nomeadamente em termos de selecção e localização dos eléctrodos. A análise do sinal pode ser feita no domínio temporal ou espacial, dependendo da aplicação que se pretende. Parece ser unânime que o RMS constitui o parâmetro que melhor reflecte o grau de actividade muscular, sendo por isso o mais usado para estudos da marcha em que se procure aceder ao grau de actividade muscular. A obtenção de um sinal com qualidade está relacionada com a inexistência de artefactos, ruído e *crosstalk*, pelo que a recolha deve orientar-se no sentido de diminuir ou anular estas variáveis.

CAPÍTULO IV

FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO E ACTIVIDADE ELECTROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GASTROCNÉMIO DURANTE A FASE DE DUPLO APOIO

A análise efectuada no capítulo II evidencia que a investigação acerca do fenómeno da marcha tem sido orientada no sentido de perceber os mecanismos associados ao dispêndio energético que lhe está associado. Os sistemas de base não explicam todos os fenómenos ocorridos nem englobam todos os acontecimentos durante a marcha. As teorias mais recentes chamam a atenção para a fase de duplo apoio como fase responsável por uma parte significativa do dispêndio energético.

Assim sendo, neste capítulo, é apresentado um estudo observacional analítico transversal onde se investigou a relação entre factores cinéticos e electromiográficos entre os dois membros inferiores na fase de apoio unipodálico.

4.1 INTRODUÇÃO

Como já foi referido no capítulo II, a marcha bípede pode ser parcialmente compreendida como um mecanismo passivo (Cavagna, 1966). Efectivamente, têm sido sugeridos vários modelos teóricos para descrever os mecanismos inerentes a este movimento básico (Cavagna, 1977, Cavagna, 1966, Donelan, 2002b, Komura, 2005, Kuo, 2005, Kuo, 2007, Saunders, 1953, Waters, 1999). Contudo, existe ainda divergência de opinião acerca dos mecanismos que lhe são inerentes, bem como aspectos que permanecem por explicar (Kuo, 2005, Kuo, 2007). Embora a marcha seja descrita como um conjunto de movimentos cíclicos, a mesma é determinada por um conjunto multifactorial considerado determinante no padrão de marcha (Norkin, 1992). De facto, quando analisada do ponto de vista energético, ao contrário do que se esperaria verificar, de acordo com os modelos biomecânicos de base (Cavagna, 1966, Saunders, 1953), a recuperação da energia mecânica na marcha é incompleta, verificando-se que o sistema muscular actua de forma a compensar as perdas de energia ocorridas (Donelan, 2002b, Fukunaga, 2001, Griffin, 2003, Kuo, 2005). Apesar da existência de estudos que procuraram explicar os fenómenos de dissipação de energia ocorridos, existem ainda muitas interrogações acerca do modo como se estabelece a relação entre a não conservação de energia mecânica e as variáveis cinéticas e cinemáticas do padrão de marcha.

Vários modelos de marcha baseados num pêndulo invertido prevêm que o trabalho não é solicitado dentro de cada passo mas sim entre passos (Alexander, 1995, Garcia, 1998, Kuo, 2002, McGeer, 1990). As teorias da marcha dinâmica e do modelo de pêndulo entre passos oferecem propostas de mecanismos explicativos para as perdas de energia ocorridas nesta fase do ciclo de marcha (Donelan, 2002b, Kuo, 2007). Um dos mecanismos está relacionado com o conceito de colisão, e consequentemente de trabalho positivo e negativo dos membros. Uma característica da marcha dinâmica é que existe uma colisão durante a fase de ataque ao solo, havendo dissipação de energia. A energia pode ser recuperada passivamente, como na dinâmica passiva, ou activamente, através da propulsão (Kuo, 2007). A acção do membro anterior pode ser designada por colisão, com a força direccionada ao longo do membro realizando trabalho negativo, sendo realizado trabalho positivo igual na fase de propulsão do membro posterior, antecipando a necessidade de restaurar a perda energética na colisão subsequente. Por outro lado, a transição passo-a-passo é óptima quando a fase de propulsão e colisão são de igual magnitude e realizadas com curta duração (Kuo, 2007). Durante movimento constante, o trabalho positivo é maior que o trabalho negativo (De Vita, 2007, Kuo, 2005).

As FRS constituem uma variável externa que condiciona directamente a aceleração do centro de massa (Liu, 2006). Torna-se assim pertinente procurar perceber a sua influência na transição entre passos. Do mesmo modo, tendo em conta o modelo apresentado por (Kuo, 2007), será importante verificar de que maneira a variável poderá prever o trabalho positivo realizado pelo membro contralateral e de que maneira se poderá correlacionar com a energia dispendida na colisão.

O trabalho apresentado neste capítulo teve como objectivo principal fazer uma análise da influência da força de reacção do solo na fase de duplo apoio. Em termos mais específicos, pretendeu-se estudar a relação existente entre as forças de reacção do solo da fase de ataque ao solo e a actividade electromiográfica do músculo gastrocnémio, realizado pelo membro contralateral na fase de propulsão.

4.2 AMOSTRA

Em termos metodológicos adoptou-se uma abordagem baseada num modelo quantitativo do tipo observacional analítico transversal.

A amostra foi constituída por indivíduos de idades compreendidas entre 18 e 30 anos, tendo sido estabelecidos alguns critérios relativamente aos indivíduos a avaliar. Assim, foram incluídos no estudo apenas indivíduos saudáveis de ambos os géneros e excluídos indivíduos que preenchiam um ou mais dos seguintes critérios: 1) história de lesão recente osteoarticular ou músculotendinosa no membro inferior; 2) antecedentes ou sinais de disfunção neurológica que pudesse afectar a *performance* motora nos membros inferiores; 3) história de cirurgia a nível dos membros inferiores; 4) presença de deformidades angulares no membro inferior, ângulo Q (formado pela linha média da coxa alinhada pela linha média da coxa e linha média da perna) menor que 14° ou maior que 17°. A amostra foi assim constituída por 35 indivíduos do sexo feminino de idades compreendidas entre 18 e 22 anos (média = 19.7 ± 1.3 anos), altura entre 1.52 e 1.76 m (média = 1.65 ± 0.045 m); peso entre 47 e 69 kg (média = 56 ± 5.4 kg), ângulo Q dos membros esquerdo e entre 14 e 17° respectivamente (média = $14.57 \pm 0.85^\circ$) e (média = 14.7 ± 0.96).

4.3 INSTRUMENTOS

A parte experimental do trabalho desenvolvido foi realizada no Centro de Estudos e Movimento e Actividade Humana na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Os registos das forças de reacção ao solo (FRS) foram obtidos através de uma plataforma de forças Bertec Corporation, modelo FP4060-10 (6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, USA), ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300* com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (marca *Biopac*). Fiabilidade: ICC = 0.88 (Hanke, 1992).

A actividade electromiográfica do ventre medial do músculo gastrocnémio (MG) foi monitorizada pelo sistema *Biopac Systems, Inc – MP 150 Workstation*; eléctrodos em aço, modelo TD150, configuração bipolar e 20 mm entre as duas superfícies de detecção; eléctrodo-terra (*Biopac Systems, Inc. 42 Aero Camino Goleta, CA 93117*). Fiabilidade: ICC=0.69 para o músculo em análise (Karamadis, 2004).

O tempo de marcha foi monitorizado através do sistema *Brower Timing (IRD-T175)*. Este sistema apresenta uma sensibilidade de 0.01 s. Para cada indivíduo o intervalo de tempo medido foi utilizado para calcular a velocidade média de cada ensaio.

Foram também utilizados dois transdutores de pressão (TSD111), colocados no calcâneo e cabeça do primeiro metatarso, com o objectivo de delimitar temporalmente os ciclos de marcha.

As medições do ângulo Q foram efectuadas através de um goniómetro universal (Baseline). Fiabilidade intra e interteste: CCI = 0.91 - 0.96 e CCI = 0.82 - 0.88, respectivamente (Mayerson, 1984). Validade: CCI varia entre 0.73 a 0.78 (Mayerson, 1984).

Os sinais obtidos pela plataforma de forças, electromiografia e transdutores de pressão foram processados através do software *Acqknowledge®*, versão 3.9 para o sistema *MP150*.

4.4 PROCEDIMENTOS

Cada indivíduo em análise realizou duas séries de ensaios. Numa série procedeu-se à monitorização da actividade electromiográfica de um membro (membro posterior) e componente vertical da força de reacção do solo (Fz) durante o ataque ao solo do membro contralateral

(membro anterior). Na segunda série inverteu-se a monitorização das variáveis em cada membro. De modo a diminuir um possível efeito de ordem ou de aprendizagem as recolhas foram feitas de forma aleatória.

4.4.1 Preparação

A superfície cutânea foi preparada de modo a reduzir a sua resistência eléctrica para menos de 5 Ω (Basmajian, 1985): depilação da área muscular; remoção das células mortas com álcool; remoção dos elementos não condutores com lixa (Soderberg, 1992, Turker, 1993).

Os eléctrodos de recolha foram colocados no ponto médio do ventre muscular medial do GM, sendo fixados com fita adesiva, de modo a evitar a sua movimentação e garantir uma pressão homogénea e constante (Basmajian, 1985). O eléctrodo-terra foi colocado sobre a rótula. Foi estabelecido um intervalo entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha do sinal electromiográfico (sEMG) de 5 minutos (Correia, 1993).

Os sensores para medição do tempo de marcha foram colocados antes e após a plataforma de forças, distanciados em 0.95 m, de modo a que permitissem monitorizar o tempo dispendido em três ciclos de marcha.

As células de carga foram colocadas nos pontos anatómicos predefinidos para determinar temporalmente os ciclos de marcha (Norkin, 1992).

Todos os indivíduos usaram o mesmo calçado, apenas com variantes relativamente ao tamanho.

4.4.2 Recolha

A todos os indivíduos foi pedido que se deslocassem entre dois pontos pré-estabelecidos individualmente (no mínimo o necessário para 8 passos), de modo a garantir a validade dos resultados (James, 2007). Em cada medição apenas um membro contactou completamente a plataforma, sendo garantido que não foi exercida qualquer tipo de força adicional sobre a mesma (James, 2007, Oggero, 1998). Não foram definidas especificações relativamente à velocidade da marcha, sendo esta livremente escolhida por cada sujeito³ (Masani, 2002, Neptune, 2001a). Previamente à recolha, cada indivíduo realizou uma série de ensaios de modo a localizar-se e

³ Foi mostrada a existência de uma dependência entre a variabilidade das FRS e a velocidade da marcha. Tal indica que o sistema neuromuscular é mais estável a velocidades normais.

ambientar-se ao espaço. O membro onde se pretendeu analisar a magnitude de F_z foi o que esteve em contacto com a plataforma, Figura 4.1.



Figura 4.1: Imagem ilustrativa da recolha de dados em apoio bipodálio.

A actividade electromiográfica foi recolhida através de uma unidade de um canal a 2000 Hz. O sinal foi pré-amplificado no eléctrodo e conduzido para um amplificador diferencial de ganho ajustável (12 a 500 Hz; CMRR: 95 dB a 60 Hz e impedância de entrada de 100 M Ω). O ganho usado neste estudo foi de 1000. O sinal foi digitalizado e armazenado em disco de computador para análise posterior através do *software Acqknowledge*. Foi considerada para análise a média do *root mean square* (RMS) do sEMG do MG, o componente mais activo durante a propulsão do membro posterior (Duysens, 1996). Dado que foi usada somente uma plataforma de forças para calcular o tempo de propulsão do membro que não contactou com a plataforma, foi considerada a informação proveniente dos transdutores de carga. Foi também medida a F_z do membro contralateral.

Após a medição, o sEMG do MG proveniente da subfase em análise foi quantificado: aplicou-se um filtro passa-banda (50 a 500 Hz), suavizado (10 amostras), sujeito a *linear envelope* (frequência de corte de 9Hz) tendo sido calculado o RMS, que foi usado para análise (Shiavi, 1998, Turker, 1993). O sinal EMG foi normalizado em relação a uma contracção máxima isométrica (Lehman, 1999) e ao tempo. A medição da actividade electromiográfica do músculo MG numa contracção máxima isométrica foi efectuada com o indivíduo posicionado em decúbito ventral com 20° de flexão do joelho, tendo sido aplicada uma resistência manual. A todos os indivíduos foram pedidas três contracções máximas isométricas durante 5 segundos, com um minuto de repouso entre as repetições (Brown, 2001). Todos os procedimentos e comandos verbais foram efectuados pelo mesmo investigador, de forma objectiva e equitativa para todos os sujeitos (Hagabarth, 1987).

O pico máximo da Fz durante o ataque ao solo foi filtrado e normalizado em relação ao peso (Masani, 2002, Moio, 2003, Mullineaux, 2006).

4.5 QUESTÕES ÉTICAS

Com o objectivo de não romper com os padrões éticos pelos quais se deve reger qualquer/todo o tipo de investigação científica cuja experimentação envolva a figura humana, todos os indivíduos foram informados acerca do estudo do qual fizeram parte, segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia datada de 1964, tendo dado o seu consentimento.

Adicionalmente, todos os procedimentos efectuados estão de acordo com as normas éticas da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico do Porto e do Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana.

4.6 ESTATÍSTICA

Como já referido, para proceder ao tratamento de dados foi utilizado o *software SPSS* (*Statistic Package Social Science*) versão 13.0. A caracterização da amostra foi efectuada através da estatística descritiva.

Para permitir uma análise de dados correctamente agrupados aplicou-se o teste de *Wilcoxon* (Pestana, 2003), após a não verificação do pressuposto de normalidade (teste de *Shapiro-Wilk* e análise de histograma), para verificar uma possível existência de diferenças significativas na actividade electromiográfica e componente vertical da FRS entre os membros inferiores esquerdo e direito.

Para avaliar a correlação existente entre a actividade electromiográfica do gémeo interno e a componente vertical da FRS utilizou-se o coeficiente de correlação de *Spearman*, dada a não verificação do pressuposto de normalidade através do teste de *Shapiro-Wilk* e análise de histograma (Pestana, 2003).

Para análise inferencial foi utilizado um nível de significância de 0.01.

4.7 RESULTADOS

4.7.1 Avaliação da Fz e actividade electromiográfica do músculo MG nos membros esquerdo e direito

Na Tabela 4.1 encontram-se os valores descritivos da actividade electromiográfica e Fz obtidos para cada ensaio realizado.

Tabela 4.1: Registo da média, desvio-padrão, máximo e mínimo da actividade electromiográfica e Fz dos membros direito e esquerdo.

Componente avaliada	Membro	N	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo.
EMG	Direito	35	0.135	± 0.0952	0.034	0.550
EMG	Esquerdo	35	0.162	± 0.1262	0.020	0.510
FRS	Direito	35	5.502	± 1.1319	3.624	8.043
FRS	Esquerdo	35	7.634	± 1.4208	4.725	11.029

A aplicação do teste de *Wilcoxon* permitiu concluir que não se verificam diferenças significativas nos valores de actividade electromiográfica entre os membros esquerdo e direito, não se verificando o mesmo relativamente aos valores de Fz, pois ocorreu uma diferença estatisticamente significativa entre os membros direito e esquerdo, Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Valores de prova (p) obtidos no teste de *Wilcoxon* para a actividade electromiográfica e Fz.

Medições comparadas	Valor de p
EMG direito – EMG esquerdo	0.179
FRS direito – FRS esquerdo	0.000

4.7.2 Avaliação da correlação existente entre a Fz e a actividade electromiográfica do MG nos membros esquerdo e direito

Apresentam-se na Tabela 4.3 os valores obtidos no teste de correlação bivariada de *Spearman* para os valores de Fz e actividade electromiográfica.

Tabela 4.3: Valores de correlação de *Spearman* encontrados para a actividade electromiográfica e Fz.

Medições comparadas	Coefficiente de correlação de <i>Spearman</i>	Valor de p
EMG direito – FRS esquerdo	0.714	<0.0001
EMG esquerdo – FRS direito	0.831	0.0018

A análise dos valores presentes na Tabela 4.3 permitem verificar que ocorreram correlações estatisticamente significativas entre a actividade electromiográfica do GM e a Fz do membro contralateral, sendo a correlação entre moderada e forte.

4.8 DISCUSSÃO

O estudo experimental realizado demonstrou a existência de uma correlação estatisticamente significativa entre o RMS da actividade electromiográfica do músculo gastrocnémio medial (GM) durante a fase de propulsão e componentes vertical da força de reacção do solo (F_z) durante a fase de ataque ao solo em ambos os membros inferiores.

A actividade muscular durante a marcha tem sido bem documentada (Basmajian, 1985, Inman, 1981, Perry, 1992, Winter, 1991). Estudos electromiográficos demonstram que existe uma grande variabilidade de padrões durante a marcha. Estes padrões parecem ser diferentes para cada músculo, no entanto existem características comuns a todos. De facto, existe evidência analítica para a existência de padrões de actividade partilhada por vários músculos (Winter, 1991, Yakovenko, 2002). É na fase de propulsão que a actividade dos flexores plantares apresenta a actividade mais elevada (Norkin, 1992, Simon, 1978). Existe alguma controvérsia acerca do papel destes músculos na marcha. A sua actividade contráctil ocorre durante a fase de apoio, e devido à sua localização anatómica, estes podem actuar para promover resistência, (Sutherland, 1966), ou para causar flexão plantar activa. No entanto, o modo como estas acções afectam a marcha não é ainda clara. Não existe uniformidade relativamente à proporção de deslocamento promovida pelo trabalho activo e a proporção que pode ser atribuída a inércia (Simon, 1978). Mesmo que o tendão realize a maior parte da propulsão, existem razões que explicam o trabalho activo muscular. Em primeiro lugar, a perda de energia na colisão faz com que apenas uma fracção seja armazenada e utilizada elasticamente. Em segundo lugar, a proporcionalidade entre o trabalho e a energia metabólica na transição entre passos indica que a propulsão é activa (Doke, 2007).

Segundo a teoria da marcha dinâmica, durante a fase de transição do passo, a acção do membro anterior pode ser designada por colisão, com a força direccionada ao longo do membro realizando trabalho negativo. Na fase de propulsão do membro posterior é realizado trabalho positivo igual, antecipando a necessidade de restaurar a perda energética na colisão subsequente. Por outro lado, a transição passo-a-passo é óptima quando a fase de propulsão e colisão são de igual magnitude e realizadas com curta duração (Kuo, 2007). De facto, os resultados do presente estudo sugerem que a F_z parece ser um bom preditor da energia dispendida durante a marcha, e consequentemente do grau de actividade recrutada pelo MG do membro contralateral.

Embora se tenha observado correlação estatisticamente significativa nas duas séries efectuadas, verificaram-se diferenças nos valores do coeficiente de correlação de *Spearman* entre os membros inferior esquerdo e direito. Esta diferença pode ser explicada pelas diferenças na Fz obtidas nos dois membros.

Torna-se pertinente, num trabalho futuro, analisar o movimento do centro de massa juntamente com os parâmetros avaliados, de modo a verificar se o nível de correlação está associado à amplitude de deslocamento do centro de massa durante a fase de transição do passo. Será também pertinente verificar de que maneira o tempo de activação muscular do GM está relacionado com a variável referida.

4.9 RESUMO

Os mecanismos explicativos para o dispêndio energético durante a marcha têm sido alvo de vários estudos. Abordagens como a teoria da marcha dinâmica e do modelo de pêndulo entre passos apresentam propostas para este problema, sugerindo a ideia de colisão e a existência de trabalho positivo e negativo realizado pelos membros.

Este trabalho experimental teve como objectivo principal verificar se a magnitude da componente vertical da força de reacção do solo (FRS) influencia o grau de actividade muscular recrutada pelo membro contralateral durante a fase de duplo apoio. Para tal, foram seleccionados 35 indivíduos saudáveis. Em cada indivíduo foi monitorizada a actividade electromiográfica do músculo gastrocnémio medial e a magnitude da componente vertical da FRS durante a fase de duplo apoio. Após o cálculo do coeficiente de correlação de *Spearman* (ρ), foi detectada, para um nível de significância de 0.01, uma correlação estatisticamente significativa entre o root mean square do sinal electromiográfico e a componente vertical da FRS durante a fase de ataque ao solo: $\rho=0.852$ ($p<0.0001$) e $\rho=0.712$ ($p=0.018$), respectivamente.

Em resumo, os resultados obtidos sugerem que a actividade electromiográfica está correlacionada positivamente com a magnitude da componente vertical da FRS, sugerindo que a magnitude da componente vertical da FRS pode prever o grau de actividade electromiográfica recrutada no membro contralateral.

CAPÍTULO V

INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE NO PADRÃO DE RECRUTAMENTO E MAGNITUDE DE ACTIVIDADE MUSCULAR E FORÇAS DE REACÇÃO DO SOLO NAS SUBFASES DE APOIO UNIPODÁLICO

Neste capítulo é estudada uma fase vista como responsável por dispêndio energético, a fase de apoio unipodálico. Tal como já foi referido no capítulo II, a velocidade constitui um factor influente no padrão de marcha. Apesar do modelo do pêndulo invertido, referido no mesmo capítulo, atribuir um carácter de passividade a esta fase, a evidência mais recente aponta para a necessidade de um controlo activo de suporte. Assim, é apresentado o estudo da influência da velocidade em factores electromiográficos e cinéticos na fase de apoio unipodálico.

5.1 INTRODUÇÃO

Como indicado no capítulo II, vários estudos apontam para a existência de um conjunto de factores que são responsáveis pelo dispêndio energético ocorrido durante a marcha. Por exemplo, em (Kuo, 2005), é evidenciada a necessidade energética durante a fase de duplo apoio para redireccionar a velocidade do centro de massa. Por outro lado, outros investigadores consideram outras variáveis associadas ao dispêndio energético, tal como o suporte de peso corporal, o movimento de membros ou o controlo de estabilidade (Donelan, 2002a, Liu, 2006, Neptune, 2001a, Zajac, 2003).

Recolhas electromiográficas têm mostrado padrões de actividade em vários músculos que são activados durante a locomoção e que podem exibir uma grande variabilidade entre passos. No entanto, a média da actividade de um conjunto de passos possui um padrão de actividade média característico para cada ciclo e este é semelhante em indivíduos normais (Winter, 1991). Estes padrões de actividade parecem ser diferentes para cada músculo, no entanto existem características que são comuns a vários. De facto existe uma evidência analítica de que vários músculos partilham certos padrões de actividade (Winter, 1991, Yakovenko, 2002). Embora estejam descritos na literatura, por exemplo em (Inman, 1981, Perry, 1992, Sutherland, 1966, Winter, 1991), o mesmo padrão pode ser constituído por diferentes combinações de músculos. O padrão muscular varia não só de indivíduo para indivíduo como é afectado pela fadiga, velocidade (Whittle, 2007).

Indivíduos saudáveis que realizam marcha a velocidade auto-seleccionada geralmente adoptam um comprimento da passada de 1.4 a 1.5 m com comprimentos de passo de 0.7 a 0.75 m (Kabada, 1990, Murray, 1964b, Murray, 1970a). A velocidade de marcha é igual ao produto de metade do comprimento da passada e a cadência. Indivíduos saudáveis realizam marcha com uma cadência de 110 passos/minuto a velocidade livremente escolhida. Velocidades de marcha mais elevadas são acompanhadas pelo aumento simultâneo na cadência e comprimento da passada em indivíduos normais (Murray, 1967).

O modelo simplificado de (Kuo, 1999), prevê que os custos da colisão aumentam com o comprimento do passo, compreendendo uma fracção significativa do custo energético da marcha. Estes modelos sugerem dois componentes principais para o custo da marcha: o custo relacionado com o aumento do comprimento do passo e o custo relacionado com o aumento da sua frequência (Kuo, 2001). A taxa de trabalho mecânico aumenta nitidamente com a quarta

potência do comprimento do passo. Acredita-se que o custo metabólico do movimento dos esteja mais ligado à frequência do passo (Kuo, 2001).

A maior parte dos indivíduos normais caminham na sua velocidade normal entre 1 a 1.7 m/s (Waters, 1989). Neste intervalo, as curvas de dispêndio energético são relativamente achatadas, indicando a existência de uma eficiência uniforme virtual na marcha em velocidade auto-seleccionada (Masani, 2002, Murray, 1964b).

Em termos biomecânicos verifica-se que indivíduos jovens com marcha a velocidade auto-seleccionada utilizam uma distribuição do binário extensor da anca e joelho na fase inicial de apoio e um momento flexor plantar e extensor do joelho no final da fase de apoio para promover suporte e aumentar a propulsão anterior (Liu, 2006, Neptune, 2002, Zajac, 2003). No entanto, o modo como estas contribuições musculares para estas tarefas funcionais se alteram com a velocidade da marcha não está ainda esclarecida. Intuitivamente velocidades mais elevadas deveriam necessitar de uma maior actividade dos músculos que contribuem para a propulsão anterior. Contudo, como já referido, maiores velocidades estão também associadas a maiores comprimentos de passo, o que pode requerer o aumento de actividade dos muscular na fase oscilante (Doke, 2005) e dos músculos que contribuem para o suporte vertical, dado que há um aumento da excursão do centro de massa (Orendurff, 2004). Porém, velocidades mais baixas de marcha podem ser mecanicamente menos eficientes, uma vez que se desviam da frequência natural do pêndulo e levam à necessidade de um aumento de actividade muscular. Por outro lado, ocorre menor armazenamento e recuperação de energia elástica no complexo músculotendinoso.

O corpo humano reage a *inputs* proveniente do ambiente externo. Um desses *inputs* é a força de reacção do solo (FRS), que ocorre durante a fase de apoio de cada passada. Uma possível reacção é a modificação do padrão de actividade muscular como resposta a esta força. Os músculos do membro inferior são usados para diferentes tarefas durante a passada, incluindo controlo da posição esquelética, rigidez articular, vibração dos grupos de tecidos moles e estabilidade durante o contacto com o solo e propulsão do movimento (Wakeling, 2001b). Ao longo dos tempos, tem sido especulado que os músculos assumem uma função de controlo e minimização das vibrações dos tecidos moles durante a locomoção e portanto haverá uma alteração do padrão de actividade muscular como resposta a diferentes intensidades de vibração na extremidade inferior (Nigg, 1997).

Na análise apresentada no capítulo II, a FRS, é considerada por vários autores como uma força externa que influencia significativamente o centro de massa. Segundo (Borghese, 1996), o

padrão de FRS altera sistematicamente com a velocidade. Este aspecto reflecte as alterações paralelas que são conhecidas por ocorrer na dinâmica do centro de massa no plano sagital e no deslocamento lateral do peso corporal para o membro que suporta o peso.

O trabalho experimental reportado neste capítulo teve como objectivo principal estudar e analisar a influência da velocidade da marcha no padrão de recrutamento e magnitude de actividade muscular e FRS na fase de apoio unipodálico. Mais especificamente, procurou-se perceber de que forma a velocidade influencia: 1) o padrão de recrutamento muscular em cada subfase da fase de apoio; 2) a activação de cada músculo em cada subfase; 3) a duração das subfases de apoio e 4) a magnitude das FRS. Procurou-se também analisar quais os músculos mais influenciados pelas variações das FRS decorrentes da variação da velocidade

5.2 AMOSTRA

A amostra considerada neste trabalho foi constituída por indivíduos de idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos, tendo sido estabelecidos alguns critérios relativamente aos indivíduos a avaliar: foram incluídos indivíduos saudáveis de ambos os géneros e excluídos indivíduos que preenchem um ou mais dos seguintes critérios: 1) história de lesão recente osteoarticular ou musculotendinosa no membro inferior; 2) antecedentes ou sinais de disfunção neurológica que pudesse afectar a performance motora nos membros inferiores; 3) história de cirurgia a nível dos membros inferiores; 4) presença de deformidades angulares no membro inferior, ângulo Q menor que 14° ou maior que 17° (valores normais para indivíduos do género feminino). A amostra foi assim constituída por 35 indivíduos do sexo feminino de idades compreendidas entre 18 e 30 anos (média = 21.6 ± 3.17 anos), altura entre 1.55 e 1.72 m (média = 1.65 ± 0.045 m); peso entre 50.9 e 71.5 kg (média = 58.8 ± 7.72 kg), ângulo Q dos membros esquerdo e entre 14° e 17° , respectivamente (média = $14.57 \pm 0.85^\circ$) e (média = 14.7 ± 0.96).

5.3 INSTRUMENTOS

A parte experimental do trabalho desenvolvido foi realizada no Centro de Estudos e Movimento e Actividade Humana na Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Apresentam-se de seguida a instrumentação necessária para recolha e leitura dos dados.

Foi utilizada uma plataforma de forças *Bertec Corporation*, modelo *FP4060-10* (6171 *Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, USA*), ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300*. com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (marca *Biopac*); Fiabilidade: ICC = 0.88 (Hanke, 1992).

A actividade electromiográfica do ventre medial dos músculos gastrocnémio medial (MG), glúteo máximo (GMax), recto femoral (RF) e bicípete femoral (BF) foi monitorizada pelo sistema *Biopac Systems, Inc – MP 150 Workstation*; eléctrodos em aço, modelo TD150. configuração bipolar e 20 mm entre as duas superfícies de detecção; eléctrodo-terra (*Biopac Systems, Inc. 42 Aero Camino Goleta, CA 93117*). Fiabilidade: ICC=0.69 para os músculos em análise (Karamadis, 2004).

O tempo de marcha foi monitorizado através do sistema *Brower Timing* (IRD-T175). Este sistema apresenta uma sensibilidade de 0.01 s. Para cada indivíduo analisado o intervalo de tempo medido foi utilizado para calcular a velocidade média de cada ensaio.

As medições do ângulo Q foram efectuadas através de um goniómetro universal (*Baseline*); Fiabilidade intra e interteste: CCI = 0.91 a 0.96 e CCI = 0.82 a 0.88, respectivamente (Mayerson, 1984); Validade: CCI entre 0.73 a 0.78 (Mayerson, 1984).

Foi utilizado um metrónomo *TempoPerfect Metronome Software* (NCH Software) como *feedback* auditivo para controlar a velocidade da marcha.

Os sinais obtidos pela plataforma de forças, electromiografia foram processados através do software *Acqknowledge®*, versão 3.9 para o sistema *MP150*.

5.4 PROCEDIMENTOS

Em cada indivíduo foram realizadas três séries de ensaios, em que se procedeu à monitorização da actividade electromiográfica dos músculos GM, GMax, BF e RF e FRS durante a fase de apoio unipodálico durante a marcha realizada a diferentes velocidades definidas a partir da velocidade normal de cada indivíduo (velocidade auto-seleccionada).

5.4.1. Definição das velocidades individuais normais

Numa primeira fase procedeu-se a determinação da velocidade normal para cada indivíduo. Para tal todos os indivíduos realizaram marcha entre dois pontos predefinidos em plano horizontal a uma distância de 10 m (Chen, 1997, Whittle, 2007). Apenas foi transmitido aos indivíduos que deveriam deslocar-se entre os pontos pré-determinados sem preocupações relativamente à sua velocidade. A prova foi realizada com os indivíduos descalços.

Os sensores de movimento foram colocados no centro da trajectória afastados 8 m (Whittle, 2007). Cada indivíduo efectuou uma série de três repetições, sendo recolhido em cada uma o tempo do deslocamento entre os dois sensores de movimento e o número de passos realizados nesse intervalo. Com os valores da distância percorrida, tempo e número de passos efectuados foi calculada a cadência para cada repetição. Foi utilizada para o estudo a média dos valores de cadência e velocidade obtidos nas três repetições para cada indivíduo.

A partir da cadência normal para cada indivíduo, foi calculada uma cadência 25% superior à normal e 25% inferior.

5.4.2 Preparação dos indivíduos e colocação dos eléctrodos

A superfície cutânea foi preparada de modo a reduzir a sua resistência eléctrica para menos de 5 Ω (Basmajian, 1985): depilação da área muscular, remoção das células mortas com álcool, remoção dos elementos não condutores com lixa (Soderberg, 1992, Turker, 1993).

Os eléctrodos de recolha foram colocados no ponto médio do ventre muscular, sendo fixados com fita adesiva, de modo a evitar a sua movimentação e garantir uma pressão homogénea e constante (Basmajian, 1985). Foram utilizadas as seguintes referências anatómicas: 1) para o RF o eléctrodo foi colocado a meio da linha que une o bordo superior da rótula e a espinha ilíaca anterosuperior na orientação desta linha; 2) para o músculo GM o eléctrodo foi colocado na zona mais proeminente do ventre muscular em relação ao tendão de Aquiles; 3) para o músculo BF o eléctrodo foi colocado a meio da linha que une a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral do fémur com a orientação da linha; 4) para o músculo GMax o eléctrodo foi colocado a meio da linha que une a vértebra sacral e o grande trocanter; os eléctrodos foram orientados de acordo com a linha que vai desde a espinha ilíaca posterosuperior e a linha média da face posterior da coxa (Freriks, 1999).

O eléctrodo-terra foi colocado sobre a rótula. Foi estabelecido um intervalo entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha do sEMG de 5 minutos (Correia, 1993).

5.4.3 Recolha

A recolha de dados foi dividida em duas fases. Na primeira procedeu-se à medição da actividade electromiográfica durante contracções máximas isométricas dos músculos em análise para posterior normalização do sinal (Lehman, 1999), tendo sido adoptados os seguintes procedimentos para os diferentes músculos:

Para a medição da actividade electromiográfica do músculo GMax, os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral tendo-se pedido que realizassem extensão da anca com extensão do joelho contra resistência manual a nível da extremidade distal da coxa (Freriks, 1999).

Para o músculo BF os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral, com 60° de flexão do joelho e ligeira rotação lateral da coxa e perna. Foi pedido força máxima para flexão do joelho contra resistência manual para extensão a nível da extremidade distal da perna.

Para o músculo GM os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral, posteriormente foi-lhes pedido que executassem força máxima para flexão plantar da tibiotársica e flexão do joelho contra resistência manual a nível do antepé para flexão dorsal da tibiotársica e do calcâneo para extensão do joelho.

Para o músculo RF os indivíduos foram posicionados sentados com a coxofemoral a 70° de flexão e o joelho em ligeira flexão, seguidamente foi pedido que realizassem extensão do joelho contra resistência manual a nível da extremidade distal da perna para flexão. Foram controlados os movimentos de rotação da articulação coxofemoral.

A todos os indivíduos foram pedidas três contracções máximas isométricas durante 5 segundos, com um minuto de repouso entre as repetições (Brown, 2001). Todos os procedimentos e comandos verbais foram efectuados pelo mesmo investigador de forma objectiva e equitativa para todos os sujeitos (Hagabarth, 1987). Foi utilizada para análise a média do *root mean square* (RMS) do sinal electromiográfico entre o 2º e 4º segundos nas três repetições efectuadas.

Na segunda fase procedeu-se a recolha da actividade electromiográfica dos músculos em análise em conjunto com as FRS durante a fase de apoio unipodálico.

Os sensores de movimento foram colocados antes e após a plataforma de forças com o objectivo de controlar o tempo de marcha e posteriormente ser possível o cálculo da velocidade média. A todos os indivíduos foi pedido que se deslocassem entre dois pontos pré-estabelecidos individualmente (no mínimo o necessário para 8 passos) de modo a garantir a validade dos resultados (James, 2007). Em cada medição apenas um membro contactou completamente com a plataforma, sendo garantido que não foi exercido qualquer tipo de força adicional sobre a mesma (James, 2007, Oggero, 1998).

Cada indivíduo efectuou três séries de três repetições - uma em que efectuou marcha na velocidade auto-seleccionada determinada pela cadência calculada inicialmente, outra onde a marcha foi efectuada com uma cadência 25% inferior à normal e outra com uma cadência 25% superior à normal. Foi dado um *feedback* sonoro através de um metrónomo com o objectivo de controlar o ritmo da marcha. A ordem pela qual cada indivíduo efectuou cada série foi aleatoriamente seleccionada no sentido de minimizar um possível efeito de ordem ou aprendizagem. Previamente à recolha, os indivíduos realizaram 10 a 15 repetições de modo a familiarizarem-se com os procedimentos (Giakas, 1997). Foi efectuada a análise da fase de apoio do membro inferior direito. A Figura 5.1 é representativa de uma recolha de dados.



Figura 5.1: Imagem ilustrativa da recolha de dados em apoio unipodálico.

Todos os procedimentos e comandos verbais foram efectuados pelo mesmo investigador de forma objectiva e equitativa para todos os sujeitos (Hagabarth, 1987).

A actividade electromiográfica foi recolhida através de uma unidade de quatro canais a 2000 Hz. O sinal foi pré-amplificado nos eléctrodos e conduzido para um amplificador diferencial

de ganho ajustável (12 a 500 Hz; CMRR: 95 dB a 60 Hz e impedância de entrada de 100 M Ω). O ganho usado neste estudo foi de 1000. Os sinais em bruto foram digitalizados e armazenados no disco do computador para análise posterior através do *software Acqknowledge*. Foi utilizado para análise a média do *root mean square* (RMS) do sinal EMG dos músculos em análise durante a fase de apoio. Foram também medidas as FRS do mesmo membro inferior.

Após a medição, o sinal electromiográfico (sEMG) dos músculos analisados proveniente da subfase em análise foi quantificado: aplicou-se um filtro passa-banda (50 a 500 Hz), suavizado (10 amostras), sujeito a *linear envelope*⁴ (frequência de corte de 9 Hz) tendo sido calculado o RMS, que foi usado para análise (Ferdjallah, 2000, Shiavi, 1998, Turker, 1993). O sEMG foi normalizado em relação a uma contracção máxima isométrica (Lehman, 1999) e ao tempo.

As FRS foram filtradas com um filtro passa-baixo com uma frequência de corte de 20 Hz e normalizado em relação ao peso (Masani, 2002, Moisiu, 2003, Mullineaux, 2006, Whittle, 1996).

Cada subfase, ataque ao solo (AS), transição entre subfase de ataque ao solo e média de apoio (AS-MA), transição entre subfase média de apoio e propulsão (MA-P) e propulsão (P) foi determinada pela análise do sinal obtido pela plataforma de forças, tendo sido estes valores normalizados em relação à duração da fase de apoio unipodálico (Forner-Cordero, 2006).

5.5 QUESTÕES ÉTICAS

Com o objectivo de não romper com os padrões éticos pelos quais se deve reger qualquer/todo o tipo de investigação científica cuja experimentação envolva a figura humana, todos os indivíduos foram informados acerca do estudo do qual fizeram parte, segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia datada de 1964, tendo dado o seu consentimento. Adicionalmente, todos os procedimentos foram realizados de acordo com as normas éticas da escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico do Porto e do Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana.

⁴ O *linear envelope* é útil para aceder ao início e fim de actividade muscular.

5.6 ESTATÍSTICA

Como já referido, para proceder ao tratamento de dados foi utilizado o *software SPSS* (*Statistic Package Social Science*) versão 13.0. A caracterização da amostra foi efectuada através da estatística descritiva.

Tendo em conta que a velocidade foi calculada pela cadência, tornou-se pertinente verificar se efectivamente as três velocidades efectuadas pelos indivíduos se mostraram estatisticamente diferentes. Para isso, após a verificação do pressuposto de normalidade através do teste de *Shapiro Wilk* e análise de histograma e de esfericidade pelo teste de *Mauchly* foi utilizado o teste de *Anova* de medições repetidas (Pestana, 2003). Para comparar os níveis de activação dos músculos analisados nas diferentes subfases em função da velocidade e após a não verificação do pressuposto de normalidade pelo teste de *Shapiro Wilk* e verificação de histograma, utilizou-se o teste de *Friedman* para verificar se ocorreram diferenças entre o RMS dos músculos analisados em cada subfase de apoio. Sempre que se verificaram diferenças pelo teste anterior foi utilizado o teste de *Wilcoxon* para verificar entre que pares de músculos ocorreram as diferenças (Pestana, 2003). Com o objectivo de estudar a influência da velocidade na actividade electromiográfica dos músculos analisados, na FRS e da duração de cada subfase de apoio, após a não verificação do pressuposto de normalidade, foi utilizado o teste de *Friedman* para verificar se ocorreram diferenças na actividade muscular nas diferentes velocidades adoptadas. O teste de *Wilcoxon* foi utilizado novamente para verificar entre que pares de músculos ocorreram as diferenças (Pestana, 2003). Para verificar quais os músculos mais relacionados com variações da FRS resultante de variação da velocidade foi utilizado coeficiente de correlação de *Spearman* (Pestana, 2003). Foi utilizado um nível de significância de 0.01.

5.7 RESULTADOS

5.7.1 Análise das diferenças entre as velocidades adoptadas

Dado que não foi efectuado um controlo directo da velocidade mas sim indirectamente pela cadência, é importante verificar se as diferenças entre as velocidades adoptadas são

estatisticamente significativas. A Tabela 5.1 apresenta os valores médios obtidos nas três séries efectuadas, desvio-padrão, máximo e mínimo.

Tabela 5.1: Valores médios da velocidade normal, mais baixa e mais alta, acompanhados dos valores de desvio-padrão, máximo e mínimo.

Velocidade	N	Média	Desvio-padrão	Máximo	Mínimo
Baixa	35	1.32	$\pm 0.0.287$	2.07	0.078
Normal		1.56	$\pm 0.0.355$	2.63	0.091
Alta		1.81	$\pm 0.0.432$	2.83	1.06

Na Tabela 5.2 constam os valores de prova (p) obtidos no teste de *Anova* para medidas repetidas. A análise dos valores de p apresentados para medidas repetidas permite verificar não existe evidência para afirmar que não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre as velocidades adoptadas ($p < 0.0001$). Neste sentido, a análise dos seguintes resultados pode partir deste pressuposto.

Tabela 5.2: Valores de p obtidos nas comparações entre as diferentes velocidades adoptadas no teste de *Anova* para medidas repetidas.

Comparações efectuadas entre velocidades	Valor de p
Alta – Baixa	< 0.0001
Alta – Normal	< 0.0001
Normal – Baixa	< 0.0001

5.7.2 Análise do padrão de recrutamento dos músculos RF, BF, GMax e GM nas subfases de apoio unipodálico nas diferentes velocidades

Na Tabela 5.3 constam os valores relativos à média e desvio-padrão do RMS do sEMG obtido durante a fase de apoio dos músculos recto femoral (RF), bicipete femoral (BF), glúteo máximo (GMax) e ventre medial do músculo gastrocnémio (GM).

Numa primeira fase, procurou-se verificar se ocorreram diferenças em termos de grau de recrutamento de actividade nos diferentes músculos analisados. Na Tabela 5.3 encontram-se os valores de p obtidos após a aplicação do teste de *Friedman*.

Os valores (Tabela 5.3) permitem verificar que em todas as velocidades e subfases de apoio para um nível de significância de 0.01 não existe evidência estatística significativa para afirmar que não ocorreram diferenças significativas em termos de recrutamento de actividade muscular nos diferentes músculos avaliados ($p < 0.0001$).

Tabela 5.3: Valores médios e desvio-padrão da actividade recrutada pelos músculos BF, RF, GM e GMax analisados em função da velocidade e subfase de apoio. Valores de p obtidos através do teste de *Friedman*.

Velocidade	Subfase de apoio	Músculos	N	Média	Desvio-padrão	Valor de p
Alta	AS	RF	35	0.087	0.021	<0.0001
		BF		0.139	0.103	
		GMax		0.454	0.063	
		GM		0.19	0.092	
	AS-MA	RF	35	0.105	0.118	<0.0001
		BF		0.07	0.065	
		GMax		0.354	0.52	
		GM		0.4	0.17	
	MA-P	RF	35	0.099	0.102	<0.0001
		BF		0.14	0.103	
		GMax		0.327	0.047	
		GM		0.63	0.286	
	P	RF	35	0.175	0.093	<0.0001
		BF		0.056	0.047	
		GMax		0.244	0.063	
		GM		0.172	0.039	
Normal	AS	RF	35	0.116	0.128	<0.0001
		BF		0.132	0.111	
		GMax		0.48	0.053	
		GM		0.234	0.15	
	AS-MA	RF	35	0.07	0.017	<0.0001
		BF		0.114	0.052	
		GMax		0.38	0.049	
		GM		0.45	0.214	
	MA-P	RF	35	0.114	0.029	<0.0001
		BF		0.052	0.111	
		GMax		0.367	0.404	
		GM		0.532	0.24	
	P	RF	35	0.182	0.096	<0.0001
		BF		0.055	0.045	
		GMax		0.33	0.096	
		GM		0.111	0.066	
Baixa	AS	RF	35	0.15	0.138	<0.0001
		BF		0.071	0.078	
		GMax		0.56	0.73	
		GM		0.245	0.18	
	AS-MA	RF	35	0.13	0.119	<0.0001
		BF		0.074	0.054	
		GMax		0.377	0.48	
		GM		0.471	0.24	
	MA-P	RF	35	0.14	0.12	<0.0001
		BF		0.071	0.078	
		GMax		0.37	0.44	
		GM		0.47	0.24	
	P	RF	35	0.212	0.111	<0.0001
		BF		0.0605	0.048	
		GMax		0.346	0.434	
		GM		0.169	0.146	

Na Tabela 5.4 apresentam-se os valores de p obtidos na comparação da actividade dos diferentes músculos entre si para cada velocidade.

Tabela 5.4: Valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* na comparação entre os diferentes músculos em função da velocidade e subfase de apoio.

Velocidade	Subfase de apoio	Músculos	Valor de p	Músculos	Valor de p
Alta	AS	RF-BF	0.961	GM-BF	0.013
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.038
		GMax-GM	0.069	GMax-RF	<0.0001
	AS-MA	RF-BF	0.003	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	0.044	GMax-RF	<0.0001
	MA-P	RF-BF	0.016	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	<0.0001	GMax-RF	0.252
	P	RF-BF	<0.0001	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.055
		GMax-GM	0.022	GMax-RF	0.492
Normal	AS	RF-BF	0.016	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.085
		GMax-GM	0.042	GMax-RF	<0.0001
	AS-MA	RF-BF	0.001	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	0.036	GMax-RF	<0.0001
	MA-P	RF-BF	0.004	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	0.026	GMax-RF	<0.0001
	P	RF-BF	<0.0001	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.06
		GMax-GM	0.006	GMax-RF	0.002
Baixa	AS	RF-BF	0.004	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.589
		GMax-GM	0.007	GMax-RF	0.001
	AS-MA	RF-BF	0.001	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	0.036	GMax-RF	<0.0001
	MA-P	RF-BF	0.207	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	<0.0001
		GMax-GM	<0.0001	GMax-RF	<0.0001
	P	RF-BF	0.159	GM-BF	<0.0001
		BF-GMax	<0.0001	GM-RF	0.016
		GMax-GM	0.001	GMax-RF	<0.0001

Subfase de ataque ao solo

A análise da Tabela 5.4 permite verificar que, quando analisada a subfase de ataque ao solo (AS) na velocidade mais alta, e para um nível de significância de 0.01, ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os músculos BF e GMax ($p<0.0001$) e RF e GMax ($p<0.0001$), Tabela 5.4, sendo a actividade do músculo GMax estatisticamente superior em relação aos dois grupos musculares comparados (Tabela 5.3). Não foram verificadas diferenças relativamente aos restantes músculos avaliados (Tabela 5.4). Durante a fase de apoio em marcha com velocidade auto-seleccionada, e analisando a mesma fase, verifica-se na Tabela 5.4, para o mesmo nível de significância, que ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre o GMax e a actividade do RF ($p<0.0001$) e BF ($p<0.0001$) (maior actividade do músculo GMax, Tabela 5.3) mas também entre os músculos GM e BF ($p<0.0001$) (maior actividade do músculo GM, Tabela 5.3). Na velocidade mais baixa (Tabela 5.4) verificaram-se diferenças entre mais grupos musculares. Para além de terem ocorrido diferenças entre o GMax e RF ($p=0.001$) e BF ($p<0.0001$) (maior actividade do GMax, Tabela 5.3) e GM e BF ($p<0.0001$) (maior actividade do GM, Tabela 5.3), verificaram-se diferenças entre os músculos recto RF e BF ($p=0.004$) (maior no RF, Tabela 5.3), GMax e GM ($p=0.007$) (maior no GMax, Tabela 5.3) e GMax e RF (0.001) (maior no GMax, Tabela 5.3). Em síntese, para a velocidade mais baixa ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre todos os músculos analisados, com excepção dos músculos GM-RF, com a seguinte ordem decrescente: GMax, GM e RF, BF.

Transição entre o ataque ao solo e a subfase média de apoio

Continuando a análise dos valores apresentados na Tabela 5.4, e considerando agora para os valores obtidos na transição entre a subfase de ataque ao solo e fase média de apoio (AS-MA) verifica-se que para a velocidade mais alta ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos musculares analisados, exceptuando o músculo GMax e GM ($p=0.044$), Tabela 5.4, que foram os que apresentaram maior intensidade de actividade muscular, seguidos do músculo RF e BF (Tabela 5.3). Na velocidade auto-seleccionada verificaram-se as mesmas diferenças entre os grupos musculares que as ocorridas na velocidade mais elevada. Na velocidade mais baixa verificaram-se também as mesmas diferenças.

Transição entre a subfase média de apoio e a propulsão

Começando pela análise dos dados recolhidos na transição entre a subfase média de apoio e propulsão (MA-P), na velocidade mais alta verificaram-se diferenças entre todos os

músculos, com excepção do BF e RF ($p=0.016$) e GMax e RF ($p=0.252$), sendo maior a actividade no músculo GM, seguido de GMax e RF e BF. Na velocidade auto-seleccionada apenas não ocorreram diferenças entre os músculos GM e GMax (Tabela 5.4, $p=0.026$), sendo a actividade destes superior à do BF e RF (Tabela 5.3). Na velocidade mais baixa apenas não se verificaram diferenças entre os músculos RF e BF (Tabela 5.4, $p=0.016$), tendo-se verificado maior actividade dos músculos GM, seguido do GMax e dos músculos RF e BF (Tabela 5.3).

Propulsão

Na velocidade mais alta durante a subfase de propulsão (P) verificaram-se diferenças em todos os grupos musculares, excepto entre o GM e RF ($p=0.055$), GMax e GM ($p=0.022$) e GMax e RF ($p=0.492$), Tabela 4.4, sendo maior a actividade dos músculos GMax, GM e RF seguidos do BF (Tabela 5.3). Na velocidade auto-seleccionada ocorreram diferenças entre todos os grupos musculares analisados, a excepção dos músculos GM e RF (Tabela 5.4, $p=0.06$), sendo maior a actividade no GMax, seguido de GM e RF, seguidos do BF (Tabela 5.3). Na velocidade mais baixa verificaram-se diferenças entre todos os grupos musculares, excepto entre o GM e o RF ($p=0.016$) e BF e RF ($p=0.159$), Tabela 5.4, sendo maior a actividade nos músculos GMax seguido de GM e RF e BF (Tabela 5.3).

5.7.3 Análise da influência da velocidade na actividade EMG dos músculos RF, BF, GMax e GM em cada subfase de apoio

Após verificadas as diferenças em termos de organização de recrutamento muscular em cada subfase e velocidade, procedeu-se à verificação da influência da velocidade na intensidade da acção dos músculos analisados nas quatro subfases de apoio. As Figuras 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5 representam a acção da velocidade na acção dos grupos musculares nas diferentes fases de apoio.

Começando pelo músculo BF (Figura 5.2) verifica-se que este apenas sofreu variação com a velocidade na subfase AS-MA ($p<0.0001$), Tabela 5.5. As diferenças ocorreram entre as velocidades alta e baixa ($p<0.0001$) e entre a baixa e a normal ($p<0.0001$), não tendo ocorrido diferenças entre a alta e a normal ($p=0.016$), Tabela 5.6.

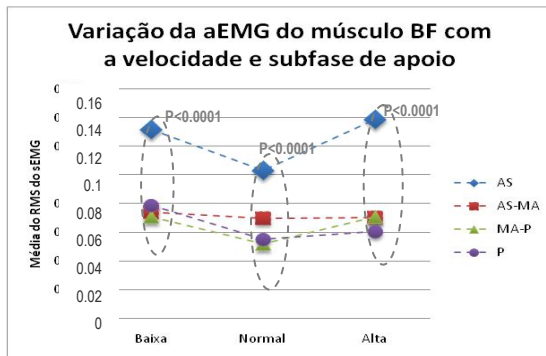


Figura 5.2: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo BF nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para actividade electromiográfica nas subfases de apoio.

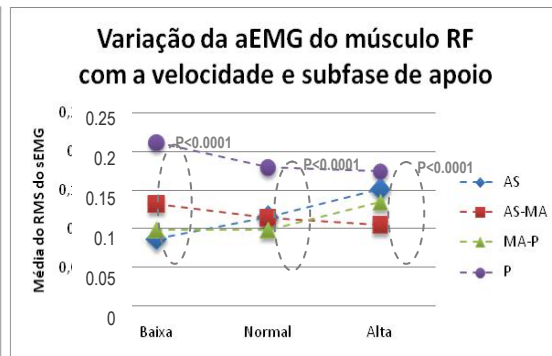


Figura 5.3: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo RF nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para actividade electromiográfica nas subfases de apoio.

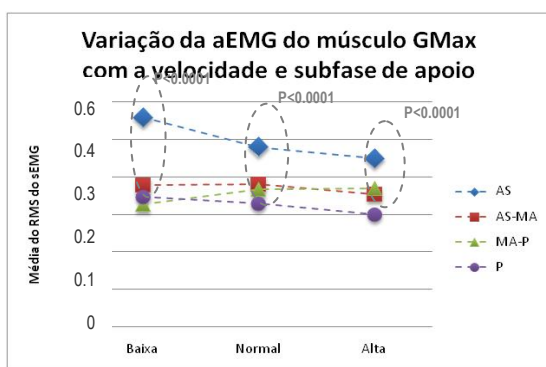


Figura 5.4: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo GMax nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para actividade electromiográfica nas subfases de apoio.

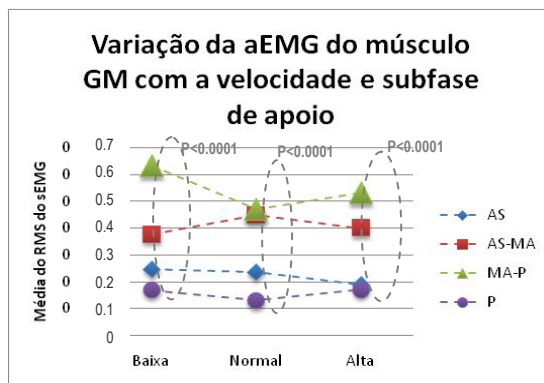


Figura 5.5: Influência da velocidade na actividade electromiográfica do músculo GM nas subfases de apoio. Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para actividade electromiográfica nas subfases de apoio.

O músculo RF (Figura 5.3) sofreu diferenças estatisticamente significativas na sua actividade EMG em função da velocidade em todas as subfases de apoio ($p < 0.0001$), Tabela 5.5. Fazendo uma análise mais específica, Tabela 5.6, observa-se que na subfase AS ocorreram diferenças significativas entre as 3 velocidades efectuadas ($p < 0.0001$); na subfase AS-MA ocorreram também diferenças entre as três velocidade, alta e baixa ($p = 0.0011$), alta e normal ($p < 0.0001$) e baixa e normal ($p = 0.002$); na subfase MA-P ocorrem diferenças entre as três velocidade, alta e baixa ($p = 0.0011$), alta e normal ($p = 0.006$) e baixa e normal ($p = 0.004$); na subfase de P ocorreram também diferenças entre as três velocidades, alta e baixa ($p < 0.0001$), alta e normal ($p < 0.0001$) e baixa e normal ($p = 0.001$).

Analisando a actividade do músculo GMax (Figura 5.4) torna-se claro que ocorreram diferenças significativas em função da velocidade na subfase de AS ($p = 0.001$), MA-P ($p < 0.0001$) e P ($p = 0.007$), Tabela 5.5. Já analisando estas subfases de apoio (AS, MA-P e P), Tabela 5.6,

verifica-se que na subfase de AS as diferenças ocorreram entre a velocidade alta e baixa ($p=0.001$), na subfase MA-P as diferenças ocorreram entre as velocidades alta e baixa ($p=0.001$) e alta e normal ($p=0.002$), na subfase de P as diferenças ocorreram entre as velocidades alta e baixa ($p=0.003$).

O músculo GM (Figura 5.5) foi influenciado pela velocidade apenas na subfase MA-P ($p<0.0001$), Tabela 5.5, tendo sido verificadas diferenças entre as três velocidades adoptadas, alta e baixa ($p=0.0089$), alta e normal ($p<0.0001$) e baixa e normal ($p<0.0001$), Tabela 5.6.

Tabela 5.5: Valores de p obtidos após a aplicação do teste de *Friedman* para a actividade electromiográfica dos músculos BF, GM, GMax e RF nas diferentes velocidades e subfases de apoio.

Medições comparadas	Subfase de apoio	Músculo	Valor de p	Músculo	Valor de p
Velocidade baixa	AS	BF	0.053	GM	0.063
	AS-MA		<0.0001		0.015
	MA-P		0.972		<0.0001
	P		0.819		0.036
Velocidade normal	AS	RF	<0.0001	GMax	0.001
Velocidade alta	AS-MA		<0.0001		0.233
	MA-P		<0.0001		<0.0001
	P		<0.0001		0.007

Comparando a actividade de cada músculo nas diferentes subfases de apoio, verifica-se que em todos os músculos, nas três velocidades, ocorreram diferenças estatisticamente significativas ($p<0.0001$), Figuras 5.2 a 5.5. Ocorreram diferenças na actividade do músculo BF entre as subfases AS e MA-P ($p<0.0001$) e AS e P ($p<0.0001$) na velocidade mais alta, na velocidade normal ocorreram diferenças nas subfases anteriores, na velocidade mais baixa ocorreram as mesmas diferenças mais entre as subfases AS-MA e P ($p=0.001$), Tabela 5.7. Em todas as velocidades, a actividade do músculo BF foi superior na subfase de AS relativamente à subfase de MA-P. Em velocidade baixa, os valores de actividade deste músculo foram superiores na subfase de AS relativamente à subfase de P.

No caso do músculo RF, em velocidade alta, as diferenças ocorreram entre as subfases AS-MA e P ($p<0.0001$), AS e AS-MA ($p<0.0001$) e AS-MA e MA-P ($p<0.0001$), tendo-se verificado que a actividade do músculo na subfase de AS-MA foi inferior relativamente às restantes subfases. Em velocidade normal e baixa as diferenças ocorreram entre as subfases AS e AS-MA ($p<0.0001$), AS e MA-P ($p<0.0001$) e P e AS ($p<0.0001$) verificando-se que a actividade foi superior nas subfases de AS-MA e P relativamente à de AS. Na velocidade mais baixa a actividade do RF foi superior na subfase de MA-P relativamente à AS tendo se verificado o inverso na velocidade normal.

Analisando a actividade do músculo GMax, verifica-se que na velocidade mais alta se observaram diferenças entre todas as subfases, à excepção das subfases MA-P e P ($p=0.159$) e AS-MA e MA-P ($p=0.019$), na velocidade normal ocorreram diferenças entre todas as subfases à excepção da subfase AS-MA e MA-P ($p=0.451$), na velocidade baixa ocorreram diferenças entre todas as subfases. Em todas as velocidades, a actividade do músculo GMax foi superior na subfase de AS em relação às restantes. Na velocidade mais alta a actividade foi superior na subfase de AS-MA relativamente à de P, não ocorreram diferenças em termos de intensidade de activação muscular nas restantes subfases. Na velocidade normal, a subfase onde ocorreu maior actividade do GMax a seguir à subfase de AS foi a AS-MA e MA-P, seguidas pela subfase de P. Na velocidade mais baixa em termos de ordem decrescente de actividade do músculo do GMax a subfase de AS foi seguida pela subfase AS-MA que foi seguida pela P e finalmente pela MA-P.

Relativamente ao músculo GM verificou-se que na velocidade alta ocorreram diferenças entre todas as subfases, nas velocidades normal e baixa não ocorreram diferenças entre as subfases AS e P ($p=0.077$) e AS-MA e MA-P ($p=1$), respectivamente. Em todas as velocidades a actividade do músculo GM foi superior na subfase MA-P, seguido da subfase de AS-MA, foi também superior na de AS relativamente à subfase de P.

Tabela 5.6: Valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* para verificar entre que pares de velocidades ocorreram as diferenças verificadas no teste de *Friedman*.

Músculo	Medições comparadas	Subfase	Valor de p	Músculo	Medições comparadas	Subfase	Valor de p		
BF	Alta - Baixa	AS	<0.0001	GMax	Alta – Baixa	AS	0.001		
							0.028		
							0.018		
		AS-MA	MA-P			MA-P	0.001		
							0.909		
							0.002		
RF	Baixa - Normal	AS	<0.0001	GM	Baixa - Normal	P	0.003		
								0.334	
								0.048	
	Normal - Alta	AS-MA	<0.0001	Normal – Alta	MA-P	<0.0001			
								0.0011	
								0.002	
		MA-P	<0.0001					0.001	
								0.004	
								0.006	
		P	<0.0001				<0.0001		
									0.001
									<0.0001

Tabela 5.7: Valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* para verificar entre que pares de subfases de apoio ocorreram as diferenças verificadas no teste de *Friedman*.

Músculo	Medições comparadas	Velocidade	Valores de p	Músculo	Medições comparadas	Velocidade	Valores de p
BF	AS vs AS-MA	Alta	0.238	GMax	AS vs AS-MA	Alta	<0.0001
			0.589				0.159
			<0.0001				<0.0001
			0.049				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			0.258				0.019
	MA-P vs P	Normal	0.011		MA-P vs P	Normal	<0.0001
			0.232				<0.0001
			<0.0001				0.001
			0.179				0.001
			<0.0001				<0.0001
			0.108				0.451
	AS vs MA-P	Baixa	0.404		AS vs MA-P	Baixa	<0.0001
			0.326				<0.0001
			<0.0001				0.007
			0.001				0.006
			<0.0001				<0.0001
			0.017				<0.0001
RF	AS-MA vs P	Alta	<0.0001		AS-MA vs P	Alta	<0.0001
			0.245				<0.0001
			0.033				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			0.682				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
	AS-P	Normal	<0.0001		AS-P	Normal	<0.0001
			1				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			0.909				0.001
			<0.0001				0.077
			0.422				<0.0001
	AS-MA vs MA-P	Baixa	<0.0001		AS-MA vs MA-P	Baixa	<0.0001
			0.013				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			0.481				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			0.095				1

5.7.4 Análise da influência da velocidade na duração cada subfase de apoio

A Figura 5.6 mostra a variação da duração das subfases de apoio ocorrida em função da velocidade.

Os dados obtidos, Tabela 5.8, demonstram não ocorreram diferenças estatisticamente em função da velocidade adoptada na duração da subfase de ataque ao solo ($p=0.819$), AS-MA ($p=0.07$), MA-P ($p=0.347$). A duração da subfase de propulsão foi a única que apresentou variações em funções da velocidade ($p=0.005$), tendo se verificado que as diferenças ocorreram

entre as velocidades baixa e normal ($p=0.001$), sendo a duração da subfase em velocidade normal inferior.

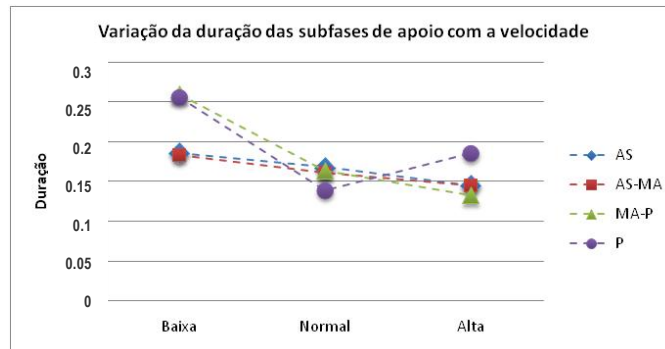


Figura 5.6: Variação da duração das subfases de apoio unipodálico de acordo com a velocidade.

Tabela 5.8: Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para comparar a influência da velocidade da duração das subfases de apoio e valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* para verificar entre que pares de velocidades ocorreram diferenças.

Subfase em análise	Medições comparadas	Valor de p	Medições comparadas	Valor de p
AS		0.819		
AS-MA	Baixa	0.07		
MA-P	Normal	0.347		
	Alta			
P		0.005	Baixa – Normal	0.001
			Normal – Alta	0.077
			Baixa – Alta	0.101

5.7.5 Análise da influência da velocidade na magnitude das FRS em cada subfase de apoio

Apresentam-se a seguir os valores obtidos nas três componentes de FRS nas três velocidades adoptadas, Figuras 5.7, 5.8, 5.9 e 5.10.

Pela análise da Tabela 5.9 verifica-se que ocorreram diferenças nas componentes da FRS em função da velocidade. Na Tabela 5.10 verifica-se que nas subfases de AS e AS-MA ocorreram diferenças na magnitude de F_x em todas as velocidades adoptadas ($p<0.0001$). Na subfase de AS ocorreu uma diminuição da magnitude de F_x , F_y e F_z em função da velocidade, na subfase de AS-MA ocorreu um aumento de F_y e F_z com a velocidade e uma diminuição de F_x . Na subfase MA-P ocorreram diferenças entre as velocidades alta e baixa e baixa e normal ($p<0.0001$) para F_x . Na subfase de P ocorreram diferenças entre as velocidades alta e baixa

($p=0,001$) e alta e normal ($p<0.0001$) em Fx. Para Fx, Fy e Fz, nas subfases AS, MA-P e P verificaram-se os mesmos padrões de magnitude relativa. Para Fy e Fz verifica-se que ocorreram diferenças em todas as subfases e entre as três velocidades ($p<0.0001$) com a excepção da subfase AS-MA onde não ocorreram diferenças entre a velocidade baixa e normal.

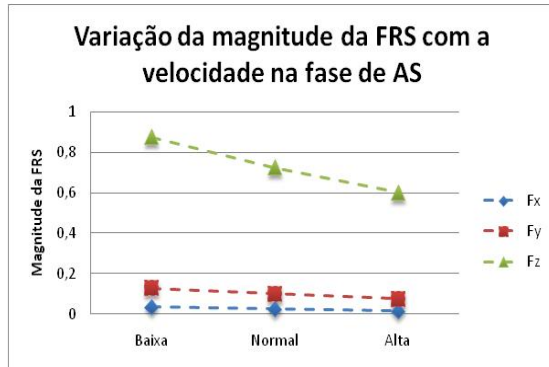


Figura 5.7: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase de AS.

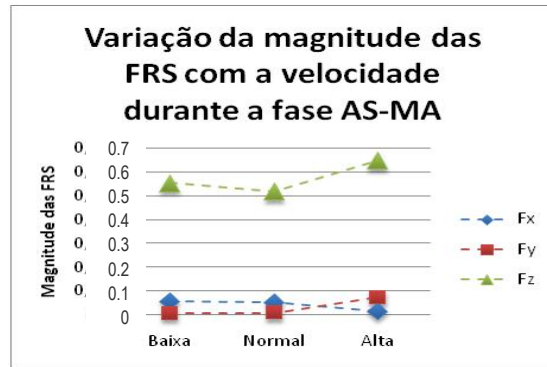


Figura 5.8: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase AS-MA.

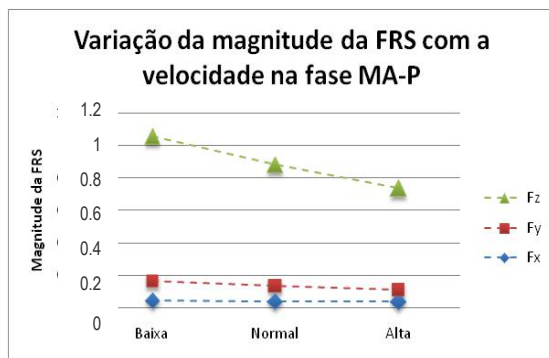


Figura 5.9: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase MA-P.

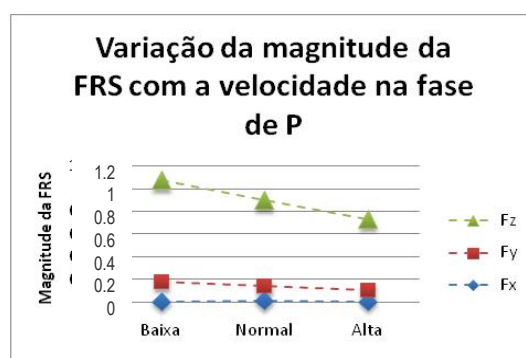


Figura 5.10: Influência da velocidade de marcha no módulo da magnitude das FRS na subfase de P.

Tabela 5.9: Valores de p obtidos no teste de *Friedman* para analisar a influência da velocidade na FRS.

Subfase em análise	Medições comparadas	FRS	Valor de p
AS		Fx	<0.0001
		Fy	<0.0001
		Fz	<0.0001
AS-MA	Baixa	Fx	<0.0001
	Normal	Fy	<0.0001
		Fz	<0.0001
MA-P	Alta	Fx	<0.0001
		Fy	<0.0001
		Fz	<0.0001
P		Fx	<0.0001
		Fy	<0.0001
		Fz	<0.0001

Tabela 5.10: Valores de p obtidos no teste de *Wilcoxon* para verificar entre que velocidades ocorreram diferenças na magnitude das FRS.

Componente da FRS	Medições comparadas	Subfase	Valores de p	Componente da FRS	Medições comparadas	Subfase	Valores de p
FX	Alta – Baixa	AS	<0.0001	Fz	Alta – Baixa	AS	<0.0001
			0.001				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
		AS – MA	<0.0001			AS-MA	<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
		MA – P	<0.0001			AS-MA	<0.0001
			<0.0001				0.041
			0.013				<0.0001
		P	0.001			MA-P	<0.0001
			0.432				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
Fy	Baixa – Normal	AS	<0.0001	Fz	Baixa – Normal	MA-P	<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
		AS – MA	<0.0001			P	<0.0001
			0.179				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
		MA – P	<0.0001			P	<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			<0.0001				<0.0001
		P	<0.0001			P	<0.0001
			<0.0001				<0.0001
			<0.0001				<0.0001

5.7.6 Análise da correlação existente entre a magnitude das FRS e do grau de actividade muscular recrutada

A tabela 5.11 apresenta os valores de p obtidos no teste de correlação de *Spearman* para a magnitude da actividade electromiográfica dos músculos analisados e forças de reacção do solo.

A análise da Tabela 5.11 permite verificar que em termos globais não ocorreram correlações estatisticamente significativas entre a magnitude da actividade electromiográfica dos músculos BF, RF, GMax e GM e a magnitude das FRS (Fx, Fy e Fz). Verifica-se que ocorreram algumas correlações estatisticamente significativas, no entanto, fracas. Nesta Tabela, apenas para casos em que as correlações foram significativas, são apresentados os valores do coeficiente de correlação de *Spearman*.

Tabela 5.11: Valores de p obtidos no teste de correlação de *Spearman* das diferentes componentes da FRS com a actividade dos músculos analisados nas diferentes subfases de apoio.

Variáveis correlacionadas			Valor de p	Coefficiente de correlação de <i>Spearman</i>
Fx	GM	AS	0.015	0.258
		AS-MA	0.182	
		MA-P	0.169	
		P	0.325	
	GMax	AS	0.189	
		AS-MA	0.112	
		MA-P	0.985	
		P	0.892	
	RF	AS	0.530	
		AS-MA	0.470	
		MA-P	0.649	
		P	0.181	
	BF	AS	0.397	
		AS-MA	0.008	
		MA-P	0.208	
		P	0.356	
Fy	GM	AS	0.04	0.281
		AS-MA	0.158	
		MA-P	0.056	
		P	0.031	
	GMax	AS	0.089	
		AS-MA	0.036	
		MA-P	0.948	
		P	0.873	
	RF	AS	0.701	
		AS-MA	0.732	
		MA-P	0.533	
		P	0.370	
	BF	AS	0.739	
		AS-MA	<0.0001	
		MA-P	0.043	
		P	0.121	
Fz	GM	AS	0.287	0.365
		AS-MA	0.02	
		MA-P	0.028	
		P	0.642	
	GMax	AS	0.642	
		AS-MA	0.841	
		MA-P	0.082	
		P	0.054	
	RF	AS	0.541	
		AS-MA	0.400	
		MA-P	0.259	
		P	0.779	
	BF	AS	0.632	
		AS-MA	0.038	
		MA-P	0.970	
		P	0.112	

5.8 DISCUSSÃO

As velocidades adoptadas pelos indivíduos participantes no estudo reportado neste capítulo estão de acordo com os valores médios. Segundo (Waters, 1999), a maior parte dos adultos caminham a uma velocidade compreendida entre 1.0 a 1.67 m/s.

Os resultados obtidos demonstram que a velocidade influenciou o padrão de recrutamento da actividade dos músculos glúteo máximo (GMax), bíceps femoral (BF), gastrocnémio medial (GM) e reto femoral (RF).

Começando por considerar a fase de ataque ao solo (AS), verificou-se que em velocidade auto-seleccionada ocorreu um predomínio de actividade dos músculos GMax e GM relativamente ao RF e BF, em velocidades mais altas ocorreu um predomínio de actividade do músculo GMax relativamente ao RF e BF, em velocidades mais baixas as diferenças foram mais acentuadas, tendo ocorrido diferenças por ordem decrescente de magnitude de actividade muscular no GMax, GM, RF e BF. Fazendo uma análise global da actividade muscular durante a fase de AS, verifica-se que, em todas as velocidades, o músculo GMax foi o que desenvolveu maior actividade. De facto, os resultados obtidos corroboram a importância do músculo GMax na fase de ataque ao solo (Liu, 2006). Em (Liu, 2006), é verificado que a contribuição da gravidade para a aceleração longitudinal é pequena relativamente à contribuição muscular e que o suporte passivo esquelético não é suficiente para prevenir o colapso, evidenciando a necessidade de actividade muscular. Assim, sendo um músculo postural, o músculo GMax possui um papel importante na desaceleração longitudinal impedindo a progressão durante a primeira parte da fase de apoio (Liu, 2006).

Em (Kuo, 2007) e (Neptune, 2008), é salientado, nesta fase, a acção do músculo quadríceps como responsável por trabalho positivo quando o membro em apoio se estende antes da fase média. No entanto, as condições de carga e tempo admitem a possibilidade de alguma recuperação elástica do joelho para um grau desconhecido, que pode ser considerada como consequência directa da colisão, uma vez que a quantidade de extensão depende da quantidade de flexão que ocorre durante a colisão. A extensão completa do joelho minimiza a força necessária para suportar o peso corporal na fase seguinte, minimizando o dispêndio metabólico na fase média de apoio, exigindo no entanto trabalho prévio (Kuo, 2007). No presente estudo não se verificou uma acção predominante do músculo quadríceps femoral relativamente aos restantes avaliados, no entanto é de salientar que no presente estudo foi recolhida a

actividade EMG do músculo RF. Em (Liu, 2006) e (Neptune, 2002), foi verificado que os músculos vastos são os que assumem um papel mais activo dentro do músculo quadríceps na fase de AS. Durante a subfase de AS, em cada articulação, os músculos activam no sentido de preparar a recepção de peso corporal. Segundo (Liu, 2006) e (Zajac, 2003), os músculos vastos e GMax são os principais responsáveis pela desaceleração longitudinal durante a primeira fase de apoio. No entanto, apesar de não assumir um papel significativo, a acção do músculo RF varia de acordo com a velocidade (baixa, média, alta). Já o músculo GMax sofreu uma menor influência da velocidade, tendo ocorrido diferenças apenas em velocidades extremas (alta e baixa). De facto, a velocidade de marcha influencia o estado de contracção muscular (comprimento da fibra e velocidade) o que pode alterar a capacidade do músculo gerar força. No entanto, perceber como os padrões neuromotores se adaptam a alterações das necessidades energéticas com o aumento da velocidade da marcha é algo complexo, essencialmente devido ao potencial aumento do armazenamento de energia elástica e recuperação em tendões (Fukunaga, 2001, Hof, 2002).

É de notar que no estudo experimental efectuado verificou-se que a actividade muscular mais determinante na fase de AS sofreu menor variação de acordo com a velocidade, o que parece estar de acordo com a ideia de que as regiões fundamentais de actividade muscular durante o ciclo de marcha permanecem relativamente mais estáveis (den Otter, 2004, Hof, 2002, Nilsson, 1985, Yang, 1985). As alterações de velocidade levam a alterações cinemáticas e de requisitos energéticos, o que pode alterar aspectos cinemáticos do tendão e fibras musculares e variar o armazenamento de energia elástica e recuperação (Lelas, 2003). Tais variações podem parcialmente desencadear a necessidade de geração de maior força activa durante velocidade mais rápida; no entanto, até ao presente, os investigadores que se debruçaram sobre a procura dos músculos mais sensíveis a aumentar a actividade com a velocidade da marcha não os identificaram, no entanto os grupos musculares mais afectados pela velocidade são os que contribuem para a propulsão anterior na segunda fase de apoio (Liu, 2006, Neptune, 2008, Zajac, 2003). Segundo os investigadores, os músculos flexores plantares e RF são os responsáveis pela propulsão anterior. Assim sendo, o facto de o músculo RF estar mais associado à propulsão anterior pode explicar o facto de, na fase de AS, assumir maior variabilidade de acordo com a velocidade relativamente ao músculo GMax, que é um músculo de suporte. No entanto, verificou-se também no estudo experimental efectuado a ocorrência, embora menor, de variabilidade no grau de actividade do músculo GMax de acordo com a velocidade. Segundo (Neptune, 2008), o trabalho total negativo é minimizado durante a fase de

apoio a velocidade auto-seleccionada e aumenta para além dessa velocidade. Segundo este autor, esta variação deve-se ao aumento do trabalho negativo que ocorreu durante a resposta a carga como resultado do aumento do comprimento da passada e talvez devido à dinâmica de activação-desactivação, o que limita a taxa pela qual o músculo pode ser desactivado (Neptune, 2001b). Ainda de acordo com (Neptune, 2008), velocidades de marcha abaixo da velocidade auto-seleccionada aumentam o trabalho negativo muscular. Neste sentido o sistema pode ser inerentemente mais estável a velocidades auto-seleccionadas e próximas da auto-seleccionada, solicitando menos co-contracção dos músculos que estabilizam o sistema (Neptune, 2008). Contudo, no estudo experimental realizado no âmbito deste capítulo a actividade do músculo foi inferior na velocidade mais baixa relativamente às velocidades mais alta e auto-seleccionada. Esta divergência de resultados pode ser explicada pelo facto de no presente estudo terem sido usadas velocidades médias superiores às usadas em (Neptune, 2008).

Em (Whittle, 2007) é referido o papel dos isquiotibiais para prevenção da hiperextensão do joelho no final da fase oscilante, sugerindo uma potencial importância da acção deste músculo em resposta a carga. No estudo experimental realizado e reportado neste capítulo verificou-se que, de todos os músculos analisados, na fase de AS, em todas as velocidades, o músculo BF foi aquele que tendencialmente exibiu uma menor actividade electromiográfica. É de salientar que, apesar de não ter ocorrido variação do grau de actividade muscular em função da velocidade verificou-se, através de análise descritiva, uma tendência para uma maior activação deste grupo muscular na velocidade mais alta. Segundo (Jonkers, 2003), o músculo BF tem a capacidade de substituir a acção do músculo GMax quando este tem fraqueza. É também de salientar que, no nosso estudo, foi na velocidade mais alta que ocorreu menor actividade do músculo GMax. Este aspecto permite levantar a hipótese de este aumento de actividade do BF na velocidade mais elevada surgir no sentido de compensar a diminuição da actividade do músculo GMax.

Segundo (Liu, 2006, Neptune, 2008), os músculos flexores plantares possuem pouca influência na fase de ataque ao solo. Nos resultados experimentais obtidos e expostos neste capítulo verificou-se uma tendência para uma actividade superior do músculo GM relativamente aos músculos BF e RF nas velocidades auto-seleccionada e mais alta. Em (Neptune, 2001a), é indicado que os músculos solear e gastrocnemios medial iniciam o suporte do tronco na fase inicial de apoio juntamente com outros músculos, os flexores plantares isoladamente suportam o tronco durante o resto da fase de apoio unipodálico até à fase pré-oscilante. O tronco é suportado pelos flexores plantares devido à sua contribuição individual para a força segmentar

da anca, que tem uma componente vertical elevada, o que acelera o tronco para cima antes da fase média de apoio (<30%) e desacelera o movimento para baixo do tronco. Analisando a influência da velocidade na actividade deste músculo, verificou-se experimentalmente que a sua acção não sofreu variações em função da velocidade, o que pode ser explicado pelo facto de, segundo (Neptune, 2001a), durante a subfase de AS, este músculo assumir a função de suporte.

Na transição entre a subfase de ataque ao solo e fase média de apoio (AS-MA) verificou-se experimentalmente uma prevalência do mesmo padrão de activação muscular nas três velocidades adoptadas, tendo-se verificado uma maior actividade dos músculos GMax e GM. Segundo (Norkin, 1992), nesta fase ocorre trabalho positivo dos extensores da anca que contraem concentricamente entre o ataque ao solo e o apoio do pé no solo. Os extensores do joelho realizam trabalho negativo (absorção de energia) actuando excentricamente para controlar a flexão do joelho na mesma fase. Os flexores plantares realizam trabalho negativo quando a tibia roda sobre o pé durante o período de apoio que vai desde o apoio do pé no solo à fase média de apoio. Segundo o mesmo autor, na fase média de apoio a necessidade de estabilização médiolateral encontra-se diminuída. De acordo com (Perry, 1992) apenas os músculos vastos se encontram activos nesta subfase, salientando-se que no presente estudo, dentro do músculo quadríceps, foi recolhida actividade EMG do músculo RF. O modelo defendido por (Neptune, 2001b), permite concluir que a função primária do músculo GM é suportar o troco durante a fase média de apoio. Segundo (Holf, 1983, Woledge, 1985), os músculos flexores plantares agem aproximadamente de forma isométrica nesta fase, o que explica o acto de a actividade deste músculo ser inferior nesta subfase em relação às subfases de AS e P.

Após a análise experimental da variação da magnitude da actividade muscular na subfase de AS-MA em função da velocidade verificou-se que o músculo GMax sofreu influência da velocidade, tendo ocorrido diferenças entre as velocidades extremas, tal como na subfase de AS, e também entre a velocidade mais alta e a normal. O músculo GM, à semelhança do que aconteceu na subfase de AS, não apresenta variação em função da velocidade; salienta-se novamente que, segundo (Holf, 1983, Woledge, 1985), a actividade dos flexores plantares é aproximadamente isométrica nesta subfase. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por (Neptune, 2008), no estudo efectuado pelo autor a actividade do músculo gastrocnémio medial manteve-se estável na subfase média de apoio com o aumento da velocidade da marcha (Neptune, 2008). Segundo (Neptune, 2001a), este facto deve-se à função deste músculo, nesta subfase, estar relacionada com o suporte corporal. Os músculos que menos contribuíram

durante a transição entre a subfase de AS-MA, BF e RF, também sofreram variação em termos de magnitude de actividade muscular de acordo com a velocidade.

Na transição entre a subfase MA-P, o músculo GM assumiu um papel preponderante em todas as velocidades consideradas no estudo experimental efectuado. Segundo (Liu, 2006), é na segunda fase de apoio que os músculos solear e gastrocnemius medialis produzem a maior aceleração. Por outro lado, em (Gottschall, 2003), é defendida a existência de uma contribuição do músculo GM para a propulsão em detrimento da contribuição do músculo solear. A potencial influência das propriedades intrínsecas do músculo na coordenação é evidente num estudo recente que mostra que a capacidade dos flexores plantares produzirem força quando a velocidade aumenta é fortemente afectada, apesar de um aumento da excitação devido a condições contrácteis subóptimas (Neptune, 2005). Verificou-se no estudo experimental efectuado que a actividade deste músculo apenas sofreu influência da velocidade na fase MA-P. Também se verificou uma actividade superior da actividade muscular do GM nas velocidades alta e baixa relativamente à velocidade auto-seleccionada, tendo sido a actividade maior na velocidade mais alta. O armazenamento e recuperação de energia elástica nos flexores plantares parece ser um mecanismo efectivo para reduzir uma porção do trabalho muscular necessário para promover suporte corporal e propulsão anterior na fase final de apoio (Neptune, 2008). Segundo (Neptune, 2008), na velocidade auto-seleccionada há uma melhor utilização da energia elástica armazenada nos músculos flexores plantares e é reduzido o trabalho negativo quando comparado com velocidades mais rápidas e mais lentas.

Dado que os flexores plantares têm sido vistos como importantes contribuintes para suporte, progressão anterior e início da fase oscilante na marcha normal (Liu, 2006, Neptune, 2001a, Zajac, 2003), poderá ser necessário promover um aumento de actividade de outros músculos para compensar a diminuição da actividade dos flexores plantares. Na subfase MA-P, o músculo GMax foi o segundo músculo, dentro dos músculos experimentalmente analisados, com maior actividade; de notar que, com velocidade mais alta, a actividade deste músculo igualou a actividade do músculo GM. Alguns estudos sugerem que idosos e indivíduos com patologia articular realizam marcha a menores velocidades para melhorar a estabilidade (Dingwell JB; Cusumano, 2000). Este aspecto assume que a estabilidade da marcha é aumentada em velocidades baixas (England, 2007). Velocidades de marcha mais elevadas podem influenciar a estabilidade dinâmica pela combinação de vários mecanismos. A velocidade de marcha afecta a cinemática, o tempo de duplo apoio e a largura do passo (England, 2007). Este aspecto pode explicar o facto de o músculo GMax (músculo para estabilidade) igualar a

actividade do músculo GM (músculo de aceleração anterior) em velocidades mais altas, aumentando a sua actividade relativamente à velocidade mais baixa. No estudo experimental efectuado não foram detectadas diferenças em termos de grau de magnitude de actividade muscular entre o BF e RF; no entanto foi na velocidade mais alta que ocorreu maior actividade do músculo RF. Já o músculo BF não foi afectado pela velocidade. A actividade dos músculos GM e RF aumenta com a velocidade, o que é esperado pela sua sinergia para promover a propulsão anterior do tronco (Neptune, 2002, Neptune, 2008, Zajac, 2003).

Na fase de propulsão (P) salientou-se a sinergia existente entre o músculo RF e GM. De facto, o equilíbrio articular é conseguido através de um aumento da actividade da musculatura sinergista e/ou diminuição da actividade do antagonista (Jonkers, 2003). Segundo (Neptune, 2008), o músculo RF contribui significativamente para a propulsão anterior do tronco na fase final de apoio, que aumenta sistematicamente com o aumento da velocidade. Verificou-se experimentalmente que o músculo RF foi o mais influenciado pela velocidade, exibindo maior magnitude de actividade muscular nas velocidades mais altas. (Chen, 1997) mostrou que a velocidade da marcha influencia o trabalho mecânico realizado pelos músculos que agem na anca, joelho e tibiotársica. A taxa de trabalho no joelho aumenta mais em resposta a alterações de velocidade, sugerindo que o corpo humano tende a utilizar o músculo quadríceps primariamente para aumentar a velocidade na marcha. Contrariamente ao que ocorreu na subfase MA-P, os resultados experimentais expressos neste capítulo mostram a ocorrência de uma diminuição da actividade do músculo GMax em velocidades mais altas. Este acontecimento pode dever-se ao facto de esta subfase ser coincidente com a subfase de AS no membro contralateral, fase de duplo apoio, o que em termos biomecânicos promove uma maior estabilidade, não havendo necessidade de um aumento da actividade dos músculos de suporte.

A sinergia de músculos flexores plantares para manter o suporte de peso corporal e a progressão anterior do tronco e perna é também consistente com a marcha baseada num pêndulo invertido (ver Capítulo II) (Farley, 1998, Mochon, 1980).

Efectivamente, de acordo com os resultados experimentais obtidos no estudo efectuado, verifica-se que comparando todas as subfases ocorreu um predomínio de actividade do músculo GMax na subfase de AS, o que está de acordo com os estudos de (Neptune, 2008). No estudo realizado ocorreu uma maior variação da actividade deste músculo ao longo das subfases na velocidade mais baixa. Outro aspecto a salientar é de que o padrão de recrutamento muscular no GMax varia de acordo com a velocidade nas fases onde, segundo alguns autores já referidos, não seria tão necessária a sua actividade, dada a sua função de suporte, ou seja, de acordo com

os resultados obtidos no presente estudo, a acção do músculo GMax não varia com a velocidade nas subfases onde a principal necessidade tem a ver com a sua acção. Nas subfases onde, de acordo com a literatura, ver, por exemplo, (Norkin, 1992, Whitle, 2007), não haveria tanta necessidade, ocorreram maiores alterações do padrão de recrutamento muscular.

No que diz respeito à actividade do músculo GM, os resultados mostram um predomínio de actividade deste músculo na fase MA-P, o que está de acordo com os estudos de (Neptune, 2008) e (Liu, 2006). Segundo (Winter, 1991), a geração de energia na fase de propulsão pelos flexores plantares corresponde ao maior trabalho realizado no ciclo de marcha e é responsável pela aceleração vertical e horizontal anterior. É de salientar que a fase de AS-MA foi em todas as subfases a segunda onde ocorreu maior actividade do músculo GM. Simulações dinâmicas parecem mostrar que a soma dos efeitos dos flexores plantares na subfase média de apoio assegura o suporte corporal, permitindo a manutenção do movimento anterior consistente com o movimento produzido pelos flexores plantares, evitando o colapso do membro (Neptune, 2001a, Simon, 1978). Nas subfases onde ocorreu menor recrutamento do GM ocorreu maior variação no seu padrão de recrutamento em função da velocidade. No estudo experimental efectuado verificou-se que, relativamente à actividade recrutada nas subfases MA-P e AS-MA, ocorreu pouca contribuição deste músculo na subfase de P. Segundo (Zajac, 2003), a fase de P possui um maior contributo do músculo solear.

No músculo RF verificou-se experimentalmente uma maior actividade na subfase de P em todas as velocidades. Segundo (Winter, 1991), na fase final de apoio, o joelho flexiona com o controlo excêntrico do músculo quadricípete. Já de acordo com (Neptune, 2002), na fase final de apoio o RF age para acelerar a extensão do joelho e da anca. Estas conclusões baseadas na análise de simulações são consistentes com a noção que o RF está activo quando há flexão rápida do joelho (Perry, 1992), mas são inconsistentes com a elevação da perna para a frente na fase oscilante ou flexão da anca para acelerar o membro na fase oscilante (Annaswamy, 1999). Segundo (Neptune, 2002), o RF na fase final de apoio age energicamente de modo próprio e como os vastos na fase inicial de apoio. Na fase final de apoio o RF é antagonista à contribuição do GM para iniciar a fase oscilante mas agonista para a contribuição do solear para acelerar o tronco para a frente. Este aspecto pode explicar o facto de no presente estudo ter ocorrido uma maior actividade do músculo GM na fase MA-P e do RF na fase de P. Verificou-se também experimentalmente que nas restantes subfases ocorreu variabilidade do padrão de recrutamento do músculo RF de acordo com a velocidade.

No estudo experimental realizado, o músculo BF apresentou em todas as velocidades maior intensidade na fase de AS relativamente a fase de P, tendo ocorrido variabilidade no padrão de recrutamento nas restantes subfases de acordo com a velocidade.

Fazendo uma análise global, verifica-se que no estudo experimental realizado a velocidade teve uma maior influência na musculatura que controla as articulações mais proximais em relação às mais distais, tendo ocorrido maiores variações nos músculos GMax, BF e RF relativamente ao músculo GM. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por (Chen, 1997). Segundo este autor, a uma velocidade de marcha baixa, 63% do trabalho mecânico provem da tibiotársica, e quando a marcha é superior 1.8 m/s, apenas 18% do trabalho muscular provem da tibiotársica. A transição entre o trabalho gerado na anca, joelho e anca sugere que ocorre uma transferência de trabalho para grupos musculares maiores com marcha a maiores velocidades. Esta transferência de trabalho para músculos maiores e proximais permite que os músculos trabalhem a uma percentagem menor da sua capacidade máxima, otimizando assim o consumo energético durante a marcha (Chen, 1997).

Em (Brandell, 1977), verifica-se que o músculo tricípete sural é insensível às variações de velocidade de marcha. De acordo com (Chen, 1997), para velocidades baixas o trabalho produzido pela musculatura da tibiotársica constitui a maior fonte energética para a propulsão. Com marcha mais rápida, são os músculos da anca e joelho que mais contribuem para a propulsão. Neste sentido, os músculos flexores plantares alteram o seu papel primário de propulsão em velocidades baixas para o de estabilidade em velocidades mais altas no plano sagital.

Outro aspecto a salientar no estudo experimental realizado, já referido, está relacionado com o facto de velocidades mais baixas e altas que a velocidade normal se encontrarem associadas a uma maior actividade muscular. A análise da marcha bípede demonstra a existência de uma ressonância biomecânica associada ao comportamento semelhante a um pêndulo invertido da estrutura esquelética e rigidez muscular (Holt, 1990). Estes factores podem contribuir para a estabilidade na velocidade normal (McGeer, 1990). A realização de marcha a velocidades que se encontram fora destes valores de frequência de ressonância requerem maior controlo activo neuromuscular para manter um movimento estável periódico (Ralston, 1958). Por outras palavras, velocidades de marcha mais rápidas aumentam o momento segmentar, solicitando maior esforço para atenuar distúrbios cinemáticos. Por outro lado, durações de passo pequenas limitam o tempo para as correcções neuromusculares para compensar distúrbios cinemáticos ou erros de controlo. Velocidades de marcha mais baixas requerem controlo activo

que está fora de fase em relação aos mecanismos passivos do sistema defendido pelo modelo de pêndulo invertido apresentado no Capítulo II. Em (England, 2007), é sugerido que os sujeitos podem ser temporalmente menos estáveis a velocidades mais baixas do que em velocidades altas, mas espacialmente mais estáveis a velocidades mais baixas. Para além disso, resultados sugerem que o controlo neural é mais efectivo no controlo de distúrbios cinemáticos a velocidades mais baixas do que mais altas.

Os valores médios de velocidade obtidos no presente estudo oscilam entre 1.32 e 1.81 m/s. Segundo (Winter, 1991), para uma marcha de velocidade moderada (0.5 a 1.5 m/s) os custos na fase oscilante são reduzidos, sendo que o custo metabólico pode ser explicado em grande parte pela geração de força muscular durante a fase de apoio. Dado que a velocidade mais elevada obtida no estudo experimental realizado excedeu os 1.5 m/s indicados por (Winter, 1991), torna-se pertinente fazer futuramente a mesma análise efectuada na fase de apoio na fase oscilante. É importante notar que os estudos de (Neptune, 2008) e (Chen, 1997) referenciados adoptaram velocidades médias tendencialmente mais baixas que as adoptadas no estudo realizado.

Existe evidência que suporta a ideia de que a cinemática global da marcha é controlada (Shen, 1995; Borghese, 1996; Grasso, 1998; Lacquaniti, 1999; Lacquaniti, 2002). A cinemática dos membros é relativamente invariante em vários modos de locomoção enquanto os padrões de actividade electromiográfica necessários para produzir os padrões cinemáticos podem variar consideravelmente (Grasso, 1998, Ivanenko, 2004). Estes dados sugerem que o circuito neural pode de certa forma especificar a cinemática dos membros (Lacquaniti, 1999, Lacquaniti, 2002). Se assim for, os padrões de activação muscular devem derivar de certa forma de um sinal de controlo cinemático em concordância com os requisitos cinéticos do sistema biomecânico. O sinal de controlo biomecânico básico pode exercer a sua acção através de um apropriado modelo de dinâmica inversa e feedback periférico que determina o binário muscular necessário para atingir objectivos cinemáticos (Ivanenko, 2004).

Em (Ivanenko, 2004), é sugerido que as modulações que ocorrem nas redes espinais podem ser o elemento chave numa espécie de modelo inverso que adapta os padrões-modelo de actividades globais a requisitos cinéticos e cinemáticos dos membros durante a locomoção.

Segundo o modelo previsto por (Kuo, 2001), o custo metabólico de movimento de membros é mais determinado pela força muscular do que pelo trabalho muscular. Apesar da dificuldade associada ao uso de sinais electromiográficos utilizados para predizer força dos

músculos, a EMG tem sido usada como mecanismo de feedback com o objectivo de validar vários modelos biomecânicos que predizem forças musculares (Ferdjallah, 2000).

No estudo experimental realizado e reportado neste capítulo, apenas a duração da subfase de P sofreu alterações com a velocidade, sendo a velocidade mais baixa responsável por uma duração de fase maior que a normal. Este resultado pode ser explicado pelo facto de nesta fase a acção muscular se orientar no sentido de aumentar a propulsão anterior (Neptune, 2008).

Torna-se claro que os músculos trabalham em conjunto ao longo do ciclo de marcha para redistribuir energia ao longo dos segmentos para suportar a propulsão do corpo no sentido anterior. No entanto, os músculos não só têm de gerar força para causar redistribuição de energia segmentar mas também necessitam de produzir trabalho para repor a perda de energia ocorrida durante o impacto no solo, as perdas de energia mecânica quando os músculos agem excentricamente e a perda energética devido a viscosidade de estruturas que causam rigidez articular passiva. Simulações no plano sagital sugerem que os isquiotibiais, flexores plantares e extensores da anca uniarticulares produzem a maior parte da energia mecânica ao longo do ciclo (Neptune, 2002).

Como já referido, de facto, para além de realizarem funções de suporte e propulsão anterior durante a marcha, os músculos agem no sentido de compensar as perdas energéticas ocorridas durante a colisão.

No estudo experimental realizado procurou-se perceber se a magnitude dos três componentes de FRS, F_x , F_y e F_z , sofreram variação de acordo com as velocidades adoptadas, tendo-se verificado que, de um modo genérico, ocorreram variações nos três componentes de FRS em todas as subfases de apoio nas três velocidades adoptadas. Tendo-se verificado o mesmo padrão de variação de F_x , F_y e F_z com a velocidade nas subfases AS, MA-P e P. Estes resultados sugerem a existência de um padrão constante de FRS entre as diferentes subfases. Deste modo, as variações de actividade muscular de acordo com a velocidade acima referidas não podem ser explicadas por variações do padrão das FRS.

Na marcha humana as forças de impacto resultam da colisão do pé com o solo, atingindo o seu pico máximo 50 ms após o primeiro contacto (Nigg, 1997). A taxa através da qual o pico de impacto é atingido é determinada pela taxa de carga que está relacionada com a velocidade e correlacionada com a frequência maior do pico de impacto. As forças de impacto têm frequências com um intervalo de 10 a 20 Hz e pensa-se que produzam vibrações nos tecidos

moles. No entanto, observações sugerem que as vibrações relacionadas com o impacto são mínimas nos tecidos moles musculares durante a marcha e corrida. Um mecanismo possível para reduzir as vibrações dos tecidos moles é assegurar que as frequências de ressonância dos tecidos moles são distintas das frequências de ressonância e que vibrações dos tecidos moles são amortecidas de forma significativa. O amortecimento dos coeficientes de vibração nos tecidos moles das extremidades inferiores é aumentado com o aumento da produção de força e velocidade de encurtamento muscular (Wakeling, 2001a). As frequências naturais do trícipete sural, quadricípete e tibial anterior possuem um intervalo de 10 a 50 Hz, dependendo dos níveis de actividade muscular (Wakeling, 2001a). Neste sentido, é esperado que, se a frequência de impacto é próxima da frequência natural dos tecidos moles, irá ser usada energia adicional para minimizar possíveis vibrações.

No estudo experimental realizado não se verificou a existência de correlações significativas moderadas ou fortes entre a actividade muscular e a magnitude das componentes da FRS. Estes resultados podem advir do facto de as variações de velocidade adoptadas não terem sido suficientes para provocar variações significativas na frequência das forças de impacto. Sugere-se assim para trabalhos futuros a análise da influência da velocidade nas frequências das forças de impacto. No entanto, dados estes resultados, pode-se partir do pressuposto que as variações de actividade muscular ocorridas nas diferentes subfases de apoio nas três velocidades adoptadas não são explicadas por respostas para redução de variações de vibrações induzidas por variação de velocidade.

Assim, os resultados experimentais obtidos e apresentados neste capítulo permitem efectuar as seguintes conclusões:

- a velocidade influenciou o padrão de recrutamento muscular nas subfases de AS, MA-P e P e não influenciou a subfase de AS-MA;
- a actividade de cada músculo sofreu variações em função da velocidade, sendo mais evidente na musculatura proximal em relação à distal;
- o grau de actividade de cada músculo presente em cada subfase variou em função da velocidade, sendo maior a variação nos músculos que têm menor contribuição em termos de intensidade de actividade muscular nas diferentes subfases de apoio unipodálico; ocorreu a manutenção de um padrão parcial por parte de cada músculo ao longo da fase de apoio unipodálico;
- a contribuição de cada músculo nas diferentes subfases de apoio tendo ocorrido a manutenção de um padrão constante em todos os músculos em algumas subfases de apoio. O

músculo BF desenvolveu maior actividade na subfase de AS relativamente à subfase de P. O músculo RF desenvolveu maior actividade na subfase de P relativamente à subfase AS-MA. O músculo GMax desenvolveu maior actividade na subfase de AS relativamente às restantes. Em todas as subfases, a actividade do músculo GM foi superior nas subfases MA-P, seguido de AS-MA

- os diferentes componentes de FRS sofreram variação de acordo com a velocidade em termos de magnitude;
- a velocidade não teve influência na magnitude relativa dos componentes da FRS nas três velocidades adoptadas, não tendo ocorrido variações na distribuição do padrão da magnitude de Fx, Fy e Fz;
- não ocorreu correlação entre os valores da magnitude de Fx, Fy e Fz e o grau de actividade recrutada nos músculos GM, GMax, BF e RF.

5.9 RESUMO

Este capítulo teve como objectivo principal analisar a influência da velocidade da marcha no padrão de recrutamento muscular na fase de apoio unipodálico. Mais especificamente, desejou perceber de que forma a velocidade influencia o padrão de recrutamento e magnitude de actividade muscular e força de reacção do solo (FRS) em cada subfase da fase de apoio. Procurou-se também analisar quais os músculos mais influenciados pelas variações das FRS decorrentes da variação da velocidade.

Para o protocolo experimental realizado foram seleccionados 35 indivíduos saudáveis. Em cada indivíduo foi monitorizada a actividade electromiográfica dos músculos gastrocnémio medial (MG), glúteo máximo (Gmax), bicipite femoral (BF) e recto femoral (RF) e a magnitude das componentes anteroposterior (Fx), mediolateral (Fy) e vertical (Fz) da FRS durante marcha realizada a três velocidades. Foi utilizado para análise o root mean square (RMS) do sinal electromiográfico e os valores de magnitude das FRS, tendo sido usado o programa SPSS com um nível de significância de 0.01.

A análise dos resultados permitiu verificar que a velocidade variou o padrão de recrutamento muscular nas subfases de ataque ao solo (AS), subfase de transição entre a subfase média de apoio e propulsão (MA-P) e propulsão (P), não tendo influenciado a subfase de ataque ao solo – média de apoio (AS-MA). A velocidade influenciou a actividade dos músculos analisados, tendo havido maior influência no músculo RF (todas as subfases), seguido

do músculo GMax (AS, MA-P, P), GM (MA-P) e BF (AS-MA). Verificou-se também que os músculos analisados apresentaram diferenças na contribuição nas diferentes subfases de apoio nas diferentes velocidades, tendo ocorrido a manutenção de um padrão constante em todos os músculos em algumas subfases de apoio. O músculo BF desenvolveu maior actividade na subfase de AS relativamente à subfase de P. O músculo RF desenvolveu maior actividade na subfase de P relativamente à subfase AS-MA. O músculo GMax desenvolveu maior actividade na subfase de AS relativamente às restantes.

Em todas as subfases, a actividade do músculo GM foi superior nas subfases MA-P, seguido de AS-MA. A velocidade apenas influenciou a duração da subfase de P. Nas subfases de AS, MA-P e P verificou-se o mesmo padrão de magnitude relativa nas três velocidades adoptadas. Não ocorreu correlação entre o grau de actividade dos músculos analisados e as três componentes das FRS. Estes resultados permitem concluir que a velocidade influencia o padrão de recrutamento muscular nas subfases de AS, MA-P e P. O grau de actividade presente em cada subfase de apoio varia em algumas subfases, mantendo parte do padrão constante. A magnitude das FRS varia com a velocidade, no entanto o padrão relativo da magnitude das FRS não varia com a velocidade. A variação da magnitude das FRS com a velocidade não explica as variações ocorridas em termos de variações de grau de actividade muscular.

Como conclusão, pode ser indicado que a velocidade influencia o grau de activação muscular e magnitude das FRS; o padrão de recrutamento muscular nas subfases de AS, MA-P e P e a contribuição de cada músculo nas subfases de apoio, havendo manutenção de um padrão parcial em cada músculo. Conclui-se também que a variação da magnitude das FRS com a velocidade não é explicada pelas variações musculares ocorridas.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao longo deste projecto de Dissertação procurou-se dar resposta aos objectivos delineados inicialmente para o mesmo. Assim, a título de resumo, podem ser referidas as seguintes tarefas que foram cumpridas: estudo bibliográfico dos aspectos biomecânicos da marcha e das teorias que suportam e interpretam o fenómeno da marcha, estudo dos meios que permitem quantificar a marcha, avaliação da relação existente entre aspectos cinéticos e cinemáticos na fase de apoio bipodálico e avaliação da influência da velocidade no recrutamento muscular do membro inferior e magnitude das forças de reacção do solo na fase de apoio unipodálico. De seguida, são apresentadas algumas observações e conclusões obtidas em cada uma das tarefas indicadas.

O estudo da marcha humana e a sua aplicação foram avaliados de um ponto de vista histórico. Verifica-se que existiram vários passos críticos no avanço do tema, que são considerados no contexto da necessidade particular de responder a questões fundamentais relativamente ao processo de marcha.

Relativamente à compreensão do fenómeno da marcha, explorada no capítulo II, parece não haver dúvida que o dispêndio energético está associado ao deslocamento do centro de massa. No entanto, verifica-se que os mecanismos descritos como os mais apontados na literatura para explicar o fenómeno da marcha não só carecem de evidência científica como não explicam todos os fenómenos decorrentes no ciclo de marcha, tornando-se mesmo por vezes contraditórios. A literatura mais recente apresenta modelos que complementam os modelos primordiais relativamente a factores responsáveis por dispêndio energético durante a marcha, atribuindo responsabilidade à necessidade de redirecção do centro de massa na fase de duplo apoio e suporte de peso corporal. Segundo a literatura referenciada, em termos biomecânicos existe um conjunto de factores responsáveis pelo deslocamento e aceleração do centro de massa. Estes factores, por sua vez, interrelacionam-se, influenciando-se mutuamente, tornando evidente a necessidade de realização de mais estudos no sentido de aceder a esta rede complexa.

Verificou-se a existência de algumas alternativas para uma quantificação multifactorial e multidimensional da marcha, que foi o tema central do capítulo III. Em termos cinemáticos, os sistemas de aquisição de imagem, entre os estudados, parecem ser os que melhor acedem às diferentes variáveis, embora sejam ainda apontadas algumas limitações neste tipo de método,

principalmente devido à indisponibilidade de equipamento sem marcadores. Em termos cinéticos, a electromiografia, as plataformas de força e as palmilhas de pressão constituem os meios geralmente apontados.

Tendo em conta a relevância das fases de apoio bipodálico e unipodálico para o dispêndio energético durante a marcha, estabeleceu-se como objectivo geral para os estudos experimentais realizados no âmbito desta Dissertação, reportados e discutidos nos capítulos IV e V, a análise de factores cinéticos e electromiográficos nestas fases de apoio. Assim, foram realizados dois estudos observacionais analíticos transversais com uma amostra de indivíduos saudáveis, jovens e do género feminino. Mais especificamente, na fase de duplo apoio procurou-se perceber se o grau de actividade recrutada na propulsão está associada à magnitude da componente vertical da força de reacção do solo durante o ataque ao solo na fase de duplo apoio (capítulo IV). Foi recolhida actividade electromiográfica do componente medial do músculo gástronémio durante a propulsão e a magnitude da componente vertical da força de reacção do solo do membro contralateral na propulsão na fase de duplo apoio durante marcha a velocidade auto-seleccionada. Utilizou-se para análise o root mean square do sinal electromiográfico e o valor máximo da magnitude da componente vertical da força de reacção do solo na fase de ataque ao solo.

Após a análise dos resultados, verificou-se uma correlação moderada a forte entre a componente vertical da força de reacção do solo e a actividade electromiográfica do músculo gástronémio medial, permitindo concluir que a magnitude da componente vertical da força de reacção do solo prediz o grau de actividade muscular recrutada pelo membro contralateral na fase de duplo apoio.

Na fase de apoio unipodálico procurou-se estudar a influência da velocidade no recrutamento e magnitude de actividade muscular e forças de reacção do solo nas subfases de apoio (capítulo V). Procurou-se também estudar a influência da velocidade na acção de cada músculo nas diferentes subfases, bem como a relação existente entre as forças de reacção do solo e a actividade electromiográfica dos músculos. Foram efectuadas três séries de medições com diferentes velocidades, sendo recolhida a actividade electromiográfica dos músculos glúteo máximo, recto femoral, bíceps femoral e gástronémio medial e as forças de reacção do solo durante a marcha. Foram utilizados para análise o root mean square do sinal electromiográfico dos músculos analisados e o valor máximo da magnitude da componente vertical da força de reacção do solo nas subfases de apoio de ataque ao solo, transição entre ataque ao solo e média de apoio, média de apoio e propulsão e propulsão.

Os resultados obtidos permitem concluir que na fase de apoio unipodálico a velocidade influenciou: 1) o grau de recrutamento de actividade muscular nas subfases de ataque ao solo, transição entre as subfases média de apoio e propulsão e propulsão, 2) a magnitude de forças de reacção do solo e 3) o padrão de recrutamento muscular em cada subfase de apoio, tendo ocorrido a manutenção de um padrão parcial. Em apoio unipodálico, as variações na magnitude das forças de reacção do solo, como resultado de variações de velocidade, não explicaram as variações ocorridas no grau de actividade muscular nas subfases de apoio.

Considerando as fases de apoio bipodálico e unipodálico, os resultados obtidos mostram a necessidade de actividade muscular significativa, contradizendo as teorias que atribuem à marcha um carácter de passividade.

6.2 PERSPECTIVAS FUTURAS

Os estudos realizados no âmbito desta Dissertação e apresentados neste documento incidiram essencialmente sobre aspectos cinéticos e electromiográficos. Como em todos os projectos, existem várias questões relacionadas que devem ser aprofundadas nos tempos mais próximos, como analisar de que forma o grau de actividade muscular recrutada influencia factores cinemáticos e de que forma essas variações influenciam o deslocamento do centro de massa. Da mesma forma, outra futura possível questão relaciona-se com o tipo de acção elaborada por cada músculo nas diferentes subfases de apoio e diferentes velocidades em apoio unipodálico.

Adicionalmente, e tendo em conta que alguns autores defendem que a fase oscilante constitui uma fase do ciclo onde ocorre dispêndio energético significativo, torna-se pertinente efectuar a sua análise em termos cinéticos, cinemáticos e energéticos e verificar a variação destes factores com a velocidade.

Mais especificamente relacionada com a fase de apoio bipodálico, permanecem ainda algumas questões que podem ser consideradas em trabalhos futuros, como a influência do tempo de resposta, bem como a duração e magnitude da activação dos músculos propulsores no deslocamento do centro de massa.

BIBLIOGRAFIA

- Alexander, RM - Simple models of human motion. *Applied Mechanics Review*. Vol. 48. (1995). p. 461-469.
- Amstrong, M - Supraespal Contributions to the Initiation and Control of Locomotion on the Cat. *Progress in Neurobiology*. Vol. 26. (1986). p. 273-361.
- Annaswamy, TM; Giddings, CJ; Della Croce, U; Kerrigan, DC - Rectus femoris: its role in normal gait. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. Vol. 80. n.º 8 (1999). p. 930-934.
- Arechavaleta, G; Laumond, J; Hicheur, H; Berthoz, A - An Optimal Principle Governing Human Walking. *IEEE Transactions on Robotics*. Vol. 24. n.º 1 (2008).
- Basmajian, J; De Luca, C - Muscles Alive, Their Function Revealed by Electromyography. 5th. USA: Williams e Wilkins, 1985.
- Baumberg, A; Hogg, D - An efficient Method for Contour Tracking Using Active Shape Models. *IEEE Workshop on Motion of Non-rigid and Articulated Objects*. (1994). p. 194-199.
- Bharatkumar, G; Daugle, E; Pandy, G; Cai, Q; Aggarwal, K - Lower Limb Kinematics of Human Walking With the Medial Axis Transformation. *Workshop on Motion of Non Rigid and Articulated Objects*. (1994).
- Bianchi, L; Angelini, D; Orani, G; Lacquaniti - Kinematic Coordination in Human Gait: Relation to Mechanical Energy Cost. *Journal of Neurophysiology*. Vol. 79. (1998). p. 2155-2170.
- Borghese, N.; Bianchi, L.; Lacquaniti, F. - Kinematic Determinants of Human Locomotion. *Journal of Physiology*. Vol. 494. n.º 3 (1996). p. 863-869.
- Bouten, C; Koek, K; Verduim, M; Kodde, R; Janssen, J - A Triaxial Accelerometer and Portable Processing Unit for the Assessment Daily Activity. *IEEE Transactions on Medical Engineering*. Vol. 44. n.º 3 (1997). p. 136-147.
- Brandell, BR - Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. *American Journal Physical Medicine*. Vol. 56. n.º 2 (1977). p. 59-74.
- Brown, LE; Weir, JP - Asep procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Official journal of the American society of exercise physiologists* Vol. 4. n.º 3 (2001). p. 1-21.
- Brudzynski, M; Mogenson, G - Association of the Mesencephalic Locomotor Region with Locomotor Activity Induced by Injections of Amphetamine into the Nucluo Accumbens. *Brain Research*. Vol. 334. (1985). p. 77-84.
- Bunc, V; Dlouha, R - Energy Cost of Treadmill Walking. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. Vol. 37. n.º 2 (1997). p. 103-109.
- Cavagna, G; Kaneko, M - Mechanical Work and Efficiency in Level Walking and Running. *Journal of Physiology*. Vol. 268. (1977). p. 467-481.
- Cavagna, G; Margaria, R - Mechanics of Walking. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 21. n.º 1 (1966). p. 271-278.
- Chen, IH; Kuo, KN; Andriacchi, TP - The influence of walking speed on mechanical joint power during gait. *Gait Posture*. Vol. 6. n.º 3 (1997). p. 171-176.
- Corraza, S; Mundermann, L; Chaudhari, M; Dermattio, T; Cobelli, C; Andriacchi, P - Motion Capture System to Study Músculoskeletal Biomechanics: Visual Hull Computer Vision and Image Understanding. *Analys of Biomedical Engineering* Vol. 34. n.º 6 (2006). p. 1019-1029.

- Correia, P; Santos, P; Veloso, A - Electromiografia: Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana/Serviço de Edições - Universidade Técnica de Lisboa, 1993.
- Davy, T; Audu, L - A dynamic Optimization Technique for Predicting Muscles Forces in Swing Fase of Gate. *Journal of Biomechanics*. Vol. 20. (1987). p. 187-201.
- De Vita, P; Helseth, J; Hortobagyi, T - Muscles do more positive than negative work in human locomotion. *The Journal of Experimental Biology*. Vol. 210. (2007). p. 3361-3373.
- Delisa, J; Kerrigan, C - Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation. DIANE Publishing, 1998.
- DeLuca, C - The Use of Surface Electromiography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol. 13. n.º 2 (1993). p. 135-163.
- DeLuca, C - Surface Electromyography: Detection and Recording. Delsys Incorporated, 1996. Disponível em WWW: <<http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf>>.
- den Otter, AR; Geurts, AC; Mulder, T; Duysens, J - Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*. Vol. 19. (2004). p. 270-278.
- Dingwell JB; Cusumano, JP - Nonlinear times series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos*. Vol. 10. n.º 4 (2000). p. 848-863.
- Doke, J; Donelan, J; Kuo, D - Mechanics and Energetics of Swinging the human leg. *Journal of Experimental Biology*. Vol. 208. (2005). p. 439-445.
- Doke, J; Kuo, A - Metabolic Cost of Generating Force During Human Leg Swing. ABS 29th Annual Meeting, 2007.
- Donelan, J; Shipman, D; Kram, R; Kuo, A - Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 37. (2004). p. 827-835.
- Donelan, M; Kram, R; Kuo A - A Simultaneous Positive and Negative External Mechanical Work in Human Walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 35. (2002a). p. 117-124.
- Donelan, M; Kram, R; Kuo, A - A Simultaneous Positive and Negative External Mechanical Work in Human Walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 35. n.º 1 (2002b). p. 117-124.
- Duysens, J; van Wezel, M; Prokop, T; Berger, W - Medial gastrocnemius is more activated than lateral gastrocnemius in sural nerve induced reflexes during human gait. *Brain Research*. Vol. 727. (1996). p. 230-232.
- Eaton, P; Smith, H - Micromachined Pressure Sensors: Review and Recent Developments. *Smart Mater Structure*. Vol. 6. (1997). p. 530-539.
- England, SA; Granata, KP - The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture*. Vol. 25. n.º 2 (2007). p. 172-178.
- Farley, T; Ferris, P - Biomechanics of Walking and Running: from Center of Mass Movement to Muscle Action. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. Vol. 26. (1998). p. 253-285.
- Ferdjallah, M; Myers, K; Starsky, A; Harris, GF - Dynamic Electromyography. *IEEE Xplore*. Vol. 1. (2000). p. 99-108.
- Forner-Cordero, A; Koopman, HJFM; Helm, FCT - Describing gait as a sequence of states. *Journal of biomechanics*. Vol. 39. n.º 5 (2006). p. 948-957.

- Freriks, B; Hermens, HJ; Disselhorst-Klug, C; Rau, G - The recommendations for signal processing methods for surface electromyography. European recommendations for surface electromyography-SENIAM Project. (1999).
- Fukunaga, T; Kubo, K; Kawakami, Y; Fukashiro, S; Kanehisa, H; Maganaris, C - In Vivo Behaviour of Human Muscle Tendon During Walking. Proceedings of the Royal Society London B Biological Sciences. Vol. 268. n.º 1464 (2001). p. 229-233.
- Garcia-Rill, E; Kinjo, N; Atsuta, Y; Ishikawa, Y; Webber, M; Skinner, D - Posterior Midbrain-induced Locomotion. Brain Research Bulletin Vol. 24. (1990). p. 499-508.
- Garcia, M; Chatterjee, A; Ruina, A; Coleman, M - The simplest walking model: satbility, complexing and scaling. Journal of Biomechanical Engineering. Vol. 120. (1998). p. 281-288.
- 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. Vol. 22. (2004). p. 597-610.
- Giakas, G; Baltzopoulos, V - Time and frequency domain analysis of groun reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. Gait and Posture. Vol. 5. (1997). p. 189-197.
- Gill, S; Morris, J; Bide, E; O'Connor, J - Optical Measurements Methods in Biomechanics. US: Springer, 2007.
- Gottschall, JS; Kram, R - Energy cost and muscular activity required for porprulsion during walking. Journal of Applied Physiology. Vol. 94. n.º 5 (2003). p. 1766-1772.
- Grasso, R; Bianchi, L; Lacquaniti, F - Motor Patterns for Human Gait: Backward versus Forward Locomotion. Journal of Neurophysiology. Vol. 80. n.º 4 (1998). p. 1868-1885.
- Gravila, D; Davis, L - 3-D Model-Based Tracking of Human in Action: a Multi-View Approach. Proc. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. (1996). p. 73-82.
- Griffin, T; Roberts, T; Kam, R - Metabolic of Generation Muscular Force in Human Walking: Insights from Load-Carring and Speed Experiments. Journal of Applied Physiology. Vol. 95. (2003). p. 172-183.
- Grillner, S - Neurobiological Basis of Rythmic Motor Acts in Vertebrates. Science. Vol. 228. (1985). p. 143-149.
- Hagabarth, KE - Gamma loop contribution to maximal voluntary contractions in man. Journal of Physiology. Vol. 389. (1987). p. 729-759.
- Hanke, A; Rogers, W - Reliability of ground reaction force measurements during dynamic transitions from bipedal to single-limb stance in healthy adults Physical Therapy. Vol. 72. n.º 11 (1992). p. 810-816.
- Hof, AL; Elzinga, H; Grimmius, W; Halbetsma, JP - Speed dependence of averaged emg profiles in walking. Gait Posture. Vol. 16. n.º 1 (2002). p. 78-86.
- Holf, AL; Geelen, BA; Van den Berg, J - Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. Journal of Biomechanics. Vol. 16. (1983). p. 523-37.
- Holt, KG; Basdogan, C; Stoianovici, D - The force-driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. Human Movement and Science. Vol. 9. (1990). p. 55-68.
- Hoppenfeld, S - Exame Clinique des Membres e du Rachis. Paris: Masson, 1990.

- Horak, B; Macpherson, M - Handbook of Physiology. Exercise. Regulation and Integration of Multiple Systems. Washington DC: American Physiology Society, 1996. - Postural Orientation and Equilibrium.
- Inman, T; Ralston, H; Todd, F - Human Walking. Batimore: Williams e Wilkins, 1981.
- Isard, M; Blake, A - A Visual Tracking by Stochastic Propagation of Conditional Density. Cambridge: 1996.
- Ivanenko, Y; Poppele, R; Macellari, V; Lacquaniti, F - Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of physiology*. Vol. 556. n.º 1 (2004). p. 267-282.
- James, R; Herman, A; Dufek, S; Bates, T - Number of trials necessary to achieve performance stability of selected ground reaction force variables during landing. *Journal of Sports Science and Medicine*. Vol. 6. n.º 1 (2007). p. 126-134.
- Jonkers, I; Stewart, C; Spaepen, A - The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. *Gait Posture*. Vol. 17. n.º 3 (2003). p. 264-272.
- Kabada, MP; Ramakrishnan, HK; Wootten, ME - Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *Journal of Orthopaedics Research*. Vol. 8. (1990). p. 383-392.
- Karamadis, K - Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques *Gait and Posture*. Vol. 19. n.º 2 (2004). p. 115-123.
- Kerrigan, DC; Viramontes, BE; Corcoran, PJ, LaRaia, PJ - Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*. Vol. 74. (1995). p. 3-8.
- King, A; Paulson, D - Motion Capture Moves into New Realms. *IEEE Computer Society*. (2007).
- Komura, T; Nagano, A; Leung, H; Sinagawa, Y - Simulating Pathological Gait Using the Enhanced Linear Inverted Pendulum Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 52. n.º 9 (2005).
- Konin, JG - Cinesiologia Practica para Fisioterapeutas. 1ª. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2006.
- Kuo, A - Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. *International Journal of Robotic Research*. Vol. 18. n.º 9 (1999). p. 917-930.
- Kuo, A - A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed step-length relationship. *International Journal of Robotics*. Vol. 123. n.º 3 (2001). p. 264-270.
- Kuo, AD - Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*. Vol. 124. (2002). p. 113-120.
- Kuo, D; Doneland, M; Ruina, A - The Six Determinants of gait in the Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective. *Human Movement Science*. Vol. 26. n.º 4 (2007). p. 617-656.
- Kuo, D; Donenland, M; Ruina, A - Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step to Step Transitions. *Exercise Sports Science Review*. Vol. 33. n.º 2 (2005). p. 88-97.
- Lacquaniti, F; Grasso, R; Zago, M - Mottor Patterns in Walking. *News Physiology Science*. Vol. 14. n.º 4 (1999). p. 168-174.

- Lacquaniti, F; Ivanenko, YP; Zago, M - Kinematic control of walking. *Archives Italian Biology*. Vol. 140. n.º 4 (2002). p. 263-272.
- Leardini, A; Chiari, L; Della Croce, U; Capozzo, A - Human Movement Analysis Using Stereophotogrametry Part 3: Soft Tissue Artefact Assessment and Comprehension. *Gait and Posture*. Vol. 21. (2005). p. 221-225.
- Legrand, L; Marzani, F; Dusserre, L - A Marker-Free System for the Analysis of Movement Disabilities. *Medinfo*. Vol. 9. (1998). p. 1066-1070.
- Lehman, G; McGill, SM - The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. Vol. 22. n.º 7 (1999). p. 369-370.
- Lelas, JL; Merriman, GJ; Riley, PO; Kerrigan, DC - Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*. Vol. 17. n.º 2 (2003). p. 106-112.
- Liu, M; Anderson, F; Pandey, M; Delp, S - Muscles that Support the Body also Modulate Forward Progression during Walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 39. n.º 14 (2006). p. 2623-2630.
- Lu, T; O'Connor, J - Bone Position Estimation from Skin Marker Coordinates Using Global Optimization with Joint Constraints. *Journal of Biomechanics*. Vol. 32. (1999). p. 129-134.
- Lucchetti, L; Cappozzo, A; Capello, A; Della Croce, U - Skin Movement Artefact Assessment and Compensation in the Estimation of Knee Joint Kinematics. *Journal of Biomechanics*. Vol. 31. (1998). p. 977-984.
- Marzani, F; Calais, E; Legrand, L - A 3-D Marker Free System for the Analysis of Movement Disabilities - an Application to the Legs. *IEEE Transactions on Informatic Technology Biomedical*. Vol. 5. (2001). p. 18-36.
- Masani, K; Kousaki, M; Fukunaga, T. - Variability of Ground Reaction Forces during Treadmill Walking. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 92. n.º 5 (2002). p. 1885-1890.
- Mayerson, H; Milano, A; - Goniometric measurement reliability in physical medicine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol. 65. n.º 2 (1984). p. 92-94.
- Mazzaro, M; Sznajder, M; Camps, O - A Model (In) Validation Approach to Gait Classification. *IEEE Transactions on Robotics*. Vol. 27. n.º 11 (2005).
- McCollum, G; Holroyd, C; Castelfranco, M - Forms of Early Walking. *Journal Theor Biology*. Vol. 176. (1995). p. 373-390.
- McGeer, T - Passive Dynamic Walking. *International Journal of Robotic Research*. Vol. 9. (1990). p. 62-82.
- Merletti, R - Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 7. (1997). p. 1-2.
- Mochon, S; McMahon, TA - Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 13. n.º 1 (1980). p. 49-57.
- Moisio, C; Summer, R; Shott, S; Hurtwitz, E - Normalization of Joint Moments during Gait: A Comparison of Two Techniques. *Journal of Biomechanics*. Vol. 36. n.º 4 (2003). p. 599-603.
- Mullineaux, DR; Milner, CE; Davis, IS; Hamill, J - Normalization of ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol. 22. (2006). p. 230-233.

- Munderman, L; Corazza, S; Andreiacchi, P - The Evolution Methods for the Capture of Human Movement Leading to Markerless Motion Capture for Biomechanical Applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. Vol. 3. n.º 6 (2006).
- Murray, M.P., Drought, A.B., Kory, R.C - Walking patterns of normal men. *Journal of Bone & Joint Surgery*. Vol. 46A. (1964a). p. 335-360.
- Murray, M.P., Kory, R.C., Sepic, S.B - Walking Patterns of Normal Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol. 51. n.º 11 (1970a). p. 637-650.
- Murray, M.P., Kory, R.C., Sepic, S.B - Walking Patterns of Normal Women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol. 51. (1970b). p. 637-650.
- Murray, MP - Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*. Vol. 46. n.º 1 (1967). p. 290-333.
- Murray, MP; Drought, AB; Kory, RC - Walking patterns of normal men. *Journal of Bone & Joint Surgery*. Vol. 46A. (1964b). p. 335-360.
- Neptune, R; Kautz, A; Zajac E - Contributions of the Individual Ankle Flexors to Support, Forward Progression and Swing Initiation During Normal Walking. *Journal of Biomechanics*. Vol. 34. n.º 11 (2001a). p. 1387-1398.
- Neptune, R; Kautz, S; Zajac, F - Muscle force redistributes segmental energy to provide trunk forward progression in walking. *Gait & Posture*. (2002).
- Neptune, RR; Kautz, SA - Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance? *Exercise and Sports Science Review*. Vol. 29. n.º 2 (2001b). p. 76-80.
- Neptune, RR; Sasaki, K - Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*. Vol. 208. n.º 5 (2005). p. 799-808.
- Neptune, RR; Sasaki, K; Kautz, SA - The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait Posture*. Vol. 28. n.º 1 (2008). p. 135-143.
- Nigg, BM - Impact forces in running. *Current Opinion in Orthopaedics*. Vol. 8. n.º 6 (1997). p. 43-47.
- Nigg, M; Herzog, W - Biomechanics of the Musculoskeletal System. Chichester: John Wiley & Sons, 2002.
- Nilsson, J; Thorstensson, A; Halbertsma, J - Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode progression in humans. *Acta of Physiologica Scandinavica*. Vol. 123. n.º 4 (1985). p. 457-475.
- Norkin, C; Levangie, K - Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis. 2nd. EUA: Library of Congress, 1992.
- Oggero, E; Pagnacco, G; Morr, R; Simon, R; Berne, N - Collecting valid data from force plates: how many subjects must alter their gate? *Proceedings of NACOB*, 1998.
- Orendurff, MS; Segal, AD; Klute, GK; Berge, JS; Rohr, ES; Kadel, NJ - The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Vol. 41. n.º 6-A (2004). p. 829-834.
- Orlin, N; Mcpoil, G - Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*. Vol. 80. (2000). p. 399-409.
- Pandy, M; Berne, N - Synthesis of human walking: a planar model for single support. *Journal of biomechanics*. Vol. 21. (1988). p. 1053-1060.

- Perry, J - Gait Analysis. Normal and Pathological Gait. USA: Slack Incorporated, 1992.
- Pestana, H; Gageiro, N - Análise de Dados para Ciências Sociais: a Complementaridade do SPSS. 3ª ed. Lisboa: Edições Silabo, 2003.
- Peterson, KE - Silicon as a Mechanical Material. *IEEE*. Vol. 70. (1982). p. 420-457.
- Ralston, HJ - Energy-speed relation to optimal speed during level walking. *Int. Z. Angew. Physiol.* Vol. 17. n.º 4 (1958). p. 277-283.
- Raynor, J; Yi, J; Abernethy, B; Jong, J - Are Transitions in Human Gait Determined by Mechanical, Kinetic or Energetic Factors. *Human Movement Science*. Vol. 21. n.º 5-6 (2002). p. 785-805.
- Reaz, M; Hussain, M; Mohd-Yasin, F - Techniques of EMG Sinal Analysis: Detecting, Processing, Classifications and Applications. *Biology Proceedings*. Vol. 8. n.º 1 (2006). p. 8-35.
- Rosenhahn, B; Klette, R; Metaxas, D - Human Motion. Understanding, Modeling, Capture and Animation. 1st. Netherlands: Springer, 2008.
- Rossignol, S; Dubuc, R; Gossard, P - Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion. *Physiology Review*. Vol. 86. (2006). p. 89-154.
- Saunders, M; Inman, T; Heberhart, D - The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol. 53. (1953). p. 543-558.
- Segers, V - A Biomechanical Analysis of the Realization of Actual Human Transition. Ghent: Ghent University, 2006.
- Shiavi, R; Frigo, C; Pedotti, A - Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides *Medical and Biological Engineering and Computing*. Vol. 36. n.º 2 (1998). p. 171-178.
- Simon, R; Mann, A; Hagy, L; Larsen, J - Role of the Posterior Calf Muscles in Normal Gait. *Journal of Bone & Joint Surgery* Vol. 60. n.º 4 (1978). p. 465-472.
- Soderberg, G; Knutson, L - A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromiographic Data. *Physical Therapy*. Vol. 80. n.º 5 (2000). p. 485-498.
- Soderberg, GL - Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives. *Department of Health and Human Services*. (1992).
- Spoor, C; Veldpas, F - Rigid Body Motion Calculated from Spation Coordinates of Markers. *Journal of Biomechanics*. Vol. 13. (1988). p. 391-393.
- Sutherland, H - An Electromyographic Study of the Plantar Flexors of the Ankle in Normal Walking on the Level. *Journal of Bone & Joint Surgery*. Vol. 48. n.º 1 (1966). p. 66-71.
- Turker, K - Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Physical Therapy*. Vol. 73. n.º 10 (1993). p. 57-69.
- Urry, S - Plantar Pressure Measurement Sensors. *Measurements Science Technology*. Vol. 10. (1999). p. 16-32.
- Veltink, PH - The Feasible of Posture and Movement Detection by Accelerometria. San Diego: 1993.
- Wakeling, JM; Nigg, BM - Modification of soft tissue vibrations in the leg by muscular activity. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 90. n.º 2 (2001a). p. 412-420.

- Wakeling, JM; Tschanner, VV; Nigg, BM; Stergiou, P - Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 91. (2001b). p. 1307-1317.
- Waters, L; Mulroy, S - The Energy Expenditure of Normal and Pathological Gait: Relation to Mechanical Energy Cost. *Journal of Neurophysiology*. Vol. 9. n.º 3 (1999). p. 207-231.
- Waters, RL; Yakura, JS - The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Crit Rev Phys Rehab Med*. Vol. 1. (1989). p. 183-209.
- Whipp, J; Wasserman, K - Oxygen Uptake Kinetics for Various Intensities of Constante-Load Work. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 33. n.º 3 (1972). p. 351-356.
- Whitle, M - Gait Analysis: An Introduction. 4th. USA: Elsevier, 2007.
- Whitle, SC; Tucker, CA; Brangaccione, JA; Lin, HY - Relation of vertical ground reaction forces to walking speed. *Gait and Posture*. Vol. 4. (1996). p. 167-208.
- Willems, A; Cavagna, A; Heglund, C - External, Internal and Total Work in Human Locomotion. *The Journal of Experimental Biology*. Vol. 198. (1995). p. 379-383.
- Winter, AD - The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elthery and Patological. Waterloo, Ontário: Waterloo Biomechanics Press, 1991.
- Woledge, RC; Curtin, NA; Homsher, E - Energetic aspects of muscular contraction. London: Academic Press, 1985.
- Wren, R; Azarbajani, A; Darrel, T; Pentland, P - Pfinder: Real Time Tracking of the Human Body. *Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. Vol. 19. (1997). p. 780-785.
- Yakovenko, S; Mashuhwar, V; Vanderhorst, V; Holstege, G; Prochazka, A - Spatiotemporal activation of lumbosacral motoneurons in the locomotor step cycle. *Journal of Neurophysiology*. Vol. 87. n.º 3 (2002). p. 1542-1553.
- Yamamoto, M; Koshikawa, K - Human Motion Analysis Based on a Robotic Arm Model. in *Proc. of IEEE Conference on Computer Vision Pattern Recognition*. (1991). p. 664-665.
- Yang, JF; Winter, DA - Surface emg profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* Vol. 60. n.º 6 (1985). p. 485-491.
- Zajac, F; Neptune, R; Kautz, S - Biomechanics and muscle coordination of muscle walking Part II: Lessons from dynamic simulations and clinical implications. *Gait Posture*. Vol. 17. n.º 1 (2003). p. 1-17.
- Zehr, P; Fujita, K; Stein, B - Reflexes from the Superficial Peroneal Nerve During Walking in Stroke Subjects. *Journal of Neurophysiology*. Vol. 79. (1998). p. 848-858.
- Zhou, H; Hu, H - Human Movement Tracking and Stroke Rehabilitation. University of Essex, 2004. CSM-420