



FEUP

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Dissertação

Avaliação de Marcha e Postura em Reabilitação

Andreia Filipa Fonseca da Silva

Mestrado Integrado em Bioengenharia
Ramo de Engenharia Biomédica

Porto, Julho 2011

“O sucesso é uma série de fracassos ultrapassados”



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Dissertação

Avaliação de Marcha e Postura em Reabilitação

Orientador:

Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares

Prof. Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Porto, Julho 2011

Agradecimentos

Gostaria de agradecer ao Professor João Manuel R. S. Tavares, Professor auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica, pela disponibilidade, apoio concedido, esclarecimentos prestados e bases bibliográficas fornecidas durante a realização desta Dissertação.

Gostaria também de agradecer toda a disponibilidade, auxílio, troca de material, informações e ideias da Andreia Sousa, Programa Doutoral em Engenharia Biomédica e Professora Assistente na Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto.

Gostaria ainda de agradecer ao Professor Rubim Santos, Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto, pelo intercâmbio de ideias e esclarecimento de conceitos.

Uma referência especial à Ana Priscila Alves e Célia Cruz, a minha ‘equipa de trabalho’ durante a elaboração desta Dissertação, por todos os momentos que passamos e o enorme companheirismo e paciência demonstrados.

Um agradecimento muito especial à minha Família, pelo apoio incondicional e toda a paciência nos momentos mais difíceis.

Gostaria ainda de agradecer a todos aqueles que, directa ou indirectamente, contribuíram de algum modo para a realização desta Dissertação.

Por último, um agradecimento especial aos Pioneiros de Bioengenharia, pelos cinco anos passados nesta Faculdade, por todos os sorrisos, gargalhadas e conquistas e até as lágrimas e frustrações que passamos juntos. Sem vocês a meu lado, estes anos não teriam sido os mesmos.

Resumo

A capacidade do Ser Humano se mover, permanecer em posição estática e possuir controlo sobre as suas próprias acções motoras é fundamental. A qualidade de vida do Homem degrada-se quando este não consegue controlar o seu próprio corpo. Várias doenças e distrofias resultam em perda gradual de controlo postural e do movimento. No entanto existem mecanismos de reabilitação que se aplicados num processo inicial da doença podem retardar ou mesmo regredir a perda de controlo motor.

Em 1996 foi lançado o calçado denominado *Masai Barefoot Technology*, pela empresa Suíça com o mesmo nome, que defende, entre as inúmeras vantagens deste calçado, o facto de este poder ter efeitos positivos em reabilitação e treino de determinados músculos e articulações.

Nesta Dissertação estudou-se a eficácia deste calçado. Foram avaliados dois grupos: o grupo experimental que utilizou calçado MBT por um período de 6 semanas, e o grupo de controlo, que efectuou os ensaios descalços e não foi sujeito a nenhuma fase de treino. Realizaram-se dois estudos específicos: a) equilíbrio ortoestático e b) aplicação de um distúrbio ao indivíduo em posição de equilíbrio. Em ambos os estudos foram analisadas variáveis relacionadas com o Centro de Pressão (COP), nomeadamente de variabilidade do COP, área, velocidade e, particularmente no segundo estudo, também se efectuou análise Electromiográfica dos músculos Recto Femoral, Bícípete Femoral, Gastrocnémio Medial e Tibial Anterior. De referir que para o primeiro estudo os componentes *Rambling* e *Trembling* também foram analisados, com a finalidade de estudar a variabilidade do COP.

Os resultados demonstram que o calçado MBT produz efectivamente alterações no padrão de controlo postural. As variáveis analisadas referentes ao COP demonstram valores superiores para os indivíduos pertencentes ao grupo experimental quando comparados com o grupo de controlo. No entanto as diferenças encontradas não podem ser atribuídas ao período de treino efectuado pelo grupo experimental. Em situações de desequilíbrio verificou-se que a amplitude muscular do Gastrocnémio Medial e Tibial Anterior é bastante superior quando se utiliza calçado MBT.

Através dos resultados obtidos pode-se concluir que o calçado MBT provoca alterações significativas a nível de controlo postural e pode ser uma solução para a população que possua desvios nos padrões posturais.

Palavras chave: Biomecânica, Marcha, *Masai Barefoot Technology*, Postura

Abstract

The ability of human beings to move, stay in quiet standing and have control over their own motor actions is critical. The quality of human life is degraded when there is no control over one's own body. Several diseases and dystrophies result in gradual loss of postural control and movement. However, there are mechanisms that can be applied in rehabilitation processes in early stages of the disease that can slow or even reverse the loss of motor control.

In 1996 the Swiss company Masai Barefoot Technology, developed a revolutionary shoe with the same name, who argue that, from the numerous advantages of the footwear, this might have positive effects on rehabilitation and training of certain muscles and joints.

In this thesis we studied the efficacy of MBT footwear. Two groups were analyzed: the experimental group that used MBT shoes for a period of six weeks, and a control group who performed the tests barefoot and without any practice situation. Two studies were realized: a) in quiet standing b) applying a disturbance to the subject in equilibrium position. In both studies variables related to the Center of Pressure (COP) were analyzed, including variability of the COP, area, velocity and particularly in the second study also conducted electromyographic analysis of the Rectus Femoris, Biceps Femoris, Medial Gastrocnemius and Tibialis Anterior. Note that for the first study the variability of the COP, based on Rambling and Trembling components were also analyzed.

The results show that MBT shoes actually produce changes in postural control. The COP variables analyzed showed higher values for the experimental group compared with the control group. However the differences cannot be attributed to the training period realized by the experimental group. In situations of disturbance the results show that the amplitude of the muscles Medial Gastrocnemius and Tibialis Anterior is much higher when using MBT shoes.

Based in these results, it can be concluded that the MBT shoes cause significant changes in the postural control and can be a solution for people who have postural deviations.

Key Words: Biomechanics, Human Gait, *Masai Barefoot Technology*, Posture

Índice

1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.1.1. Análise Clínica de Marcha e Postura	1
1.1.2. Masai Barefoot Technology	2
1.2. Objectivos Principais	3
1.3. Contributos do Trabalho	4
1.4. Estrutura Organizativa.....	4
2. Fundamentos Teóricos	7
2.1. Introdução	7
2.2. Revisão músculo-esquelética do Membro Inferior	8
2.2.1. Constituição Óssea do Membro Inferior	8
2.2.2. Articulações do Membro Inferior	10
2.2.3. Constituição Muscular do Membro Inferior.....	11
2.3. Marcha e Postura	13
2.3.1. Marcha Humana.....	13
2.3.1.1. Ciclo de Marcha	14
2.3.1.2. Controlo Neurosensorial e Movimento.....	17
2.3.2. Postura Humana.....	18
2.3.2.1. Controlo Postural	19
2.3.2.2. Mecanismos de controlo postural	20
2.3.2.3. Modelo do pêndulo invertido.....	22
2.3.2.4. Estratégias utilizadas para ultrapassar situações de desequilíbrio.....	25
2.4. Resumo.....	28
3. Estado de arte: <i>Masai Barefoot Technology</i> e Postura	31
3.1. Introdução	31
3.2. Postura Humana.....	31
3.2.1. Estudos de postura Estáticos	33
3.2.2. Estudos de postura Dinâmicos	36
3.3. <i>Masai Barefoot Technology</i>	37
3.4. Resumo.....	48
4. Desenvolvimento de soluções computacionais para tratamento de dados	51
4.1. Introdução.....	51
4.2. Ambiente de desenvolvimento	52
4.3. Solução <i>pestabilografia</i>	54

4.3.1.	Dados de estatística básica	54
4.3.2.	Estimação da Linha de Gravidade	57
4.3.3.	Decomposição do estabilograma nas componentes <i>Rambling</i> e <i>Trembling</i>	59
4.4.	Solução <i>activacaomuscular</i>	60
4.5.	Resumo.....	62
5.	Alterações de postura provocadas pelo calçado MBT: Resultados e Discussão	65
5.1.	Introdução.....	65
5.2.	Metodologia.....	66
5.2.1.	Amostra.....	66
5.2.2.	Instrumentação	67
5.2.3.	Procedimentos	67
5.2.3.1.	Preparação da pele e colocação de eléctrodos	67
5.2.3.2.	Recolha de dados.....	67
5.3.	Procedimento estatístico	68
5.4.	Resultados e Discussão	69
5.4.1.	Bipedismo ortoestático	69
5.4.1.1.	Dados de estatística básica	69
5.4.1.2.	Análise <i>Rambling</i> e <i>Trembling</i>	75
5.4.2.	Aplicação de perturbação	78
5.4.2.1.	Avaliação do Centro de Pressão	79
5.4.2.2.	Avaliação do Padrão Muscular.....	80
5.4.2.3.	Avaliação do tempo de activação muscular	82
5.5.	Conclusão	83
6.	Conclusões e Perspectivas Futuras.....	85
6.1.	Conclusões.....	85
6.2.	Perspectivas futuras	86
	Referências	87

Índice de Figuras

Figura 1.1: Exemplo de um sapato MBT (de (MBT 2011)).	3
Figura 2.1: Constituição óssea do membro inferior: vista anterior a), e vista posterior b) (adaptado de(Seeley 2006)).	9
Figura 2.2: Vista dorsal da constituição óssea do pé direito (de (Seeley 2006)).	10
Figura 2.3: Músculos do membro inferior: vista anterior a), e vista posterior b) (de(Seeley 2006)).	12
Figura 2.4: Movimentos do membro inferior direito durante um ciclo de marcha simples (adaptado de (De Lisa 1998)).	14
Figura 2.5: Duração das fases do ciclo de marcha e demonstração das fases de duplo apoio e apoio unipodático (adaptado de (De Lisa 1998)).	16
Figura 2.6: Padrões de actividade muscular e movimentos das articulações durante o ciclo de marcha (adaptado de (De Lisa 1998)).	17
Figura 2.7: Postura Humana: O primeiro modelo demonstra um indivíduo com uma postura correcta, uma linha vertical passa através da porção anterior da orelha e através de cada articulação do membro inferior. O segundo modelo exhibe um indivíduo com uma postura desajustada (de (Barros 2009)).	19
Figura 2.8: Diagrama conceptual do controlo postural (de (Duarte 2000)).	21
Figura 2.9: Representação do modelo de um pêndulo invertido do corpo Humano durante postura ortoestática no plano sagital (de (Zatsiorsky and Duarte 2000)).	23
Figura 2.10: Estratégias de controlo postural do Movimento: a) estratégia do tornozelo, b) estratégia da anca e c) estratégia da passada (adaptado de (Shumway-Cook 2007)).	27
Figura 3.1: Trajectórias do COP, componentes <i>rambling</i> e <i>trembling</i> e pontos de equilíbrio instantâneo (IEP) durante postura erecta. A imagem interior representa um pêndulo simples invertido idealizando o significado das componentes do COP apresentadas (de (Duarte 2000)).	36
Figura 3.2: Dados EMG recolhidos durante a Marcha com sapatos regulares e com calçado MBT. As curvas reflectem a média da actividade muscular com sapatos normais (—) e com MBT (- - - -) (de (Romkes, Rudmann et al. 2006)).	39
Figura 3.3: Diferenças verificadas na posição do centro de pressão durante ensaios estáticos com calçado regular ou calçado que provoca instabilidade natural (MBT) (de (Nigg, Hintzen et al. 2006)).	40

Figura 3.4: Diferenças verificadas no momento de Eversão e Inversão da articulação do tornozelo (de (Nigg, Hintzen et al. 2006)).....	41
Figura 3.5: Representação esquemática da distribuição das pressões plantares através do uso de diferentes tipos de calçado (de (Stewart, Gibson et al. 2007)).....	43
Figura 3.6: Percentagem de mudanças na intensidade muscular e co-ativações musculares nas fases de contacto inicial (<i>loading response</i>), resposta de carga (<i>midstance</i>) e apoio médio (<i>terminal stance</i>) durante a marcha com calçado MBT, tendo como base de comparação o uso de calçado normal. VL – Vasto lateral; BF – Bíceps femoral; GM – Gastrocnémio medial; V/B – índice de co-ativação dos músculos Vasto lateral/Bíceps femoral; V/G – índice de co-ativação dos músculos Vasto lateral/Gastrocnémio medial (de(Buchecker, Wagner et al. 2010)).	46
Figura 3.7: Dois modelos de sapatos que produzem instabilidade: o sapato MBT (à esquerda) e o <i>Reflex Control Schuh</i> (à direita) construído com uma barra central na sua sola que induz instabilidade na direcção do eixo longitudinal do pé (de (Turbanski, Lohrer et al. 2011)).	47
Figura 4.1: Janela principal da solução <i>pestabilografia</i> desenvolvida para análise de dados de postura do Centro de Pressão.....	53
Figura 4.2: Janela principal da solução <i>activacaomuscular</i> desenvolvida para análise de dados de postura do Centro de Pressão e dados EMG aquando da aplicação de um distúrbio.....	53
Figura 4.3: Exemplo de medição da área de oscilação do COP: Base de suporte média (linha contínua), elipse representando os limites de estabilidade média (linha tracejada) e média das elipses que descrevem a oscilação do COP durante a postura erecta estática por 40 segundos (Duarte and Freitas 2010).	56
Figura 4.4: Algoritmo implementado na solução <i>activacaomuscular</i>	61
Figura 5.1: Variabilidade do COP de um sujeito do estudo: a) no início do estudo para o indivíduo descalço, e b) após seis semanas de treino utilizando calçado MBT.	73
Figura 5.2: Padrão muscular do a) Recto Femoral, b) Bícipete Femoral, c) Gastrocnémio Medial e d) Tibial Anterior.	82

Lista de Tabelas

Tabela 1: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana zero e para o grupo de controlo descalço na semana zero. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	70
Tabela 2: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana seis e para o grupo de controlo descalço na semana seis. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	71
Tabela 3: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana 0 e na semana 6.	72
Tabela 4: Variáveis de análise do <i>Rambling</i> e do <i>Trembling</i> para o grupo experimental na semana zero descalços e na semana seis com calçado MBT. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	76
Tabela 5: Variáveis de análise do <i>Rambling</i> e do <i>Trembling</i> para o grupo experimental na semana zero com calçado MBT e para o grupo de controlo descalço na semana zero. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	77
Tabela 6: Variáveis de análise do <i>Rambling</i> e do <i>Trembling</i> para o grupo experimental na semana seis descalços com calçado MBT e para o grupo de controlo descalço na semana seis. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	77
Tabela 7: Variáveis de análise do COP para os grupos experimental e de controlo na semana 6. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	79
Tabela 8: Actividade electromiográfica dos grupos experimental e de controlo na semana 6. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).	81

Lista de Siglas

AP – Plano Antero-Posterior;

BF – Bícipete Femoral;

BOS – Base de Suporte (*Base of support*);

COG – Centro de Gravidade (*Center of gravity*);

COM – Centro de Massa (*Center of mass*);

COP – Centro de Pressão (*Center of pressure*);

EMG – Electromiografia;

GL – Linha de Gravidade (*Gravity line*);

GM – Gastrocnémio Medial;

IEP – Ponto de equilíbrio (*Instant Equilibrium Point*);

MBT – Masai Barefoot Technology;

ML – Plano Médio-Lateral;

P – Perónio;

RF – Recto Femoral;

S – Semitendinoso;

SNC – Sistema Nervoso Central;

TA – Tibial Anterior;

VL – Vasto Lateral;

VM – Vasto Medial.

Capítulo 1

Introdução

1.1. Enquadramento

1.1.1. Análise Clínica de Marcha e Postura

Desde sempre que o Ser Humano tenta entender e estudar a complexidade dos movimentos e da postura Humana. Por exemplo, em Roma e na Grécia Clássica os artistas pintavam e esculpiam o Homem em diferentes posições, com diferentes alinhamentos dos membros e realizando as mais variadas actividades (Whittle 1996).

Muitos são os nomes que tiveram um papel activo e preponderante na área da Biomecânica como Aristoteles, Borelli, Galvani, Newton e Descartes. Estes estudiosos desenvolveram teorias e mecanismos sem os quais seria impossível conhecermos a Biomecânica como a conhecemos actualmente (Whittle 1996; Sutherland 2005).

A análise clínica de marcha é definida como a medição, o processamento e a interpretação sistemática de parâmetros biomecânicos, que caracterizam a locomoção e postura humana e facilitam a identificação de limitações no movimento e postura de modo a identificar procedimentos adequados de reabilitação (Davis, Öunpuu et al. 1991).

O sistema de controlo postural pode ser compreendido como uma aptidão que o sistema nervoso aprende e aperfeiçoa, sendo para tal necessário a intervenção de diversos sistemas, incluindo os elementos biomecânicos passivos, o sistema sensorial, o sistema muscular, como ainda diferentes partes do cérebro. A manutenção do equilíbrio não é baseada em respostas fixas, mas sim flexíveis, que podem sofrer adaptação com o treino e a experiência (Horak, Henry et al. 1997).

Actualmente, a análise clínica da marcha e postura é um processo fundamental no tratamento de muitas doenças e desordens. Esta área da saúde permite ao médico avaliar quantitativamente o grau em que os movimentos biomecânicos de um indivíduo foi afectado por uma doença já diagnosticada. Este processo abrange a medição de parâmetros biodinâmicos fundamentais, a compilação destes dados e a interpretação sistemática da informação recolhida no que diz respeito à identificação de desvios dos valores obtidos em relação aos valores *standard*. Finalmente, o objectivo é compreender as causas dessas alterações, bem como subscrever alternativas de tratamento para cada paciente, caso a caso (Davis, Öunpuu et al. 1991; Davis 1997).

A área primordial para aplicação de avaliações clínicas de marcha é a área ortopédica (nomeadamente em amputados que utilizam próteses) mas, cada vez mais, se fazem avaliações clínicas de marcha para estudo de outras patologias como poliomielite, paralisia cerebral, esclerose múltipla, artrite reumatóide e distrofias musculares (Davis 1997). Estas análises são de grande relevância e auxiliam activamente a escolha de tratamentos adequados para pacientes que possuem as referidas patologias.

Em análises Biomecânicas pode-se dividir os dados em dois grupos: cinética e cinemática. A cinética é o estudo das forças, momentos, massas e acelerações, mas sem qualquer conhecimento detalhado da posição ou da orientação das estruturas envolvidas. Por sua vez a cinemática descreve o movimento, mas sem referência às forças envolvidas. Por exemplo, uma plataforma de força (instrumento usualmente utilizado na análise da marcha) pode ser usado para medir a força exercida sob o pé durante a caminhada (cinética), mas não dá nenhuma informação sobre a posição do membro ou o ângulo das articulações (cinemática). É visível que para uma adequada descrição quantitativa de uma actividade motora, é necessária a conjugação e interligação de dados cinéticos e cinemáticos (Whittle 2007).

1.1.2. Masai Barefoot Technology

Nos últimos 15 anos um novo tipo de calçado revolucionário apareceu no mercado. Segundo a marca (*Masai Barefoot Technology, Switzerland*), este calçado apresenta, entre outros benefícios, a capacidade de recuperação e reabilitação de certos movimentos e desvios de postura.

A *Masai Barefoot Technology* nasceu em 1996 após a descoberta de que a instabilidade natural traz benefícios notáveis para a saúde. Comumente, é reconhecido que o corpo humano não foi projectado para andar ou ficar em pé sobre as superfícies planas da sociedade moderna. Assim, este tipo de calçado simula um passeio na praia ou noutro tipo de superfícies lisas e irregulares. Os MBT são vendidos em mais de 35 países em todo o Mundo e os seus utilizadores confirmam que os MBT aumentam significativamente o seu bem-estar (MBT 2011). Na Figura 1 pode ser visto um sapato MBT.



Figura 1.1: Exemplo de um sapato MBT (de (MBT 2011)).

Consequentemente é bastante importante e necessário estudar a eficácia deste calçado, através de estudos da marcha e postura.

1.2. Objectivos Principais

Com esta Dissertação procurou-se atingir os seguintes objectivos principais:

1. Fazer uma revisão bibliográfica e de conceitos sobre os fenómenos de marcha e postura com vista a atingir os seguintes objectivos:

- a) conhecer a constituição músculo-esquelética do membro inferior fundamental para a realização da marcha e manutenção da postura;
- b) estudar e explorar aspectos biomecânicos do padrão de marcha;
- c) determinar e analisar aspectos biomecânicos do padrão postural;

2. Apresentar os conceitos principais associados à marcha e postura Humana, nomeadamente:

- a) Os mecanismos necessários para uma postura e marcha estável, bem como o modelo utilizado para descrever o processo de controlo postural;
- b) Técnicas utilizadas pelo ser Humano para combater momentos de desequilíbrio;

3. Efectuar uma revisão do estado de arte relativamente a:

- a) estudos realizados na área do calçado MBT, nomeadamente quais os principais parâmetros adquiridos, variáveis analisadas e resultados obtidos;
- b) estudos executados no âmbito da postura Humana.

4. Realizar uma análise de padrões de postura em dois casos específicos:

- a) posição ortoestática em ensaios com a duração de 30 segundos;
- b) alterações do padrão e mecanismos de controlo postural quando o indivíduo é sujeito a desequilíbrios externos.

1.3. Contributos do Trabalho

Esta Dissertação aumenta o conhecimento existente sobre os benefícios e alterações produzidas a nível biomecânico pela utilização contínua de calçado MBT.

Adicionalmente, este estudo tem a novidade de aplicar e estudar variáveis cinéticas e cinemáticas que já foram utilizadas em estudos de postura e controlo postural, mas nunca foram aplicadas a estudos de postura com calçado MBT.

No âmbito desta Dissertação, foram ainda desenvolvidas duas soluções computacionais para proceder há análise automática dos dados adquiridos.

1.4. Estrutura Organizativa

O conteúdo apresentado neste documento encontra-se dividido ao longo de 6 capítulos. A informação contida em cada capítulo restante é a seguinte:

Capítulo 2 - Fundamentos Teóricos

Neste capítulo são apresentados todos os conceitos teóricos relevantes para esta Dissertação.

De uma forma genérica, a primeira parte do capítulo apresenta uma visão global dos componentes anatómicos do membro inferior que intervêm activamente no processo de marcha e controlo postural.

A segunda parte deste capítulo está orientada para a apresentação e explicação de conceitos fundamentais para o entendimento da marcha e postura Humana. O ciclo de marcha e principais movimentos de cada fase e subfase deste ciclo são apresentadas e analisadas. Os mecanismos envolvidos no controlo postural são também descritos e analisados. É apresentado o modelo matemático de controlo postural comumente aceite pela comunidade científica. São ainda apresentados os principais mecanismos utilizados pelo indivíduo quando sujeito a desequilíbrios.

O conhecimento dos fundamentos teóricos deste capítulo é fundamental para que se consiga proceder a um estudo biomecânico sobre marcha e postura de forma cuidada e consciente.

Capítulo 3 - Estado de arte: *Masai Barefoot Technology* e Postura

O estado de arte dos principais estudos e informação relacionada com o calçado MBT e Postura Humana são apresentados neste capítulo. Inicialmente, realizou-se um resumo dos estudos efectuados na área do controlo postural. De modo similar procedeu-se à junção e apresentação de informação dos estudos realizados até à época sobre o calçado MBT: quais as principais variáveis analisadas, os métodos utilizados, bem como os principais resultados obtidos. Por fim é apresentada uma análise crítica aos estudos analisados.

Capítulo 4 - Desenvolvimento de soluções computacionais para tratamento de dados

Neste capítulo, apresentam-se as soluções computacionais desenvolvidas no âmbito desta Dissertação para proceder há análise automática dos dados adquiridos. Assim, são apresentadas as vantagens da linguagem computacional adoptada, as concepções matemáticas escolhidas e os algoritmos implementados.

Capítulo 5 - Alterações de postura provocadas pelo calçado MBT: Resultados e Discussão

Este capítulo começa com a apresentação da metodologia adoptada no estudo experimental realizado; nomeadamente, a amostra, instrumentação, procedimentos e análises estatísticas. De seguida, os resultados obtidos são apresentados e analisados em termos estatísticos e simultaneamente é efectuada uma análise crítica dos resultados obtidos tendo como ponto de comparação, sempre que possível, os estudos previamente realizados e apresentados no capítulo 4.

Capítulo 6 - Conclusão e Trabalho Futuro

Para finalizar esta Dissertação, no capítulo 7 são abordadas as principais conclusões do trabalho efectuado, bem como são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentos Teóricos

2.1. Introdução

Para um melhor entendimento e compreensão da marcha e postura Humana é necessário conhecer a constituição dos membros que têm um papel activo e preponderante na locomoção humana: cintura pélvica e membro inferior. Do ponto de vista anatómico e fisiológico, os componentes necessários para a compreensão do movimento são os ossos, as articulações entre eles e os músculos (Seeley 2006; Whittle 2007).

Individualmente, o conhecimento dos componentes músculo-esqueléticos do membro inferior não permite um total entendimento da Biomecânica do corpo Humano. Para tal é necessário conhecer os conceitos teóricos associados ao movimento Humano, nomeadamente a marcha Humana, bem como as bases teóricas que aclaram os mecanismos de controlo postural.

Com este capítulo pretende-se apresentar os fundamentos teóricos associados aos processos de movimento e postura do Ser Humano.

A primeira parte deste capítulo apresenta o sistema músculo-esquelético, que tem um papel fundamental na postura e locomoção Humana. Sabe-se que o sistema neurosensorial tem um papel fundamental na postura e locomoção, no entanto sob o ponto de vista desta Dissertação, em que o estudo se dirigiu principalmente sobre as diferenças verificadas a nível físico, optou-se por não descrever os mecanismos básicos do sistema neurosensorial.

Na segunda parte do capítulo serão apresentados os principais conceitos associados ao movimento e postura Humana. Esta secção está organizada de modo a fornecer toda a informação relevante acerca do ciclo de marcha, especialmente identificando as fases em que este se divide e quais os eventos e movimentos característicos de cada fase e subfase. Para finalizar esta parte do capítulo, apresentam-se os princípios associados ao controlo postural, bem como quais os mecanismos que contribuem para a sua manutenção. É apresentado o modelo matemático utilizado para a obtenção das variáveis Centro de Massa e Centro de Pressão. Por fim, são apresentados quais os principais mecanismos utilizados pelo ser Humano para ultrapassar situações de desequilíbrio.

2.2. Revisão músculo-esquelética do Membro Inferior

O Homem move-se porque os músculos puxam os ossos, mas o movimento exigido não seria possível se não existissem entre os ossos articulações. Uma articulação é um local onde dois ossos se reúnem, e sem elas o movimento de um osso em relação a outro não seria possível. A estrutura de uma determinada articulação relaciona-se directamente com o seu grau de movimento. As articulações relacionam ossos ou áreas de ossificação adjacentes e o movimento é importante para determinar o tipo de articulação que se desenvolve. Se o movimento for restrito – mesmo numa articulação com elevada mobilidade – em qualquer momento ao longo da vida, a articulação pode transformar-se numa articulação rígida (imóvel), o que afectará de modo preponderante a locomoção do indivíduo (Seeley 2006).

Os ossos e articulações são dois dos três factores anatómicos e fisiológicos preponderantes para a manutenção de postura e execução da marcha, sendo o terceiro factor os músculos. As células musculares funcionam como pequenos motores de modo a produzir as forças responsáveis pelo movimento dos membros, e mais globalmente do corpo.

Os músculos do Homem estão em contínua utilização, mesmo quando não estamos em movimento. Toda a espécie de comunicação implica os músculos esqueléticos, seja para escrever ou falar. Até a comunicação não verbal (gestual ou por expressão facial) exige o funcionamento dos músculos esqueléticos. Tal como todas estas actividades, a mobilidade do ser Humano, tal como a conhecemos, seria impossível sem a existência dos músculos (Seeley 2006).

2.2.1. Constituição Óssea do Membro Inferior

Todos os ossos do corpo Humano participam no processo de marcha. No entanto, do ponto de vista prático, e para este estudo em particular, considerou-se apenas o movimento dos ossos da cintura pélvica e do membro inferior como relevantes no processo de marcha Humana e manutenção de Postura.

Os ossos destes membros sustentam o corpo humano e são essenciais para um bom suporte, marcha e corrida (Seeley 2006; Whittle 2007), Figura 2.1.

A cintura pélvica é formada pelo sacro, o cóccix e por dois ossos coxais. O sacro é a fusão das cinco vértebras sacrais. O cóccix é um osso vestigial, constituído por três, quatro ou cinco vértebras rudimentares (dependendo das pessoas). Os ossos coxais, que se encontram um de cada lado do corpo em relação ao plano sagital, são formados pela fusão de três ossos: o ílio, o

ischium e a púbis. Os três ossos reúnem-se perto do centro do acetábulo. A superfície articular do ílio reúne-se ao sacro para formar a articulação sacro-íliaca (Seeley 2006; Whittle 2007).

O único movimento real entre os ossos da pélvis ocorre na articulação sacro-íliaca, e é geralmente reduzido nos adultos. Assim, é razoável, para fins de análise da marcha, considerar a pélvis como uma estrutura única e rígida (Whittle 2007).

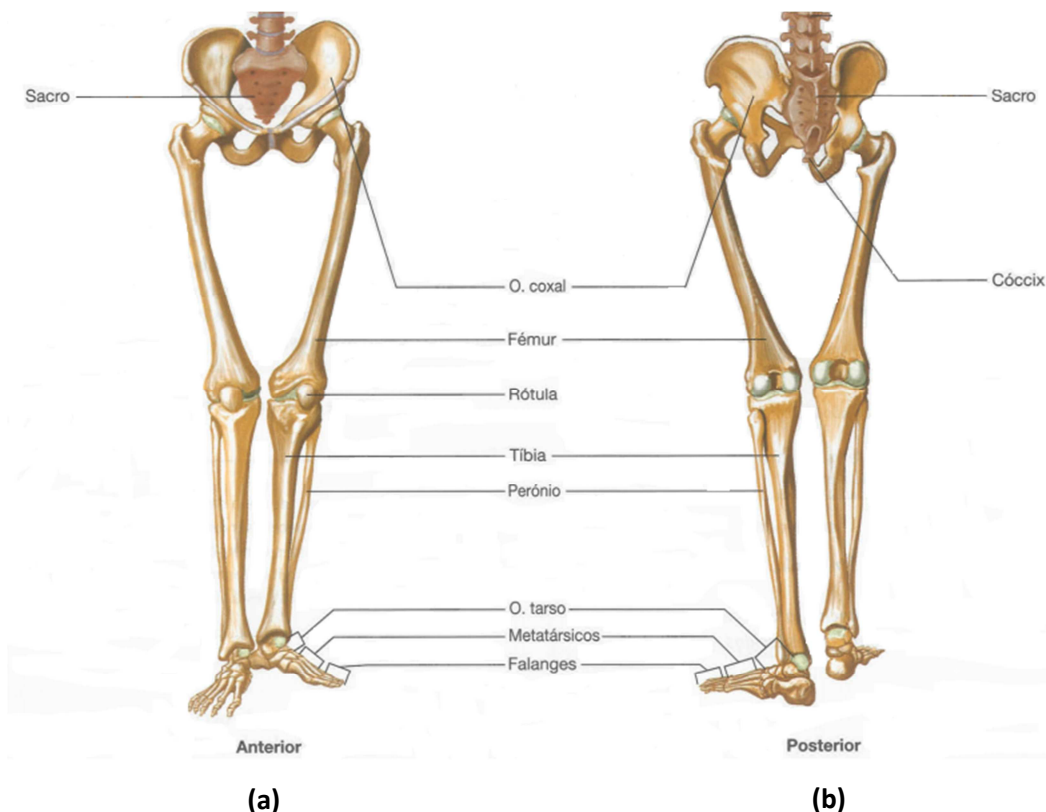


Figura 2.1: Constituição óssea do membro inferior: vista anterior a), e vista posterior b) (adaptado de(Seeley 2006)).

A coxa contém um único osso, o fémur que é o osso mais longo do corpo. A sua cabeça esférica articula-se com o acetábulo da pélvis formando a articulação da anca. O osso alarga-se na sua extremidade inferior para formar os côndilos medial e lateral. Estes formam a parte proximal da articulação do joelho e as suas superfícies anteriores articulam-se com a patela(Seeley 2006; Whittle 2007).

A rótula ou patela é um osso sesamóide, isto é, encontra-se incorporado num tendão, neste caso o tendão do quadricípite femural, que abaixo da rótula é conhecido como o tendão patelar (Whittle 2007).

A perna é a parte do membro inferior situada entre o joelho e o tornozelo e é constituída por dois ossos: a tíbia e o perónio. A tíbia é de longe o maior dos dois ossos e suporta a maior parte do peso da perna. Pode-se observar e tactear com facilidade logo abaixo da rótula, uma

tuberosidade anterior da tíbia que constitui o ponto de inserção do quadricípite crural. O perónio não se articula com o fémur mas tem uma pequena cabeça proximal onde se articula com a tíbia. A tíbia e o perónio estão em contacto um com o outro tanto na parte superior como na parte inferior de ambos (Seeley 2006; Whittle 2007).

A parte proximal do pé é formada por sete ossos társicos. A articulação entre a perna e o pé é designada de articulação do tornozelo, e é formada pelo astrágalo (ou talus) em articulação com a tíbia e o perónio. O calcâneo, localiza-se abaixo do astrágalo e suporta-o. O pé tem ainda na sua constituição os ossos metatársicos e as falanges, Figura 2.2 (Seeley 2006).

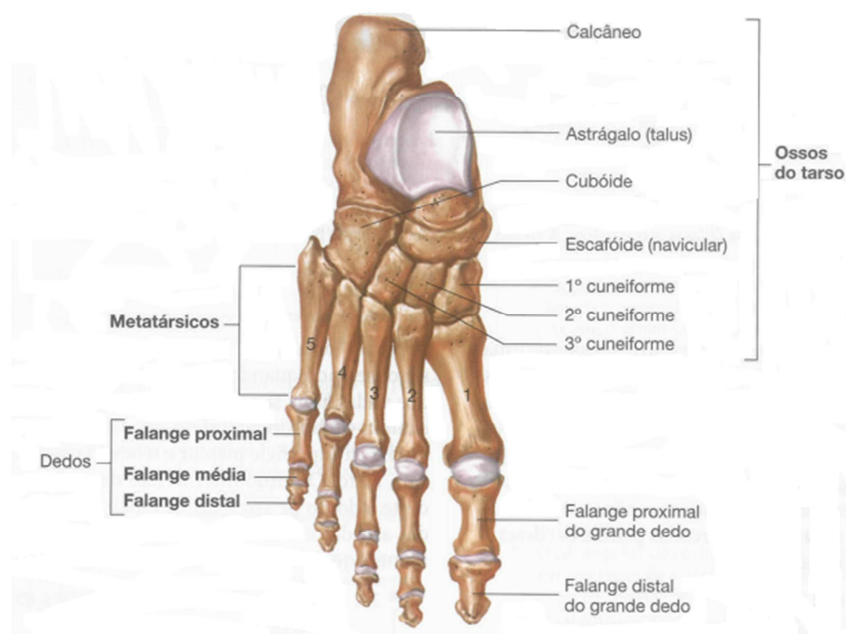


Figura 2.2: Vista dorsal da constituição óssea do pé direito (de (Seeley 2006)).

Todos os ossos da cintura pélvica e membro inferior são importantes e possuem um papel preponderante na marcha e postura correcta. Uma lesão ou deterioração de algum deles levará a desvios de marcha e postura que devem ser corrigidos e ultrapassados de modo a não deteriorar a qualidade de vida do sujeito.

2.2.2. Articulações do Membro Inferior

Uma articulação ocorre quando um osso está em contacto com outro osso.

As articulações classificam-se estruturalmente como fibrosas, cartilagíneas e sinoviais. Destas, só as sinoviais apresentam movimento (Seeley 2006; Whittle 2007). Como a análise de

marcha normalmente é concentrada em movimentos razoáveis, só serão descritas as articulações sinoviais.

A articulação da anca é a única articulação verdadeiramente esférica do corpo Humano, onde a esfera é a cabeça do fémur e o encaixe o acetábulo da pélvis. A cabeça do fémur assemelha-se mais a uma esfera completa do que qualquer superfície articular de outro osso do corpo. A anca possui um amplo leque de movimentos, incluindo a flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundução (Seeley 2006; Whittle 2007).

A articulação do joelho classifica-se tradicionalmente como uma articulação troclear modificada, localizada entre o fémur e a tibia. Trata-se de uma complexa articulação bi-condiliana que permite a flexão, extensão, e uma pequena rotação da perna. Esta articulação tem a particularidade de estar rodeadas por numerosas bolsas sinoviais (Seeley 2006). Comummente, esta articulação é considerada a articulação mais complexa do corpo Humano, pois possui ligamentos complexos, diversas bolsas sinoviais, vários ossículos que se dispõem e interligam de modo complexo de modo a determinar a mesma.

A articulação do tornozelo possui três superfícies: superior, medial e lateral. A superfície superior é a principal da articulação: é cilíndrica e formada superiormente pela tibia e inferiormente pelo astrágalo. A parte medial da articulação ocorre entre o astrágalo e a parte superior do maléolo medial da tibia. Correspondentemente, a superfície lateral da articulação dá-se entre o astrágalo e a superfície superior da parte lateral do maléolo do perónio.

Existem ainda articulações entre os ossos dos pés, como a subtalar ou talocalcaneal, a mediatarsal, a tarso metatarso, a metatarso-falangeal e as interfalangeais (Whittle 2007), que são numerosas e complexas, e que não são descritas nesta Dissertação.

2.2.3. Constituição Muscular do Membro Inferior

Os músculos do membro inferior podem ser divididos nos músculos que intervêm no movimento da coxa, os músculos da perna propriamente ditos e os músculos do tornozelo e do pé.

Diversos músculos da coxa têm a sua origem na anca e inserem-se no fémur, podendo ser divididos em três grupos: anterior, postero-lateral e profundo, Figura 2.3.

Os músculos anteriores (íliaco e grande psoas) fazem a flexão da coxa. Como estes músculos partilham uma inserção comum e produzem o mesmo movimento, são muitas vezes designados por psoas-íliaco. Os músculos postero-laterais que movimentam a coxa são os glúteos e o tensor da *fascia lata*. O grande glúteo é o músculo que contribui com a maior parte da massa muscular destes dois, e ao olho Humano constitui as nádegas; o pequeno e o médio

glúteo criam uma massa mais pequena na parte superior e lateral do grande glúteo. Os músculos profundos da anca têm como principal função a rotação externa da coxa. O médio e pequeno glúteo auxiliam no processo de inclinação da pelve, movimento crucial para a realização do ciclo de marcha (Seeley 2006).



Figura 2.3:Músculos do membro inferior: vista anterior a), e vista posterior b) (de(Seeley 2006)).

Os músculos anteriores da coxa são o quadríceps crural e o sartório (ou costureiro). O quadríceps crural (ou femoral) consiste em quatro músculos: o recto femoral, o vasto medial, o vasto lateral e o crural. O grupo de músculos do quadríceps tem um papel crucial na extensão do joelho. O recto femoral também participa na flexão da anca, pois efectua o cruzamento entre as articulações da anca e do joelho. Os músculos do quadríceps crural têm uma inserção comum com um tendão que possui o mesmo nome do músculo, na base e nos bordos laterais da rótula. O ligamento rotuliano é uma extensão do referido tendão do quadríceps crural em direcção à tuberosidade tibial. O sartório é o músculo mais comprido do corpo humano, iniciando-se no lado externo da anca cruzando toda a coxa e terminando na parte interna do joelho. A sua contracção contribui para a flexão da coxa e da perna e para a rotação externa da coxa. O grupo interno dos músculos da coxa está envolvido principalmente na adução da coxa. Alguns destes músculos também fazem a rotação externa da coxa e/ou a flexão e extensão da anca (Seeley 2006; Whittle 2007).

Os músculos posteriores da coxa designam-se colectivamente por isquiotibiais e são o bicéps femoral, o semimembranoso e o semitendinoso. Os seus tendões são facilmente observados e palpados nas porções interna e externa da face posterior do joelho, quando este se encontra ligeiramente flectido (Seeley 2006; Whittle 2007).

Os músculos da perna que participam no movimento do tornozelo e do pé podem dividir-se em três grupos, cada um deles localizado em compartimentos separados da perna: anterior, posterior e externo.

Os músculos anteriores da perna são músculos extensores e estão implicados na flexão e inversão do pé, bem como na extensão dos dedos. Os músculos superficiais do compartimento posterior, o gastrocnémio e o solhar, formam a “barriga” da perna. Estes dois juntam-se com o músculo plantar delgado para formar um tendão comum, o tendão de Aquiles e têm papel activo na extensão do pé. O tendão de Aquiles é crucial no movimento articular do tornozelo, sendo fundamental que este se encontre em perfeitas condições para uma marcha correcta. Os músculos profundos do compartimento posterior fazem a extensão e a inversão do pé e a flexão dos dedos. Os músculos externos são primariamente eversores do pé, mas auxiliam também na extensão. Os músculos intrínsecos do pé, localizados no próprio pé fazem a flexão, extensão, abdução e adução dos dedos (Seeley 2006; Whittle 2007).

2.3. Marcha e Postura

Desde o nascimento até ao óbito, o ser Humano desenvolve um elevado conjunto de aptidões como andar, correr, trepar, permanecer imóvel, agarrar, manipular, ou lançar objectos. O desenvolvimento de todas estas acções motoras depende sempre da capacidade de controlo postural que as suporta (Winter 1995).

Para além do sistema motor, outro sistema interfere de modo primordial na locomoção e manutenção de postura Humana: o sistema neurossensorial. Na verdade, é este sistema que controla o sistema motor e o leva a produzir os mecanismos necessários para as suas actividades.

Tal como o conhecimento da constituição do membro inferior disponibilizado na secção anterior, o conhecimento dos conceitos apresentados de seguida é igualmente importante, de modo a um correcto entendimento e desenvolvimento de estudos biomecânicos.

2.3.1. Marcha Humana

A marcha Humana requer uma série de procedimentos complexos por parte do sistema neurossensorial e músculo-esquelético. Alguma falha destes sistemas produzirá desajustes ao nível da marcha, com menor níveis de aproveitamento, velocidade alterada e gasto energético

afectado. Assim, surge a necessidade de se reconhecer quais os movimentos característicos e normais de um ciclo de marcha, de modo a conseguir detectar alguma alteração quando esta acontece.

Um ciclo de marcha é definido como o período que decorre desde o contacto do calcanhar de um pé com o solo até ao próximo contacto do mesmo calcanhar com o solo. Pode ser dividido em fase de apoio e fase de balanço, Figura 2.4. Em média cada ciclo de marcha tem a duração de 1 segundo, onde 60% corresponde à fase de apoio e 40% à fase de balanço. Embora qualquer evento possa ser escolhido para definir o início do ciclo de marcha, utiliza-se normalmente o contacto inicial de um pé com o solo para esse efeito (Griffiths 2006; Whittle 2007).

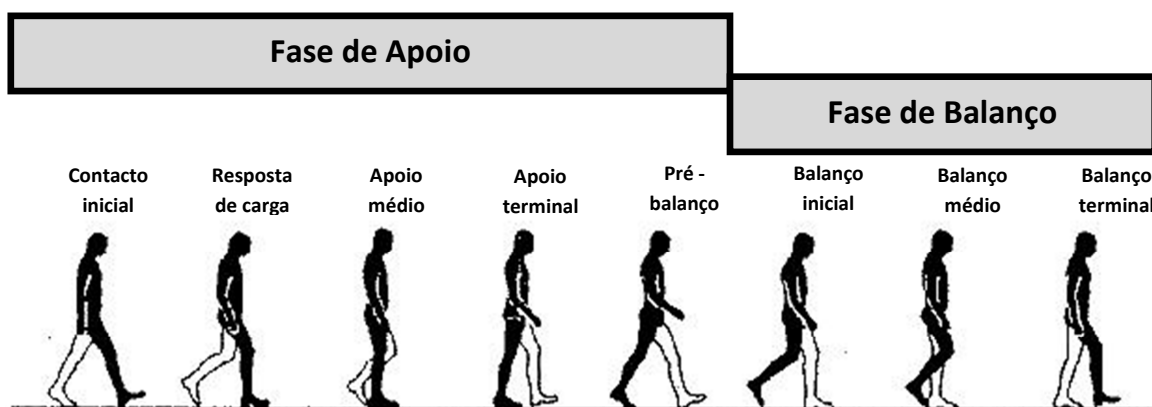


Figura 2.4: Movimentos do membro inferior direito durante um ciclo de marcha simples (adaptado de (De Lisa 1998)).

2.3.1.1. Ciclo de Marcha

A marcha é dividida em duas fases principais: a fase de apoio e a fase de balanço (Figura 2.4). A fase de apoio é caracterizada por ser a fase de transporte do peso, tendo início com o contacto do calcanhar com o solo e finalizando-se com o ultimo momento de contacto dos dedos com a superfície. A fase de balanço inicia-se com o término do contacto dos dedos do pé com o solo e termina com o apoio do calcanhar no solo.

A fase de apoio subdivide-se em (Piazza and Delp 1996; Nadeau, Gravel et al. 1999; Mickelborough 2004; Gafaniz 2005; Whittle 2007):

1. *Contacto inicial* – momento em que o pé posterior toca o chão. Normalmente, o calcanhar é a primeira parte do pé que entra em contacto com o solo. A perna

posterior está no final da subfase de apoio terminal.

2. *Resposta de carga* – tem início quando todo o pé está no chão e envolve o período de tempo em que existe suporte duplo dos membros inferiores. Termina quando o pé oposto se eleva, passando o peso do corpo para a perna anterior ao corpo (suporte simples). Nesta fase, a perna suporta o peso do corpo nos planos sagital e frontal, enquanto mantém o movimento em progresso. A perna posterior está na subfase pré-balanço.
3. *Apoio médio* – corresponde à primeira metade do suporte simples. Tem início com a elevação do pé posterior (que se encontra em balanço médio) e termina quando o peso do corpo está alinhado com a parte anterior do pé.
4. *Apoio terminal* – inicia-se quando o calcanhar do pé (agora em posição posterior) se eleva e continua até o calcanhar do pé anterior tocar o chão.
5. *Pré-balanço* – começa com a subfase de contacto inicial para o pé anterior e termina quando o outro pé se eleva, dando início à fase de balanço.

Já na fase de balanço podem ser indicadas as subfases (Piazza and Delp 1996; Nadeau, Gravel et al. 1999; Mickelborough 2004; Gafaniz 2005; Whittle 2007):

1. *Balanço inicial* – tem início quando o pé posterior abandona o chão para avançar e termina quando o outro pé se encontra no fim da fase de apoio médio, momento em que o corpo está novamente alinhado com a parte anterior do pé.
2. *Balanço médio* – período em que o pé, em balanço, avança até a perna correspondente se encontrar anterior ao corpo e a tíbia estiver na vertical.
3. *Balanço terminal* – a perna anterior continua a mover-se em frente, ficando numa posição anterior à coxa. A subfase termina quando o pé anterior toca no chão, começando assim um novo ciclo.

Em cada ciclo da marcha, existem dois períodos de duplo apoio e dois períodos de apoio simples, Figura 2.5.

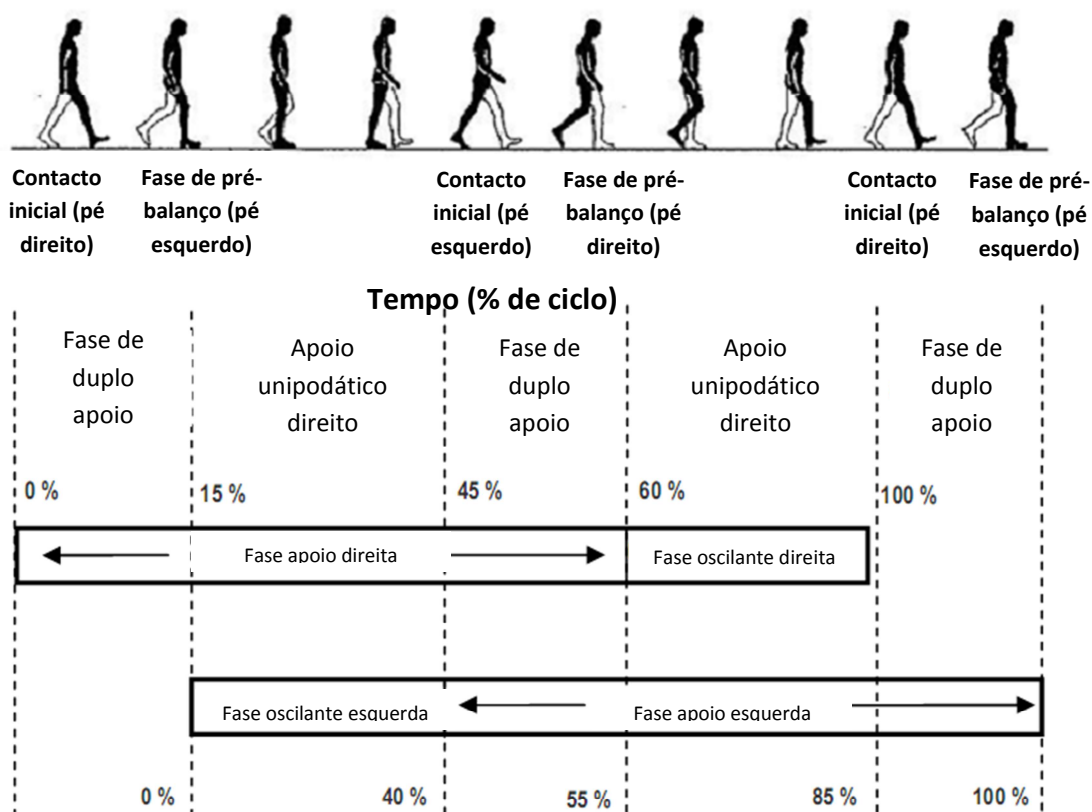


Figura 2.5: Duração das fases do ciclo de marcha e demonstração das fases de duplo apoio e apoio unipodático (adaptado de (De Lisa 1998)).

Na marcha normal, existem ainda outros movimentos específicos dos diferentes segmentos do corpo, que merecem uma atenção especial, e que são descritos de seguida.

Respeitante aos movimentos do pé, distinguem-se a flexão plantar, que ocorre desde o toque de calcanhar, no contacto inicial, até ao apoio médio e a dorsiflexão, devido à anteriorização da tíbia, que se mantém até se ajustar o pé na fase de balanço. Existem momentos em que o pé se encontra neutro, nomeadamente quando este está totalmente apoiado no chão.

Acontece flexão da perna durante a fase de apoio e desde o balanço inicial até ao balanço médio. A sua extensão dá-se nos restantes períodos do ciclo. A coxa está em flexão sempre que existe um avanço do membro inferior em questão e em extensão quando realiza o movimento inverso.

Não obstante todos os movimentos descritos anteriormente ocorrerem no plano sagital (sobre o eixo anteroposterior), observam-se também movimentos muito importantes nos outros dois planos anatómicos de referência, que são responsáveis pelo amortecimento do choque, ajuste do comprimento do membro e estabilização. No plano frontal temos

obliquidade pélvica (sobre o eixo médio-lateral), em que a pelve se deprime no lado da perna em apoio médio e abdução da anca, que ocorre durante a mesma subfase. No plano transversal há rotação pélvica (sobre o eixo vertical), que ocorre anteriormente na perna em balanço e posteriormente durante o apoio médio, e é máxima quando o calcanhar toca no chão (Piazza and Delp 1996; Nadeau, Gravel et al. 1999; Mickelborough 2004; Gafaniz 2005).

Para uma melhor compreensão de quais os músculos e articulações que estão envolvidos em cada fase do ciclo de marcha, é apresentado na Figura 2.6 um diagrama dos músculos e articulações que estão activos durante cada fase e subfase do ciclo de marcha.

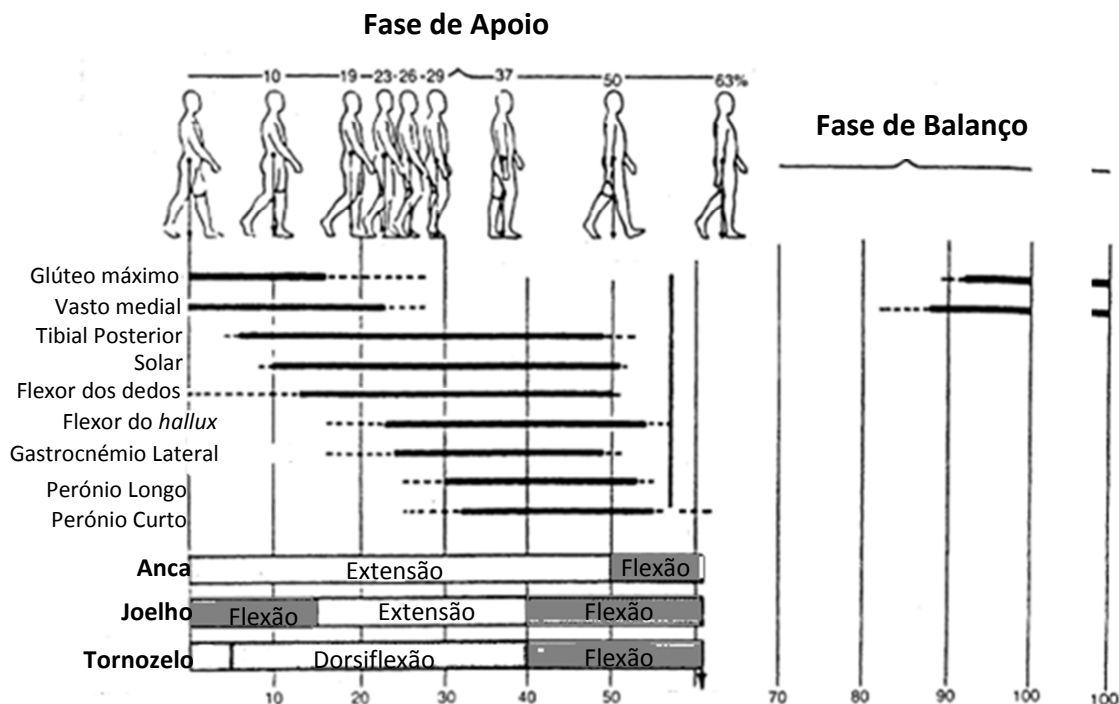


Figura 2.6: Padrões de actividade muscular e movimentos das articulações durante o ciclo de marcha (adaptado de (De Lisa 1998)).

2.3.1.2. Controlo Neurossensorial e Movimento

Todos os movimentos voluntários, incluindo a marcha, começam através da actividade de várias áreas do cérebro. Isso resulta em impulsos nervosos que passam para a medula espinhal e activam os nervos motores, que causam a contracção muscular (Whittle 2007).

Sendo um sistema controlado pelo cérebro, um órgão com muitas divisões de elevada complexidade, o controlo neurossensorial do Movimento Humano é bastante complexo.

Sensores nos músculos e estruturas adjacentes estimulam um processo de *feedback*, o que resulta em alterações do padrão de movimento. Três áreas do cérebro estão particularmente envolvidas neste processo:

1. Os gânglios basais, que aprendem e, posteriormente, reproduzem padrões de movimento, conhecido como engramas.
2. O córtex motor, que coloca em acção os músculos necessários e os grupos de músculos para executar os movimentos.
3. O cerebelo, que monitora a actividade e fornece *feedback* sobre se o movimento está ou não a ser executado correctamente.

Os núcleos do tronco cerebral motor e da medula espinhal também participam na geração e controlo de movimentos (Whittle 2007).

O controlo neurosensorial do movimento tem a mesma natureza que o controlo neurosensorial postural. Assim, na secção 2.3.2.2 é explicado o mecanismo pelo qual o cérebro controla tanto a postura como o movimento.

2.3.2. Postura Humana

Uma boa postura (Figura 2.7), tanto estática como dinâmica, é importante para o bom funcionamento do corpo. O termo postura é utilizado para descrever os alinhamentos biomecânicos do corpo e a orientação do corpo em relação ao ambiente. O Homem, na maioria das suas tarefas funcionais, mantém a posição vertical do corpo. Para conseguir manter essa posição é necessária a utilização de múltiplos sensores como referência, nos quais se incluem a gravidade, a superfície de suporte e a relação do corpo com os objectos envolventes (Shumway-Cook 2007). Existem diversos factores que contribuem, de modo activo ou passivo, para a manutenção de uma boa postura, factores esses que são descritos nesta subsecção.

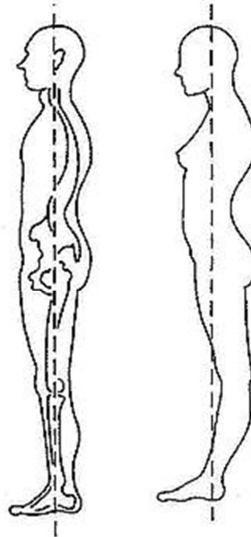


Figura 2.7: Postura Humana: O primeiro modelo demonstra um indivíduo com uma postura correcta, uma linha vertical passa através da porção anterior da orelha e através de cada articulação do membro inferior. O segundo modelo exibe um indivíduo com uma postura desajustada (de (Barros 2009)).

2.3.2.1. Controlo Postural

O controlo postural envolve o controlo da posição corporal no espaço através de duas vertentes principais: estabilidade e orientação.

A orientação postural pode ser definida como a habilidade de manter uma relação apropriada entre os segmentos corporais, e também entre o corpo e o ambiente. Contribuem para uma boa orientação postural a visão, o sistema vestibular e o sistema neurosensorial.

A estabilidade postural, também designada de balanço, pode ser definida como a habilidade de controlar o centro de massa (COM) em relação à base de suporte (BOS). O COM é definido como o ponto do corpo onde se pode considerar que toda a massa corporal está concentrada, e é determinado através do peso médio do COM de cada segmento corporal. A projecção vertical do COM é também chamada de centro de gravidade (COG). A BOS é definida como a área do corpo que está em contacto com a superfície de suporte (Zatsiorsky and King 1997; Morasso and Sanguineti 2002; Shumway-Cook 2007).

O movimento do COM é controlado pelo sistema nervoso. Para além do COM, existe outra variável fundamental para se entender a estabilidade postural: o Centro de Pressão (COP). O COP é o centro de distribuição da força total aplicada à superfície de suporte. O COP move-se continuamente em torno da projecção horizontal do COM com a finalidade de

manter o COM dentro da base de suporte (Zatsiorsky and King 1997; Morasso and Sanguineti 2002; Shumway-Cook 2007).

Anne Shumway-Cook (2007) refere que a caracterização da relação entre o COM e o COP proporciona uma melhor percepção da estabilidade do que o COP e o COM individualmente. A estabilidade é representada como a distância escalar entre o COP e o COM em qualquer momento no tempo (Shumway-Cook 2007).

2.3.2.2. Mecanismos de controlo postural

O controlo postural está organizado de modo a garantir a manutenção do equilíbrio e manter a projecção do COM, dentro dos limites de estabilidade do corpo: a BOS. Esta envolve a resistência às forças de gravidade e de apoio mecânico durante o movimento. Para a maioria dos seres humanos manter o equilíbrio na posição vertical pode ser bastante problemático, pois os mecanismos por trás do controlo motor são complexos: o corpo é um órgão multi-comum que tem de ser mantido na posição vertical, numa área relativamente pequena de apoio e através do trabalho de muitos músculos (Zatsiorsky and King 1997; Morasso and Sanguineti 2002; Shumway-Cook 2007). Segundo Graaf-Peters (1997), em 1935 Bernstein sugeriu que o sistema nervoso adulto resolve este problema através da criação de sinergias motor. Isto significa que os centros de controlo supra-espinhal não necessitam especificar cada contracção muscular isolada, mas que podem utilizar redes neurais pré-estabelecidas, ou seja, o repertório de sinergias da medula espinhal e do tronco cerebral. No mesmo artigo de revisão, Graaf-Peters afirma que Forssberg e Hirschfeld (1994) sugerem que no controlo neural podem ser distinguidos dois tipos de sinergias posturais: o primeiro nível de controlo está envolvido na geração de ajustes básicos em relação a uma direcção específica, enquanto a actividade funcional no segundo nível de controlo representa o envolvimento no aperfeiçoamento do padrão básico postural com base nos sistemas sensorial, visual e vestibular (Graaf-Peters 2007).

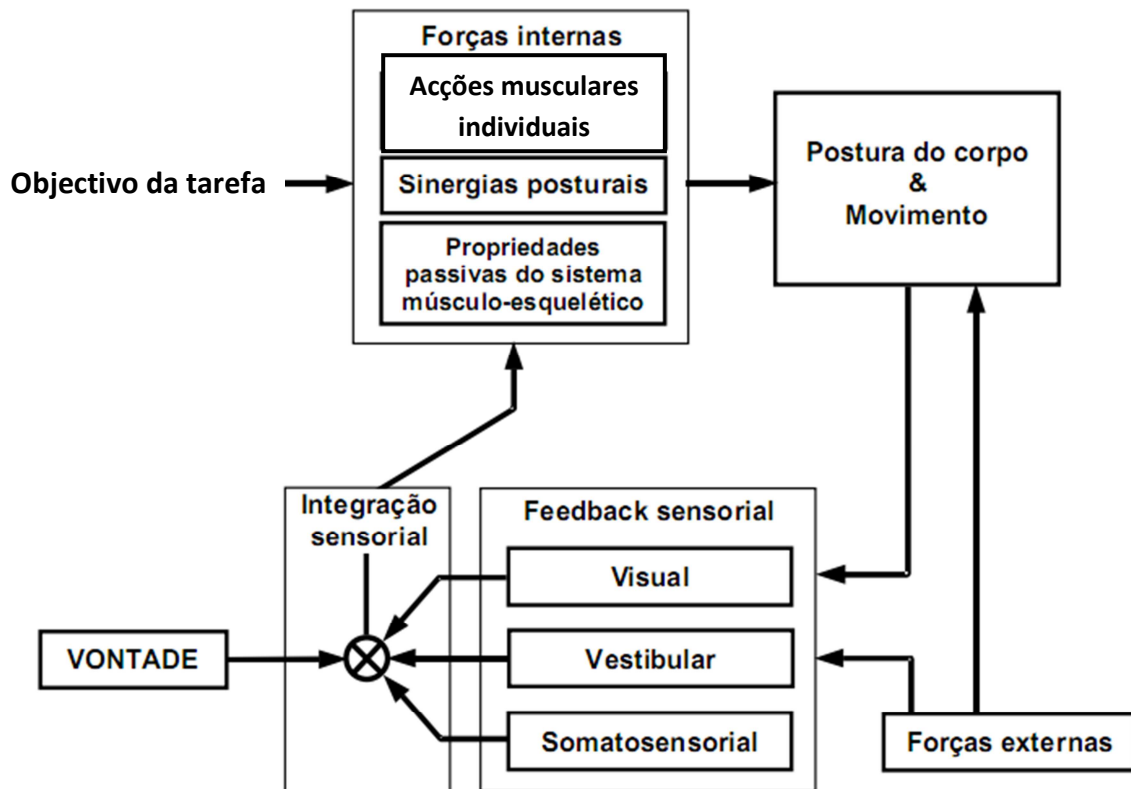


Figura 2.8: Diagrama conceptual do controlo postural (de (Duarte 2000)).

No controlo postural (Figura 2.8) o sistema nervoso central (SNC) produz os padrões de activação muscular necessários para a relação entre o COM e o BOS. Este é um processo complexo, que envolve esforços coordenados de mecanismos aferentes ou sistemas sensoriais e mecanismos eferentes ou sistemas motores. As respostas aferentes e eferentes são organizadas através de uma variedade de mecanismos centrais ou funções do sistema nervoso central, que recebem e organizam as informações sensoriais e programam respostas motoras apropriadas; ou seja, garantem a posição corporal desejada sempre que o movimento é realizado pelo indivíduo (Duarte 2000).

O controlo postural é mantido por um complexo sistema sensomotor, que integra informação dos sistemas visuais e somatosensorial. Para examinar o controlo postural, muitos estudos utilizaram os movimentos de todo o corpo do COM e a sua posição relativa em relação ao COP do pé de suporte. Winter sugeriu que a projecção vertical do COM deve estar dentro da base de suporte durante a locomoção para que o balanço seja mantido (Winter 1995). O modelo mais comum usado para caracterizar o controlo postural é o modelo do pêndulo invertido. Neste modelo, o controlo postural é definido pela relação entre o COP e o COM (Morasso and Sanguineti 2002).

Quando o COM ultrapassa a base de sustentação, as fronteiras da estabilidade são excedidas e gera-se uma situação de instabilidade. No momento em que o sistema sensorial se apercebe deste acontecimento, este envia informações para o sistema motor, iniciando respostas posturais organizadas para recuperar o alinhamento do COP e do BOS (Duarte 2000).

O sistema visual é bastante importante no controlo postural. Este fornece informações sobre a localização e a distância dos objectos envolventes, o tipo de superfície onde o movimento ocorre e também a posição das diferentes partes corporais entre si e em relação ao ambiente. Este é o sistema em que o sistema sensorial mais confia mas ao mesmo tempo o que menos interfere na manutenção do equilíbrio. Entre os *feedbacks* dos três sistemas sensoriais, os gerados pelo sistema visual são os mais lentos. Os componentes deste sistema considerados essenciais para o equilíbrio incluem, a visão periférica, a sensibilidade ao contraste, a acuidade dinâmica e estática bem como a percepção de profundidade (Horak, Henry et al. 1997; Duarte 2000; Shumway-Cook 2007).

O sistema somatossensorial caracteriza-se por fornecer informações sobre a posição do corpo em relação à sua base de suporte. Os sensores deste sistema são os proprioceptores musculares e articulares, bem como mecanorreceptores cutâneos. Este conjunto de sistemas fornece ao corpo informações sobre o ambiente, permitindo a orientação necessária à medida que se movimenta ou fica estático em relação a si mesmo, ao seu apoio e à sua base de suporte. Este sistema é o mais rápido a responder quando o corpo é sujeito a uma perturbação rápida (Horak, Henry et al. 1997; Duarte 2000; Shumway-Cook 2007).

O sistema vestibular é constituído pelos ossos do ouvido médio e funciona em constante interligação com os outros dois sistemas de modo a manter o controlo postural. Este sistema tem dois tipos de receptores que têm a percepção de diferentes aspectos da orientação e movimento da cabeça. Os canais semicirculares preenchidos com fluido detectam acelerações angulares. Estes libertam um neurotransmissor que vai passando por todos os canais do ouvido até este ser transmitido ao cerebelo. O cerebelo recebe e integra os sinais, combina-os com informações proprioceptivas e visuais e por fim envia a informação para o controlo motor utilizando os músculos oculares e os da medula espinhal (Horak, Henry et al. 1997; Duarte 2000; Shumway-Cook 2007).

2.3.2.3. Modelo do pêndulo invertido

Para se proceder à obtenção de variáveis matemáticas específicas que sejam capazes de facultar informação mensurável sobre a postura Humana é preciso adoptar-se um modelo físico-matemático.

É comumente aceite considerar-se o corpo humano em posição estática como um pêndulo invertido simples (Figura 2.9) (Winter 1995; Karlsson and Lanshammar 1997; Yi and Yubazaki 2000; Chaturvedi, McClamroch et al. 2008; Graizer and Kalkan 2008; Vanderborght, Verrelst et al. 2008; Tang and Ren 2009). Neste modelo assume-se que os pés devem permanecer fixos no solo e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido (Morasso and Sanguineti 2002). Este modelo relaciona o COM (a variável controlada) com o COP (a variável controlo) e demonstra que as diferenças entre o COP e o COM são proporcionais à aceleração horizontal do Corpo. Para se obter equilíbrio postural, é necessário que o COM dos segmentos corporais esteja posicionado sobre a base de suporte. No entanto, os segmentos corporais são inerentemente instáveis, devido à força da gravidade e outras forças desestabilizadoras que se encontram presentes, devido ao movimento do corpo e sua interação com o ambiente.

A principal lacuna deste modelo é não fornecer informação sobre como os músculos da perna se comportam durante a postura ou marcha (King and Zatsiorsky 1997).

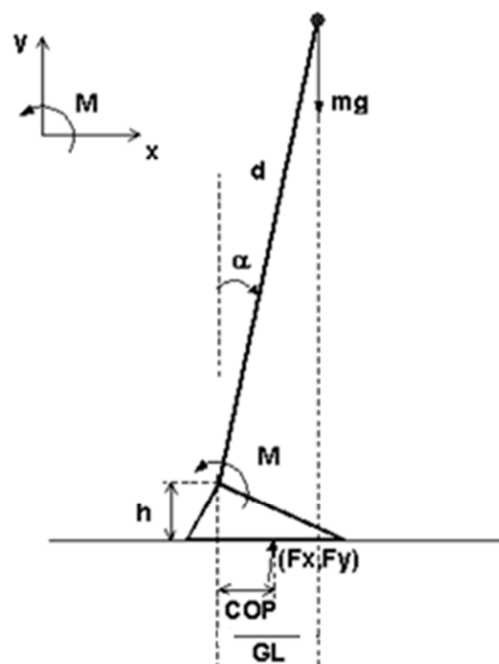


Figura 2.9: Representação do modelo de um pêndulo invertido do corpo Humano durante postura ortostática no plano sagital (de (Zatsiorsky and Duarte 2000)).

Na Figura 2.9 é apresentada a representação esquemática do modelo do pêndulo invertido. As variáveis apresentadas são:

- d : comprimento do pêndulo, dado pela distância do tornozelo até o COG do corpo;

- m : massa do corpo;
- α : ângulo entre a vertical e o corpo;
- h : altura da articulação do tornozelo;
- F_x e F_y : forças na direcção antero-posterior e na direcção vertical respectivamente;
- COP : Centro de pressão na direcção antero-posterior;
- GL : posição da projecção horizontal do Centro de Gravidade na direcção antero-posterior;
- M : Momento resultante no tornozelo para a manutenção da postura erecta.

Zatsiorsky e Duarte (Duarte 2000; Zatsiorsky and Duarte 2000) referem, que segundo este modelo, o Momento que actua no tornozelo é:

$$M - mgd \sin \alpha = -I \frac{d^2 \alpha}{dt^2} \quad (2.1)$$

Onde I é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo, dado por cdm^2 sendo c é um factor de forma. Para toda a massa concentrada a uma distância d , $c = 1$, e para um segmento de comprimento d e massa m , c é igual a 1.33. O factor de forma para o corpo humano aproxima-se ao de uma haste.

A equação 2.1 pode ser linearizada para pequenas variações angulares: $\alpha \ll 1 \rightarrow \sin \alpha \approx \alpha$ e, por sua vez, α pode ser expresso como $\alpha \approx \frac{x}{d}$ onde x é o deslocamento na direcção x (antero posterior) do Centro de Gravidade (GL). A equação 2.1 pode ser reescrita como:

$$M = -cmd \frac{d^2 GL}{dt^2} + mgGL \quad (2.2)$$

Por outro lado, o Momento do tornozelo pode também ser calculado a partir da equação de movimento para o segmento pé. Quando se despreza o peso do pé e as forças inerciais, obtém-se que $F_y \approx mg$, e consequentemente o Momento será dado como:

$$M = COPmg + hF_x \quad (2.3)$$

A aceleração do COG na direcção antero-posterior pode ser calculada a partir da força na mesma direcção e da massa do corpo:

$$\frac{d^2GL}{dt^2} = \frac{F_x}{m} \quad (2.4)$$

Finalmente, combinando-se as equações anteriores pode-se chegar a uma expressão que engloba as variáveis antropométricas m, L, h, I , as da plataforma de força F_x, F_y, COP e a variável GL :

$$COPmg + hF_x = -cdF_x + mgGL \quad (2.5)$$

$$COP - GL = -(cd + h) \frac{F_x}{mg} \quad (2.6)$$

As variáveis c, d e h são constantes; a equação 2.6 expressa a relação fundamental entre as posições do COP e da GL em relação a F_x : a diferença $COP - GL$ é negativamente correlacionada com F_x ; e quando F_x é nula, COP e GL coincidem (Duarte 2000; Zatsiorsky and Duarte 2000). Este modelo e a equação final apresentada (equação 2.6) são particularmente importantes no âmbito desta Dissertação para a posterior implementação e cálculo de algumas variáveis avaliadas neste estudo.

2.3.2.4. Estratégias utilizadas para ultrapassar situações de desequilíbrio

Considera-se que um corpo está em equilíbrio quando não apresenta qualquer tipo de aceleração, podendo-se considerar o equilíbrio como estático ou dinâmico. O equilíbrio estático é o estado de equilíbrio do corpo quando a sua aceleração e velocidade são nulas e refere-se à orientação do corpo em relação ao chão (gravidade), sendo responsável pela percepção da aceleração linear. No entanto, o equilíbrio dinâmico é o estado do equilíbrio do corpo quando este não possui nenhum tipo de aceleração, mas possui velocidade linear constante (Horak, Henry et al. 1997).

Em certos momentos, consciente ou inconscientemente, de modo propositado ou não, ocorrem situações que levam a situações de desequilíbrio, podendo ser uma perturbação externa ou uma falência do sistema de controlo postural em compensar essa perturbação.

Quando ocorre uma perturbação no equilíbrio o indivíduo poderá adoptar dois mecanismos de controlo (*feedback* e *feedforward*) e três tipos de estratégias (tornozelo, anca e da passada) no sentido de restabelecer o equilíbrio. Estes dois tipos de estratégias têm

obrigatoriamente de actuar em conjunto para restabelecer o equilíbrio do sujeito. O mecanismo a ser utilizado para a reparação do equilíbrio depende da origem da perturbação, que pode ser ou externa ou interna (Horak, Henry et al. 1997).

Existem duas formas de perturbação externa (Shumway-Cook 2007):

- a) Perturbações de informação: modificam a natureza da informação que controla o movimento, podendo criar conflitos passageiros entre informações auditivas, visuais ou proprioceptivas, ou pode mesmo ocorrer simplesmente falha de informação;
- b) Perturbações mecânicas: ocorrem quando as forças que interagem com o corpo, deslocam o COM para fora dos domínios da BOS. Essas forças desestabilizadoras podem ser impostas pelo ambiente ou podem ser auto-induzidas, em movimentos bruscos efectuados pelo próprio indivíduo.

Quando ocorrem perturbações externas, utiliza-se o mecanismo compensatório (ou de *feedback*). Este mecanismo utiliza o padrão espaço temporal e o nível de activação muscular a partir da combinação de processos centrais e periféricos. Tal mecanismo não ocorre só quando acontecem distúrbios externos, que podem ou não modificar a base de suporte (alterações na postura), mas também durante a marcha, pois se a pessoa tropeçar ou escorregar é este o mecanismo de correcção que será utilizado (Horak, Henry et al. 1997; Shumway-Cook 2007).

No momento em que uma perturbação interna ocorre, é aplicado o mecanismo antecipatório (ou *feedforward*). As perturbações internas têm a particularidade de poderem ser corrigidas antes mesmo de se verificarem alterações efectivas na postura. No mecanismo de *feedforward* o sistema nervoso antecipa os efeitos mecânicos do movimento, e ajusta a amplitude e tempo da componente postural de modo a minimizar os efeitos que a perturbação provoca no equilíbrio. Deste modo, ao contrário do mecanismo de feedback onde as correcções se iniciam através de sinais sensoriais, o mecanismo de *feedforward* é iniciado pelo sistema nervoso (Horak, Henry et al. 1997; Shumway-Cook 2007).

Como já foi dito, os mecanismos compensatórios e antecipatórios só funcionam associados a outras estratégias que auxiliam na manutenção do equilíbrio: estratégia do tornozelo, estratégia da anca e estratégia da passada, Figura 2.10. Estas estratégias são caracterizadas por sinergias musculares diferentes, cinemática alterada e Momentos nas articulações distintos (Horak, Henry et al. 1997).

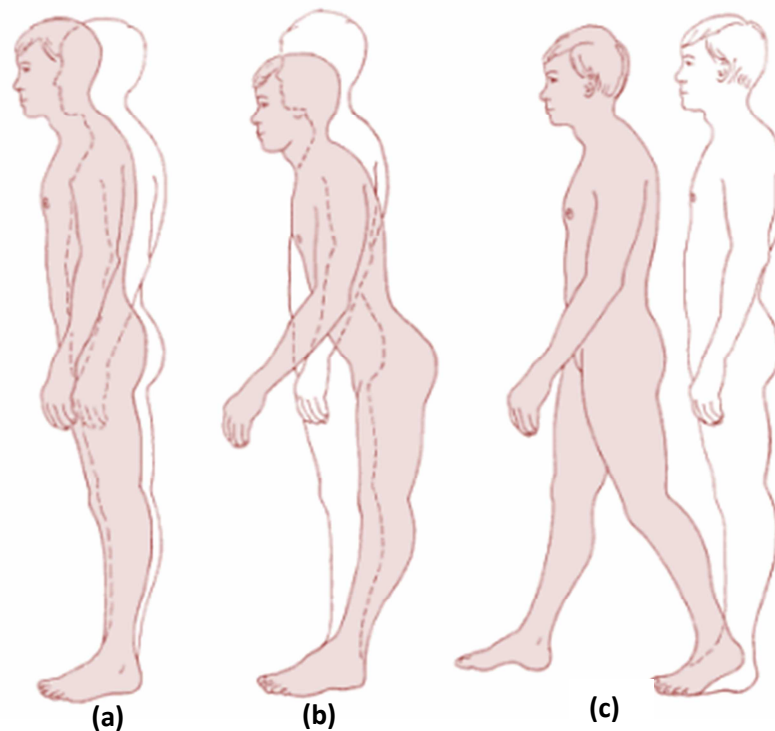


Figura 2.10: Estratégias de controlo postural do Movimento: a) estratégia do tornozelo, b) estratégia da anca e c) estratégia da passada (adaptado de (Shumway-Cook 2007)).

A estratégia do tornozelo é por norma a primeira a ser aplicada pelo Ser Humano em situações de desequilíbrio. Porém, esta só é eficaz para perturbações pequenas, nas quais não é provável que ocorram grandes alterações na base de suporte. A estratégia do tornozelo ou do calcanhar caracteriza-se pela activação sequencial dos músculos do tornozelo, joelho e anca, respectivamente, fazendo com que o corpo gire sobre a articulação do tornozelo, minimizando os movimentos do joelho e da anca. Quando o corpo oscila para frente e para trás em resposta a uma perturbação, o indivíduo produz um Momento sobre a articulação do tornozelo que desloca o seu COM e o COP. Esta força reverte a direcção do movimento e dirige o COM à posição inicial, reduzindo dessa forma a oscilação. Esta estratégia reposiciona o COM através do movimento do corpo todo como um pêndulo invertido de segmento único através do Momento produzido em torno da articulação do tornozelo. A nível muscular, o Gastrocnémio e os músculos do Braço actuam logo que se activa esta estratégia de modo a contrabalançar o movimento. De modo a recuperar o equilíbrio é também activado o músculo Tibial Anterior, seguido dos músculos Quadríceps e Abdominal Anterior (Horak, Henry et al. 1997; Shumway-Cook 2007).

Na estratégia da anca, o corpo é movimentado como um pêndulo invertido. Simultaneamente ocorre flexão da anca e as articulações do pescoço e tornozelo giram em sentido contrário. A estratégia da anca caracteriza-se pela activação dos músculos anteriores do tronco e perna, associados a um relativo aumento da força de reacção do solo na superfície

de suporte e uma pequena activação dos músculos do tornozelo. Esta estratégia requer a activação muscular dos músculos proximais da anca e também dos músculos do tronco (Horak, Henry et al. 1997; Shumway-Cook 2007).

Por último, a estratégia da passada tem como objectivo manter o tronco na posição vertical em casos de perturbações consideráveis. Esta estratégia consiste na realização de uma passada como meio para restabelecer o equilíbrio, através da movimentação da base de suporte sob o COG. Os músculos abdutores da anca são o principal mecanismo para a restauração do equilíbrio (Horak, Henry et al. 1997; Shumway-Cook 2007).

De referir que as estratégias do tornozelo e da anca são consideradas estratégias de base de suporte fixa, pois nestas estratégias a base de suporte bem como a posição inicial do corpo é mantida. Inversamente a estratégia da passada, como resulta na alteração da posição do corpo e consequentemente a base de suporte é alterada, é designada de base de suporte alterada (Shumway-Cook 2007).

2.4. Resumo

A constituição anatómica e fisiológica do Homem foi “projectada” de modo a permitir movimentos. Os ossos constituem a estrutura, as articulações entre eles possibilitam os movimentos e os músculos trabalham e sujeitam o corpo ao movimento.

As principais articulações do membro inferior são a anca, joelho e tornozelo, que ligam os principais ossos envolvidos no movimento: os ossos da pelve, fémur, perónio, tíbia e pé. Os músculos, como os glúteos, gastrocnémio, vasto e perónio são os componentes que exercem a força necessária para permitir o movimento.

Variações em um ou mais destes elementos podem originar alterações na marcha e no controlo postural. Assim o seu conhecimento, bem como saber como é que cada elemento contribui nos processos biomecânicos, é essencial para um melhor entendimento de todo o processo de marcha e postura, de modo a se estudar e procurar soluções viáveis se algum destes componentes sofrer algum tipo de lesão.

O ciclo de marcha é dividido em duas fases (de apoio e de balanço), cada uma delas dividida em diferentes subfases. A divisão em subfases é feita com base em momentos chave do movimento do pé. Em cada subfase, o movimento é realizado por diferentes músculos que exigem diferentes esforços nas articulações. O conhecimento combinado das fases do ciclo de marcha e dos componentes anatómicos envolvidos no movimento é importante e permite um melhor entendimento da locomoção Humana.

O objectivo do controlo postural passa por orientar a posição do corpo no espaço segundo estabilidade e orientação. Um grande número de factores contribui para o controlo postural: o alinhamento corporal, o sistema muscular, o sistema visual, sistema somatosensorial e o sistema vestibular.

No âmbito desta Dissertação, para se aceder a informação numérica sobre o controlo postural, decidiu-se utilizar o modelo do pêndulo invertido. Este modelo e os seus formalismos matemáticos foram introduzidos neste capítulo.

Estratégias como a do tornozelo, anca ou passada são utilizadas para recuperar a situação de equilíbrio após uma perturbação. No entanto, sem sistemas de controlo por *feedback* ou *feedforward* estas não seriam eficazes.

Capítulo 3

Estado de arte: *Masai Barefoot Technology* e Postura

3.1. Introdução

Com esta Dissertação pretendeu-se realizar um estudo sobre o comportamento postural de indivíduos que foram submetidos a um período diário de utilização de calçado *Masai Barefoot Technology* (MBT). Tendo em consideração este objectivo específico torna-se fundamental conhecer quais as pesquisas realizadas na área postural, bem como os estudos realizados previamente para analisar as alterações provocadas pelo uso de calçado MBT.

Nas últimas décadas, o número de estudos sobre postura e controlo do equilíbrio aumentou consideravelmente. As definições sobre postura e balanço, bem como um melhor entendimento dos mecanismos neuronais envolvidos nestes processos, estão em contínua mudança, como consequência das novas pesquisas que se vão realizando.

Desde o aparecimento do calçado MBT que se efectuam diversos estudos em termos de postura e marcha, especialmente sobre as articulações, com a finalidade de testar as alterações produzidas pelo uso contínuo deste calçado.

Com este estado de arte pretende-se fazer uma revisão sobre as principais variáveis e técnicas normalmente utilizadas em ensaios de postura, bem como os principais estudos desenvolvidos para analisar a eficácia da tecnologia *Masai Barefoot Technology*.

3.2. Postura Humana

A integridade do sistema postural é normalmente avaliada através de testes de postura estáticos ou dinâmicos.

Segundo o artigo de revisão publicado por D. P. Thomas em 1959 (Thomas 1959) a postura erecta Humana tem sido alvo de bastantes estudos desde os fins do século XIX. Segundo este artigo, o primeiro estudo científico publicado e reconhecido na área postural remonta a 1889, e foi escrito por Braune e Fischer. Neste estudo pioneiro, os autores afirmam que os eixos transversais comuns, bem como o centro de gravidade das partes individuais do corpo estão localizados no plano coronal, incluindo o centro de massa (COM). No entanto o melhoramento e aparecimento de algumas técnicas não corroboraram estas assumpções, pois

segundo os estudos realizados por Hellebrandt e Morton, na década de 40, o COP encontra-se, em média, alguns centímetros à frente do eixo transversal do tornozelo.

Desde a década de 40 que se reconhece que a postura Humana não é um processo estático, mas sim dinâmico, e que o corpo Humano se encontra em movimento contínuo. Na década de 50, o desenvolvimento da electromiografia (EMG) contribuiu para se comprovar que a actividade muscular tem um papel activo na manutenção da postura erecta (Thomas 1959). No entanto, foi depois da década de 50, com o melhoramento e aprimoramento das técnicas de análise de marcha e postura que se realizaram estudos mais específicos e eficientes. A posição estática e dinâmica têm sido alvo de muitas pesquisas ao longo dos anos através de plataformas de força, sistemas baseados em imagem, EMG e, mais recentemente, ultra-som. Estes estudos têm demonstrado que a posição ortoestática envolve uma complexa dinâmica muscular a fim de estabilizar o corpo Humano, definido como um pêndulo invertido (Borg, Finell et al. 2007).

A partir da década de 80, diversos modelos têm sido utilizados para analisar dados de postura (Duarte and Zatsiorsky 1999; Duarte 2000):

- Parâmetros de estatística simples;
- Variações e áreas de migrações do Centro de Pressão (COP);
- Velocidade de migração do COP;
- Comprimento de migração do COP;
- Funções de transferência;
- Características espectrais;
- Análises de auto correlação e auto regressão;
- Análise espectral evolutiva;
- Dimensões fractais;
- Análise no plano de fases;
- Análise de difusão do estabilograma.

Todos estes métodos têm sido utilizados para extrair o máximo possível de informação a partir dos sinais obtidos em ensaios de postura.

A variável mais comumente utilizada em estudos de postura é o COP, que representa o resultado colectivo do sistema de controlo postural e das forças de gravidade. No entanto, não há um consenso sobre quais as variáveis do COP que devem ser utilizadas na avaliação do controlo postural. Existe uma infinidade de variáveis que podem ser extraídas dos registos obtidos numa avaliação postural. Procedimentos comuns na análise do sinal do COP e algumas

das variáveis derivadas dele serão apresentadas na próxima secção. Como as variáveis normalmente utilizadas em ensaios de marcha como os ângulos das articulações, velocidade, cadência, entre outras variáveis, não fornecem informação relevante em ensaios posturais, o COP surge como uma variável crucial neste tipo de análise. Em 1981, a Sociedade Internacional de Posturografia sugeriu que os estudos de postura deveriam incluir medidas estatísticas acerca do COP (Prieto, Myklebust et al. 1996). Adicionalmente, a medição do padrão muscular é outra variável de grande relevância em ensaios de postura.

Os estudos de postura e controlo postural podem ser divididos em dois tipos: estudos dinâmicos e estudos estáticos. Nos estudos dinâmicos o indivíduo embora permaneça imóvel num mesmo local, pode realizar todo o tipo de movimentos com o corpo, desde que no fim permaneça na mesma posição. Nos ensaios estáticos o indivíduo deve manter-se o mais estático possível. Nas secções seguintes são apresentados estes dois tipos de estudos.

3.2.1. Estudos de postura Estáticos

Quando o sujeito sente que a sua posição de postura ortoestática está ameaçada, os seus padrões de postura são afectados. Os mecanismos subjacentes a estas alterações ainda não são totalmente conhecidos (Huffman, Horslen et al. 2009). No entanto, muitos estudos têm sido desenvolvidos com o objectivo de tentar clarificar os mecanismos envolvidos.

Prieto e colaboradores (Prieto, Myklebust et al. 1996) apresentam um estudo no qual a postura do indivíduo foi avaliada unicamente com variáveis obtidas através do COP. As variáveis analisadas neste estudo foram:

- Distância percorrida pelo COP;
- Raiz quadrada do COP;
- Desvio padrão do COP;
- Velocidade média do COP;
- Área de migração do COP;
- Frequência média do COP;
- Densidade espectral de potência do COP;
- Energia total, 80% e 50% da energia do sinal do COP.

Segundo o autor, estas variáveis permitem estudar de modo completo e eficaz a variabilidade do COP e consequentemente os padrões posturais Humanos.

Noutro estudo, Lyytinen (Lyytinen, Liikavainio et al. 2010) utilizou exactamente as mesmas variáveis que Prieto para avaliar o COP; no entanto, também utilizou medidas

electromiográficas para avaliar o controlo postural. Os músculos avaliados foram o Vasto medial (VA) e o Bícipete Femoral (BF), pois sendo o estudo uma comparação do controlo postural entre indivíduos normais e indivíduos com osteoartrite, Lyytinen considerou-os como os músculos afectados por esta doença.

Já em 1994, Mulavara e colaboradores (Mulavara, Verstraete et al. 1994) verificaram a existência de uma correlação entre a variabilidade do COP no plano AP e a actividade muscular do Gastrocnémio Medial (GM) e Tibial anterior (TA). Assim, estes autores demonstraram que existe uma correlação entre a direcção e a extensão da variabilidade do COP e da escolha e intensidade dos músculos activados, respectivamente.

Marcos Duarte e Sandra Freitas (Duarte and Freitas 2010) também realizaram um estudo de postura onde utilizaram praticamente as mesmas variáveis que Prieto, nomeadamente: o deslocamento total do COP; a dispersão do deslocamento do COP relativamente à posição média do mesmo (Desvio padrão); raiz quadrada do COP; amplitude do deslocamento do COP; velocidade média do COP; velocidade total e área do COP. Duarte afirma que estas variáveis são as mais utilizadas para normalização dos dados do COP, porém são necessários mais estudos metodológicos para se encontrar qual a padronização mais aceitável.

Para além das variáveis comumente utilizadas para a análise do COP, várias análises estruturais do COP têm sido propostas por vários autores.

Collins e De Luca (Collins and De Luca 1992) basearam-se na decomposição dos padrões de oscilação do sinal do COP em dois processos estocásticos modelados como *random walk* ou movimento *browniano*: um processo de curta duração e outro de longa duração. O movimento *browniano* é um processo estocástico em que, para cada instante de tempo, é dado um passo com amplitude fixa e direcção randómica. Uma característica deste processo é que a sua variância cresce linearmente com o tempo. Apesar de interessante, a modelagem do COP como um movimento *browniano* é questionável bem como a interpretação que os autores deram aos resultados obtidos. A partir dos resultados, os autores propuseram que o controlo postural humano seria composto por um circuito aberto (que opera em intervalos de até 1 segundo) e um circuito fechado (que opera em intervalos superiores a 1 segundo). Estes resultados nunca foram comprovados através de outros estudos (Lacour, Bernard-Demanze et al. 2008; Duarte and Freitas 2010).

A análise estrutural proposta por Baratto et al. (Baratto 2002) é baseada num conceito denominado curvas de densidade de oscilação. A ideia fundamental deste modelo é que a estabilização postural é garantida por mecanismos de *feedforward* e o processo de controlo é baseado numa sequência de comandos motores antecipatórios. As curvas de densidade da oscilação foram obtidas através da contagem do número de amostras consecutivas da

trajectória do COP que se encontram no interior de um círculo de raio conhecido. Ao contrário do modelo proposto por Collins e De Luca, Baratto assume que as trajectórias do COP são incompatíveis com o movimento *browniano*. As curvas de densidade de oscilação são caracterizadas por picos que representam instantes de tempo em que o momento de força no tornozelo e os comandos motores são relativamente estáveis, e por vales que representam os instantes de tempo em que o momento de força no tornozelo muda rapidamente de um valor estável para outro. Diversas variáveis podem ser extraídas dessas análises, porém, segundo o autor, apenas duas são recomendadas na análise postural: a amplitude média dos picos e o tempo médio entre os picos.

A análise estrutural proposta por Duarte e Zatsiorsky (Duarte and Zatsiorsky 1999) baseia-se na ideia de que a trajectória do COP não é puramente estocástica e que é possível identificar padrões consistentes através de análises no domínio espacial e no domínio temporal. Esta análise é indicada para avaliação de tarefas de longa duração, nomeadamente durações semelhantes a 30 min. O objectivo deste estudo era demonstrar que durante a postura erecta irrestrita de longa duração, a migração do COP seguia padrões específicos. Neste estudo, o autor introduziu os conceitos de *shifting*, *fidgeting* e *drifting* à análise do COP. O *Shifting* refere-se a um deslocamento rápido da posição média do COP de uma região para outra; o *Fidgeting* refere-se a um deslocamento elevado e longo do COP mas com retorno à posição inicial; finalmente o *Drifting* corresponde a períodos de deslocamento lento e contínuo da posição média do COP. Os resultados apresentados consistem na análise do deslocamento do COP ao longo dos 30 min e demonstram que estes padrões repetem-se dentro dos mesmos intervalos para todos os sujeitos em estudo.

Estes dois autores adicionaram ainda os conceitos de *Rambling* e *Trembling* para análise da variabilidade do COP (Zatsiorsky and Duarte 1999; Zatsiorsky and Duarte 2000). Esta proposta de Zatsiorsky e Duarte baseia-se no conceito de ponto de equilíbrio instantâneo ou ponto de força zero. As posições horizontais do COP e do centro de gravidade (COG) coincidem quando a força horizontal resultante que actua sobre o corpo é nula. As posições do COP quando a força horizontal é nula são designadas de pontos de equilíbrio instantâneo (IEP). Deste modo, Zatsiorsky e Duarte propõem que os IEP podem sofrer alterações através de pontos atractores. Esta troca de pontos de equilíbrio apresenta uma trajectória que pode variar de posição: a trajectória *Rambling*. A partir do momento em que um ponto de equilíbrio é encontrado, o COP oscila em torno deste. Este deslocamento do COP em torno deste ponto de equilíbrio é a trajectória *Trembling*. Desta forma, as duas trajectórias sugeridas por estes autores estão relacionadas com diferentes mecanismos de controlo utilizados pelo sistema de controlo postural para a manutenção da postura. A trajectória *Trembling*, que apresenta altas

frequências de oscilação e actividade estocástica do COP, está relacionada com o ruído inerente ao funcionamento do sistema de controlo postural, quando este não actua directamente por meio de *feedback*. A trajectória *Rambling* está relacionada com uma segunda fonte de ruído, ou seja, a dificuldade do sistema de controlo postural em determinar o ponto de referência para identificar e ajustar a posição do seu corpo no espaço, dependente do *feedback* (Mulavara, Verstraete et al. 1994; Zatsiorsky and Duarte 1999; Zatsiorsky and Duarte 2000; Duarte and Freitas 2010). De referir que estas variáveis podem fornecer informações bastantes relevantes sobre o COP (Figura 3.1).

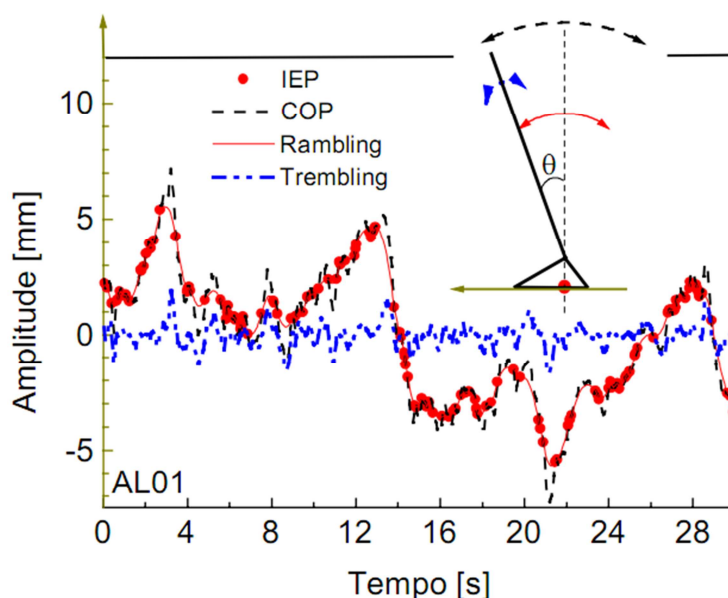


Figura 3.1: Trajectórias do COP, componentes *rambling* e *trembling* e pontos de equilíbrio instantâneo (IEP) durante postura erecta. A imagem interior representa um pêndulo simples invertido idealizando o significado das componentes do COP apresentadas (de (Duarte 2000)).

3.2.2. Estudos de postura Dinâmicos

Os estudos dinâmicos mais relevantes para esta Dissertação são os desenvolvidos com o intuito de se encontrar quais os principais mecanismos capazes de controlarem a postura quando o indivíduo é sujeito a uma situação de desequilíbrio (Frazier and Chouikha 2004; Cho and Choi 2005; Laessoe and Voigt 2008). Usualmente, tais desequilíbrios podem ser gerados de duas formas: através de plataformas móveis (Laessoe and Voigt 2008) ou através da aplicação de forças ao sujeito (Cho and Choi 2005).

Nos estudos dinâmicos, as variáveis utilizadas na análise do COP são normalmente as mesmas utilizadas nos ensaios de postura estáticos. A única diferença é que nestes estudos a análise das variáveis é realizada em intervalos de tempo pré-definidos e não para todo o

ensaio. O momento padrão para a fixação desses intervalos é o tempo de aplicação do desequilíbrio.

Normalmente, nos estudos dinâmicos realizarem-se análises não só do COP, mas também da actividade muscular. É importante reconhecer quais os músculos que são preponderantes para a manutenção da postura em situações de desequilíbrio (Di Fabio 1987; Hodges and Bui 1996; Bonato, D'Alessio et al. 1998; Staude and Wolf 1999; Merlo, Farina et al. 2003; Morey-Klapsing, Arampatzis et al. 2004). Também nestes estudos os padrões musculares são analisados em intervalos de tempo pré-definidos. Esses intervalos incluem normalmente um período compreendido entre -300 a +400 ms, em relação ao instante de aplicação do distúrbio ($t=0$). Os músculos normalmente analisados são: Glúteo Medial, Recto Femoral, Bicipíte Femoral, Gastrocnémio, Tibial Anterior, Perónio e Vasto lateral (Di Fabio 1987; Bonato, D'Alessio et al. 1998; Morey-Klapsing, Arampatzis et al. 2004).

Na análise muscular um factor importante é o algoritmo implementado para se detectar o início da activação muscular. Outros factores a considerar são o filtro a aplicar ao sinal, o valor acima do qual se considera que o músculo está activado (valor de *threshold*) e também o período de tempo que o músculo deve possuir valores acima do *threshold* de modo a garantir que o músculo está realmente activado. Vários artigos estudam qual o melhor arranjo entre estas três factores para a obtenção de melhores resultados. Hodges (Hodges and Bui 1996) testou vinte e sete combinações de valores para estas variáveis com a finalidade de perceber qual a melhor combinação. Assim, testou 3 filtros (10, 50 e 500 Hz), três valores de *threshold* (1, 2 e 3 desvios padrões do valor de base quando o músculo está desactivado) e o número de amostras que se deve considerar acima do valor de *threshold* para se garantir que o músculo está devidamente activado (20, 50 ou 100 ms). O autor considerou que os melhores resultados acontecem para as combinações 50 Hz / 3 SD / 20 ms, 50 Hz / 1 SD / 50 ms e 500 Hz / 1 SD / 10 ms. No entanto, é aconselhável que para cada caso específico, se testem diferentes combinações de parâmetros e consoante os resultados obtidos se vejam qual a combinação mais eficaz.

3.3. Masai Barefoot Technology

Desde o aparecimento do calçado *Masai Barefoot Technology* (MBT), em 1996, que vários investigadores desenvolveram os mais variados estudos nesta área, com a finalidade de confirmar ou revogar as alterações de postura e marcha, bem como do padrão muscular provocadas pelo uso contínuo deste calçado.

Nesta secção são apresentados, por ordem cronológica, os principais estudos realizados na área, dando ênfase aos objectivos dos estudos, metodologia seguida e principais resultados obtidos.

Jacqueline Romkes (Romkes, Rudmann et al. 2006) desenvolveu um estudo onde compara a marcha de indivíduos que caminhavam com sapatos normais com a de indivíduos que caminhavam com sapatos MBT. Os sujeitos foram alvo de medições no início do estudo e posteriormente após 4 semanas de utilização diária do calçado MBT. De referir que após as 4 semanas todos os indivíduos estavam aptos e conseguiam utilizar sem problema os sapatos durante todo o dia. Os dados da experiência foram obtidos através de seguimento visual e recolha de sinais electromiográficos.

Os músculos alvos de medição foram o Gastrocnémio Medial e Lateral, o Tibial Anterior, o Vasto Medial e Lateral, Recto Femoral e os músculos Semitendinosos. Os eléctrodos utilizados para o efeito foram de Ag/AgCl com 10 mm de diâmetro e espaço entre eléctrodos de 22 mm. O seguimento visual 3D realizou-se através de 15 marcadores colocados nas espinhas ilíacas superior e anterior, na parte lateral da coxa, parte lateral da tíbia, no epicôndilo lateral do fémur, maléolo lateral, cabeça do segundo metatarso e calcâneo. Os marcadores do dedo e do calcanhar foram colocados por cima do calçado, segundo a melhor projecção anatómica.

Este estudo demonstrou que comparando a marcha dos indivíduos que caminhavam com calçado MBT com o de indivíduos utilizando calçado normal, parâmetros tempo-distância como a cadência, comprimento de passada e velocidade são sempre significativamente menores para os sujeitos que calçavam MBT. No entanto, o tempo de passada e o tempo da fase de suporte simples aumentam com o uso deste calçado. Assim, a marcha com calçado MBT é mais lenta e processa-se com passadas menores.

Não se verificaram diferenças significativas a nível de dados cinemáticos do plano frontal e transversal. Contudo, nos movimentos do plano sagital, embora a inclinação pélvica não se tenha alterado, os indivíduos apresentaram uma redução da amplitude de movimentos (RoM – *Range of Motion*) da articulação da anca, durante o processamento de marcha com os MBT. Resultados semelhantes ocorrem na articulação do joelho.

Os resultados electromiográficos demonstram que a actividade dos músculos Semitendinosos manteve-se semelhante para o uso dos dois tipos de calçado analisados. No entanto, todos os outros músculos sofreram alterações, como se pode visualizar na Figura 3.2 (os momentos em que as alterações são significativas encontram-se circundadas no eixo dos *xx* por caixas) (Romkes, Rudmann et al. 2006).

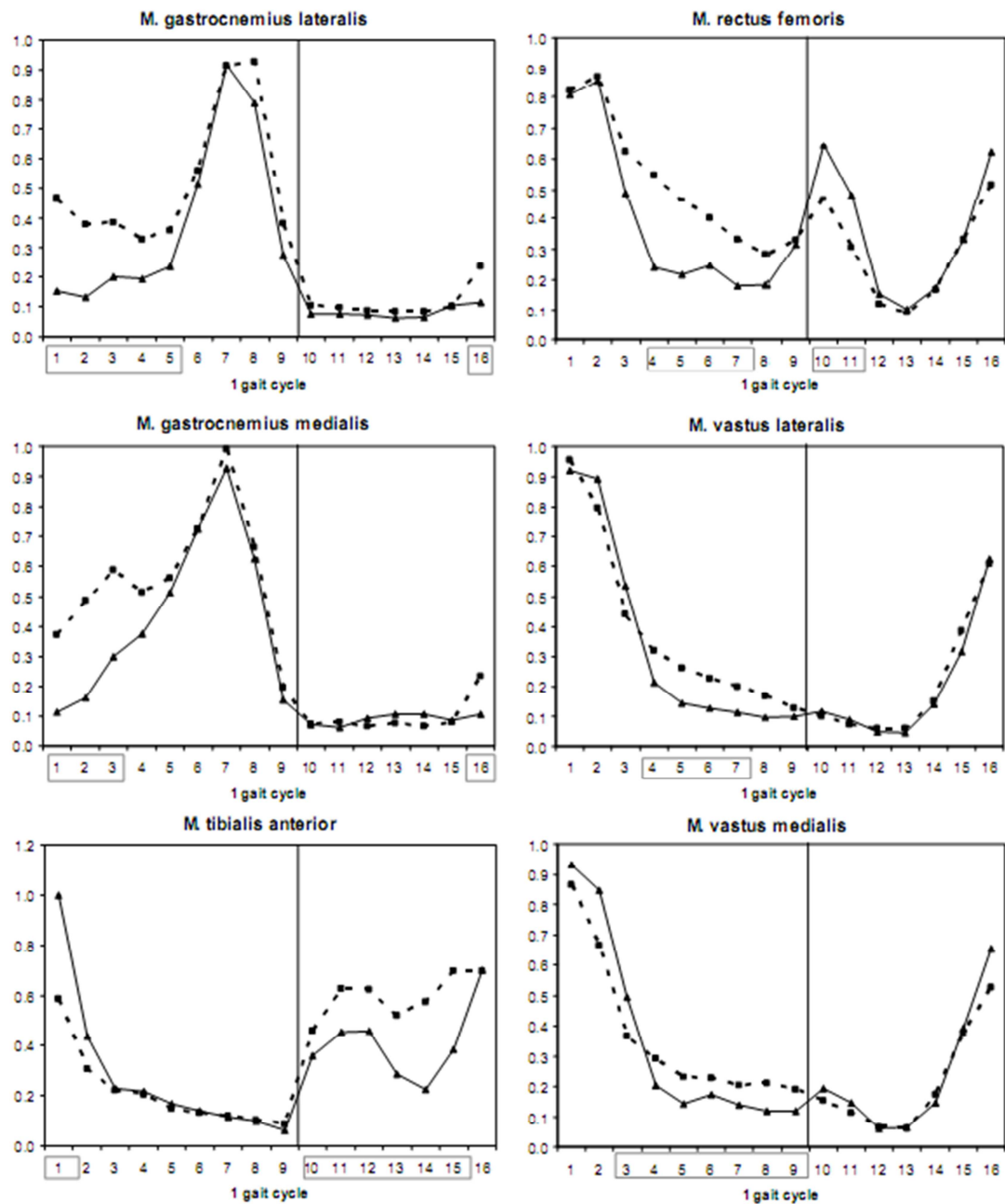


Figura 3.2: Dados EMG recolhidos durante a Marcha com sapatos regulares e com calçado MBT. As curvas reflectem a média da actividade muscular com sapatos normais (—) e com MBT (- - -) (de (Romkes, Rudmann et al. 2006)).

Por observação da Figura 3.2, verifica-se que a utilização de calçado MBT provocou um aumento da intensidade do Gastrocnémio, principalmente na fase inicial do ciclo de marcha, seguido de um aumento do Recto femoral e Vasto Lateral e Medial. O músculo Tibial Anterior sofreu um aumento considerável na segunda metade do ciclo de marcha. O aumento de intensidade destes músculos fornece uma maior estabilidade ao sujeito.

Este estudo demonstrou diferenças significativas entre os padrões de marcha de sujeitos utilizando calçado regular ou MBT, tendo ocorrido alterações significativas nas articulações da anca e do joelho, bem como na actividade muscular dos músculos Gastrocnémio e Tibial.

Em 2006, Benno Nigg desenvolveu um estudo com o objectivo de comparar a actividade muscular, a cinética e a cinemática durante postura erecta e marcha com dois grupos de indivíduos: um deles utilizando calçado MBT e outro calçado regular. De referir que os indivíduos que fizeram parte do estudo eram saudáveis e sem histórico de doenças, distúrbios de marcha ou problemas posturais. O tempo de utilização dos sapatos MBT foi de 2 semanas e os dados cinéticos e cinemáticos foram recolhidos em simultâneo, através de câmaras de vídeo e plataformas de força.

Os sinais mioeléctricos foram recolhidos usando eléctrodos circulares com 10 mm de diâmetro e espaço entre eléctrodos de 22 mm, colocados sobre os músculos Tibial Anterior, Gastrocnémio Medial, Bicipete Femoral, Vasto Medial e no Glúteo Médio do membro em estudo.

Relativamente aos ensaios estáticos, os resultados demonstram que existem diferenças relevantes no COP entre indivíduos que utilizavam calçado MBT ou sapatos regulares, Figura 3.3. O deslocamento médio do COP no plano médio-lateral foi de 11.91 mm para sujeitos que utilizavam calçado MBT e de 5.82 mm com sapatos, enquanto no plano antero-posterior esse deslocamento foi de 27.25 mm e 17.88 mm para MBT e calçado de controlo, respectivamente (Nigg, Hintzen et al. 2006).

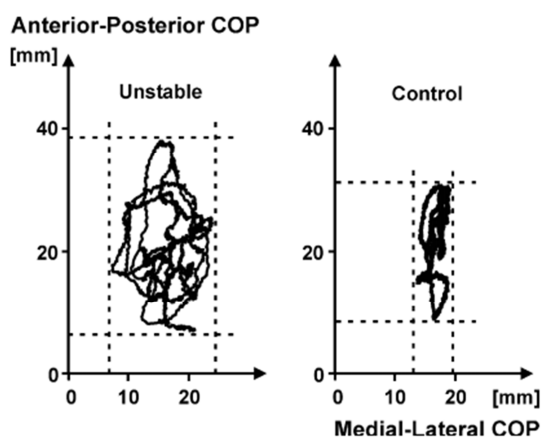


Figura 3.3: Diferenças verificadas na posição do centro de pressão durante ensaios estáticos com calçado regular ou calçado que provoca instabilidade natural (MBT) (de (Nigg, Hintzen et al. 2006)).

Mais uma vez, nos ensaios estáticos todos os músculos verificaram um aumento de intensidade electromiográfica para os sujeitos utilizando calçado MBT. Comparativamente ao sapato de controlo, a intensidade do músculo Tibial Anterior aumentou 70%, 38% o

Gastrocnémio, 37% para o Vasto Medial, 11% o músculo Bicípete Femoral e 38% o Glúteo Medial.

No entanto, nos ensaios de marcha, não se verificaram diferenças significativas na actividade electromiográfica entre sujeitos que utilizavam MBT ou sapatos normais. Também não se verificaram diferenças significativas na cinética das três articulações entre o grupo de controlo e o grupo experimental. No que diz respeito a dados cinemáticos, a articulação do tornozelo foi a única onde se verificaram alterações significativas. Para além de ocorrer um maior grau de dorsiflexão do tornozelo durante a primeira metade do ciclo de marcha com calçado MBT quando comparado com calçado regular, também ocorreram alterações significativas a nível de movimentos de eversão/inversão desta articulação, Figura 3.4.

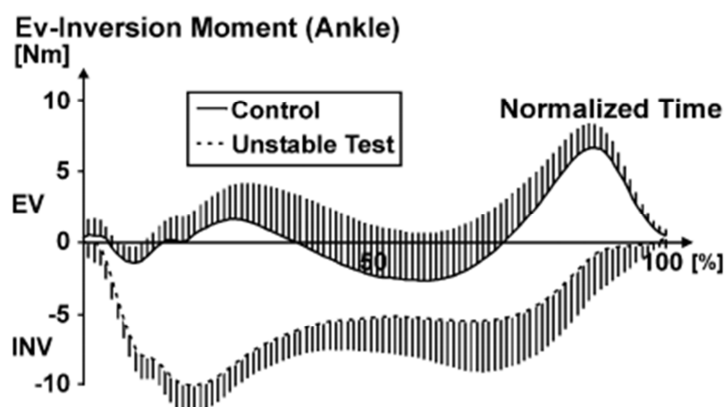


Figura 3.4: Diferenças verificadas no momento de Eversão e Inversão da articulação do tornozelo (de (Nigg, Hintzen et al. 2006)).

Em 2010, o mesmo autor apresentou outro estudo (Nigg, G et al. 2010) com o objectivo de verificar se existiam diferenças cinéticas e cinemáticas consideráveis na utilização de calçado MBT por indivíduos de género diferente.

Neste estudo foi avaliado a migração do COP durante ensaios estáticos de 30 segundos através de uma plataforma de forças, bem como os momentos das articulações durante a marcha.

Verificaram-se diferenças de oscilação do COP para ensaios estáticos no sentido Antero Posterior (AP), e também nos dados cinéticos e cinemáticos da articulação do tornozelo durante a fase de apoio do ciclo de marcha. As diferenças encontradas na oscilação do COP na direcção AP demonstram que ocorreu uma maior oscilação nas Mulheres que nos Homens (45.7 mm contra 39.2 mm).

Estas diferenças sugerem que o Homem e a Mulher são afectados de modo diferente pela instabilidade criada pelos MBT, e consequentemente utilizam diferentes estratégias para compensar essa instabilidade. Assim, o autor considera importante que em estudos com calçado MBT se tenha em consideração ao escolher a amostra e também ao demonstrar os resultados, que indivíduos do sexo masculino e feminino controlam de diferentes modos o movimento e postura, nomeadamente a nível da articulação do tornozelo.

L. Stewart (Stewart, Gibson et al. 2007) desenvolveu, em 2007, um estudo para analisar a distribuição plantar de indivíduos que calçavam sapatos MBT e sapatos normais. As medições foram efectuadas com o sistema PEDAR-x (*Novel*, Dinamarca), que consiste basicamente num conjunto de sensores de pressão colocados nas palmilhas dos sapatos, conectados a uma caixa colocada na cinta do sujeito e que transmite informação ao software PEDAR-x via Bluetooth. As variáveis analisadas foram: pressão média global (kPa), pressão média nas diferentes partes do pé, bem como o seu pico de pressão (kPa), e por fim a pressão máxima que ocorre nos diferentes quadrantes do pé. A área total de contacto e a área de todos os sensores da palmilha também foram registados.

Os resultados demonstraram a existência de diferenças significativas entre os padrões de pressão plantar dos sujeitos que utilizaram os dois tipos de calçado. A maior diferença ocorreu nos ensaios estáticos, onde os sapatos MBT aumentaram o pico de pressão na zona dos dedos dos pés 76% e diminuíram o pico de pressão na zona média do pé e nos calcanhares cerca de 21% e 11%, respectivamente. Verificaram-se resultados similares para a pressão média dos dedos, com um aumento de 83%. Relativamente aos ensaios dinâmicos, os sapatos MBT também provocaram uma diminuição do pico de pressão na parte frontal e média do pé.

No que diz respeito aos resultados de pressão média, o uso do calçado MBT diminuiu a pressão média nas regiões média e traseira do pé, quer nos ensaios estáticos, quer dinâmicos (Figura 3.5).

Tendo em conta todos estes resultados, o facto mais consistente encontrado com este estudo foi o de que o calçado MBT, tanto em posição estática como na marcha, diminui a pressão na zona média do pé (Stewart, Gibson et al. 2007).

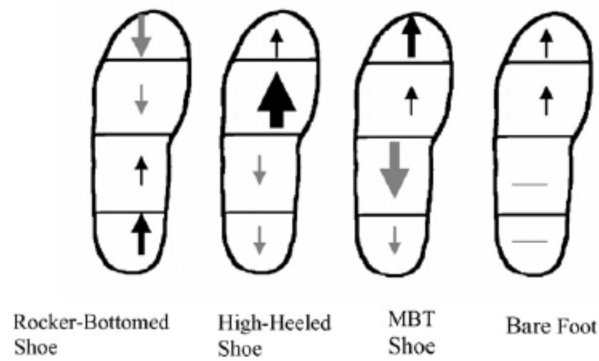


Figura 3.5: Representação esquemática da distribuição das pressões plantares através do uso de diferentes tipos de calçado (de (Stewart, Gibson et al. 2007)).

Segundo este autor, as pressões plantares da zona média do pé são afectadas pela estrutura dos arcos anatómicos, o peso corporal e a espessura dos tecidos moles do pé. Como os sapatos MBT mostraram uma diminuição das variáveis de pressão nesta zona do pé, este calçado pode ser útil para pessoas que sofram de pé plano, obesidade e degeneração do calcâneo, por exemplo.

Ainda em 2007, Paul New e Julian Pearce (New and Pearce 2007) estudaram as alterações anatómicas que se processavam no plano sagital como consequência do uso de calçado MBT durante postura ortostática e marcha. Os dados cinemáticos foram obtidos através de seguimento visual. Os resultados demonstraram um aumento na flexão plantar da articulação do tornozelo, diminuição na flexão do tronco e também redução na inclinação pélvica. Nos ensaios estáticos não se verificaram diferenças significativas. Os autores concluem que os sapatos MBT podem ser utilizados por pessoas com osteoartrite e dores “de costas”, pois diminuem a flexão do tronco e consequentemente melhoram a postura lombar.

Em 2008, Maetzler (Maetzler, Bochdansky et al. 2008) estudou como é que o uso de calçado MBT poderá alterar o padrão da actividade muscular durante a marcha e consequentemente levar a uma alteração da distribuição de pressão que seja favorável para pacientes diabéticos. O autor refere que quando implementou este estudo, já tinha conhecimento dos resultados obtidos por Romke (Romkes, Rudmann et al. 2006); nomeadamente, que esta tinha encontrado um aumento na actividade muscular do músculo Tibial Anterior, e que também tinha conhecimento que no estudo de Nigg (Nigg, Hintzen et al. 2006) este demonstrava uma redução da actividade muscular, embora inválida estatisticamente. No estudo de Maetzler existiam três grupos de estudo, dois com sujeitos com diabetes tipo 2, onde um deles utilizava calçado MBT e outro não, e um terceiro grupo

com sujeitos sem histórico e nenhum tipo de diabetes que utilizavam calçado MBT. Durante 6 semanas, ambos os grupos utilizavam os sapatos MBT diariamente por pelo menos 4 h.

Os seus resultados demonstraram que o uso dos MBT mudou o padrão de distribuição de pressão não só nos sujeitos diabéticos, mas também nos indivíduos saudáveis, como já tinha confirmado Stewart; de facto, os resultados obtidos foram semelhantes aos encontrados por Stewart (Stewart, Gibson et al. 2007).

Em 2008 e 2009, Bochdansky (Bochdansky, Maetzler et al. 2008) e Boyer (Boyer and Andriacchi 2009) respectivamente, realizaram estudos com calçado instável com o objectivo de ver quais as diferenças entre o uso deste calçado quando comparado com sapatilhas de corrida convencionais, tanto na marcha como na corrida.

Bochdansky (Bochdansky, Maetzler et al. 2008) investigou quais as diferenças que se verificavam no caminhar e corrida a descer quando os sujeitos efectuavam estes movimentos com calçado MBT. Os testes foram realizados numa passadeira de corrida, que permitia a realização dos testes a várias velocidades. A distribuição de pressão foi medida através de palmilhas PEDAR (Novel, Dinamarca) e a actividade muscular através de eléctrodos colocados nos músculos Tibial Anterior, Perónio, Gastrocnémio Medial e Glúteo Medial.

Os resultados mostram diferenças significativas entre os usos dos dois tipos de calçado. Com sapatos MBT, o início do contacto do pé, bem como o final do contacto do calcanhar com o solo ocorreu mais cedo. Para além de ocorrer mais cedo, verificou-se ainda que o tempo de contacto com o solo destas duas zonas do pé ocorreu durante mais tempo. No que diz respeito aos resultados EMG, apenas se encontraram diferenças significativas ao nível do músculo GM. Neste músculo, a voltagem de pico e o valor médio de pico aumentaram, enquanto o tempo de manutenção de pico diminuiu 50%. O autor conclui que, quando comparado com sapatilhas normais, em caminhadas e corrida desnivelada, os sapatos MBT, provocam menos pressão na área do pico de pressão para os mesmos padrões de actividade muscular.

O objectivo do estudo de Boyer (Boyer and Andriacchi 2009) foi investigar o mecanismo que o corpo Humano utiliza para se adaptar a situações de corrida com o calçado MBT. Para tal, o método utilizado foi o seguimento visual do movimento. Os dados para análise foram obtidos com os sujeitos a correr sobre uma linha com 11 m de comprimento. A experiência consistiu em 6 ensaios de corrida, os 3 primeiros com os sapatos de teste (MBT) e os 3 últimos com sapatos normais. A velocidade a que os ensaios se realizaram foi escolhida pelo sujeito.

Os resultados demonstraram que no plano sagital não ocorreram diferenças significativas. Também não ocorreram diferenças significativas na cinemática das articulações da anca e do joelho durante a fase de apoio do ciclo de marcha nos ensaios de corrida. No entanto, ocorreu

uma diminuição significativa no movimento de dorsiflexão do tornozelo, e na flexão plantar bem como no movimento de inversão da articulação do tornozelo. No geral, o pico total de energia das articulações (soma das articulações da anca, joelho e tornozelo) foi menor com o calçado MBT do que com as sapatilhas de controlo.

Estes dois autores, Bochdansky e Boyer, que estudaram as variações existentes na corrida pelo uso de calçado MBT (Bochdansky, Maetzler et al. 2008; Boyer and Andriacchi 2009), sugerem que é possível, através da curvatura do sapato, realizar alterações substanciais na articulação do tornozelo, enquanto as outras duas articulações permanecem praticamente inalteradas.

Recentemente, Buchecker e os seus colaboradores (Buchecker, Wagner et al. 2010) apresentaram um estudo de avaliação do efeito do calçado MBT nas articulações do membro inferior em mulheres com excesso de peso. Dez mulheres compunham a população em estudo. Os dados cinéticos foram recolhidos através de uma plataforma de pressão e os dados cinemáticos através de sistemas de captura de movimento com marcas colocadas nas espinhas ilíacas, zona lateral da coxa e da perna, o eixo da articulação do joelho, maléolo lateral, cabeça dos metatarsos e calcanhar. De referir que as marcas do calcanhar e dos dedos foram colocados no sapato e a sua localização foi escolhida por palpação.

A actividade muscular foi medida através de eléctrodos Ag/AgCl (com 18 mm diâmetro, 10 mm de contacto metálico, espaço entre eléctrodos de 30 mm) colocados nos seguintes músculos: VL, BF e GM. Os sinais EMG foram analisados através de transformada de Fourier.

Os resultados demonstram que no plano frontal, os indivíduos com excesso de peso apresentaram menores valores de pico para a adução do joelho, mas resultados similares para o segundo pico. Os autores analisaram que, no momento do primeiro pico de adução do joelho, o COP sofreu um deslocamento lateral e as forças de reacção ao solo na zona medial foram menores para os sujeitos que utilizaram calçado MBT.

Para todos os músculos analisados, não se verificaram diferenças significativas entre o uso dos dois tipos de calçado. No entanto, na fase de apoio médio do ciclo de marcha a intensidade do VL e consequentemente o índice de co-contracção do VL e GM (V/O) obteve valores superiores para os sujeitos que calçavam sapatos MBT. Da mesma forma, na fase de apoio terminal do ciclo de marcha a intensidade do VL, GM e co-activação V/O aumentaram com o uso do calçado MBT, Figura 3.6.

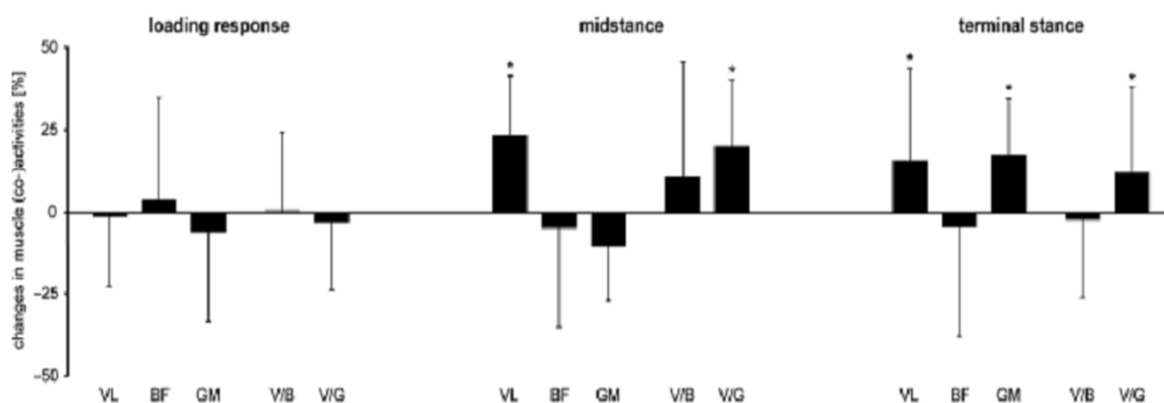


Figura 3.6: Percentagem de mudanças na intensidade muscular e co-ativações musculares nas fases de contacto inicial (*loading response*), resposta de carga (*midstance*) e apoio médio (*terminal stance*) durante a marcha com calçado MBT, tendo como base de comparação o uso de calçado normal. VL – Vasto lateral; BF – Bíceps femoral; GM – Gastrocnémio medial; V/B – índice de co-activação dos músculos Vasto lateral/Bíceps femoral; V/G – índice de co-activação dos músculos Vasto lateral/Gastrocnémio medial (de(Buchecker, Wagner et al. 2010)).

No presente ano, Turbanski (Turbanski, Lohrer et al. 2011) apresentou um estudo cujo principal objectivo era comparar os efeitos da utilização de dois tipos de sapatos instáveis no controlo postural. Para a realização deste estudo foram criados 3 grupos experimentais: o grupo de controlo, um segundo grupo que utilizava calçado MBT, e no terceiro grupo sujeitos que calçavam sapatos *Reflex Control* (RC; Orthotech GmbH, Gauting, Alemanha), Figura 3.7. O tempo de treino com estes calçados foi de 6 semanas e os elementos dos grupos dois e três foram sujeitos a programas de treino com exercícios sensomotor específicos. A tecnologia *Reflex Control*, é um dispositivo de treino, onde a sola central única induz instabilidade em relação ao eixo longitudinal do pé. Em comparação com os sapatos de superfície instável, como é o caso dos MBT, a maior vantagem de ambos os tipos de calçado instável passa por poderem transformar as suas secções e actividades diárias numa secção de treino desportivo.

Neste estudo, o controlo postural foi medido em duas condições diferentes: 1) recolha de dados estáticos através de uma plataforma de força; 2) utilização de uma plataforma de forças móvel. Os dados foram recolhidos para todos os grupos antes e após o período de treino.



Figura 3.7: Dois modelos de sapatos que produzem instabilidade: o sapato MBT (à esquerda) e o *Reflex Control Schuh* (à direita) construído com uma barra central na sua sola que induz instabilidade na direcção do eixo longitudinal do pé (de (Turbanski, Lohrer et al. 2011)).

Os resultados demonstram que nos ensaios estáticos, os valores de oscilação do COP são similares para os três grupos. Já nos ensaios dinâmicos encontraram-se diferenças significativas entre o grupo de controlo e o grupo que utilizava os sapatos *Reflex Control Schuh*: o deslocamento medido pela plataforma decresceu para metade com o uso deste sapato quando comparado com o grupo de controlo. Assim conclui-se que só nos ensaios dinâmicos se verificaram diferenças significativas nos resultados entre grupos. Segundos os autores, os resultados demonstram que a utilização de calçado *Reflex Control Schuh* apresenta grandes melhorias no controlo postural em comparação com o grupo experimental que utilizava calçado MBT.

No entanto, na opinião da autora desta Dissertação, os sapatos *Reflex Control Schuh*, devido à sua natureza, não deverão ter qualquer utilização em termos de marcha mas unicamente em termos de treino postural. Consequentemente, os indivíduos não o poderão utilizar diariamente nas suas actividades, pelo que este tipo de calçado, embora pareça demonstrar resultados mais rápidos, necessita de treino em período integral.

Pela observação de todos os estudos apresentados nesta secção, é possível concluir que a maioria dos estudos realizados com calçado MBT, são normalmente focados na marcha e não na postura.

Os estudos demonstram que o uso deste calçado altera os padrões musculares dos indivíduos que os utilizam (Nigg, Hintzen et al. 2006; Romkes, Rudmann et al. 2006; Bochdansky, Maetzler et al. 2008; Maetzler, Bochdansky et al. 2008; Buchecker, Wagner et al. 2010). Os músculos mais estudados são o GM, TA, VL e VM, RF e S. Destes, os que obtiveram resultados mais consensuais em todos os estudos aqui referidos foram o GM e o TA, que sofreram um aumento no seu padrão muscular. O único estudo desenvolvido nesta área que

não obteve diferenças significativas foi o estudo desenvolvido por Nigg em 2006 (Nigg, Hintzen et al. 2006). No entanto, neste estudo, o tempo de utilização dos sapatos MBT foi bastante inferior ao de todos os outros estudos (a maioria dos estudos apresentados teve a duração de 6 semanas, e o estudo de Benno Nigg durou apenas 2 semanas), o que pode ter levado a que não tivesse ocorrido tempo suficiente para os padrões musculares se adaptarem a este novo calçado.

Estes estudos também demonstram que a articulação que sofre mais alterações pelo uso regular de calçado MBT é a articulação do tornozelo (Nigg, Hintzen et al. 2006; New and Pearce 2007; Boyer and Andriacchi 2009; Nigg, G et al. 2010). Nesta articulação verifica-se diminuição significativa no movimento de dorsiflexão do tornozelo, nos momentos desta articulação nos planos sagital e frontal, bem como uma diminuição da amplitude dos movimentos de inversão e eversão. As duas restantes articulações principais do membro inferior, anca e joelho, apenas sofreram pequenas alterações nos Momentos.

Sendo o COP o maior indicador de estudo no que respeita a alterações posturais, poucos foram os estudos que se debruçaram sobre esta variável (Nigg, Hintzen et al. 2006; Nigg, G et al. 2010). No entanto, tais estudos demonstram que o uso contínuo de sapatos MBT provoca alterações na estabilidade do COP, e que as maiores diferenças se verificam para o plano AP.

Não obstante todos os estudos descritos, ao longo dos últimos anos outros estudos foram desenvolvidos, com variáveis analisadas iguais à dos artigos descritos e que não obtiveram quaisquer diferenças significativas nas variáveis analisadas. O estudo desenvolvido por Stöggel (Stöggel, Haudum et al. 2010) é um exemplo disso.

3.4. Resumo

De um modo geral, todos os estudos estáticos de postura realizados analisam variáveis padrões do COP, nomeadamente:

1. Dados de estatística básica: cálculo variação pico a pico média e máxima, desvio padrão, *Root mean square*, área do COP, velocidade média do COP, frequências média e mediana do COP;
2. Análise dos padrões do COP durante posição ortoestática;

Adicionalmente, Duarte e Zatsiorsky apresentam algumas variáveis inéditas para analisar a variabilidade do deslocamento do COP, o *shifting*, *fidgeting* e *drifting*. Embora os conceitos de *shifting*, *fidgeting* e *drifting* pareçam bastante interessantes para a análise do COP, estas são próprias de ensaios longos (os autores utilizaram ensaios de 30 min) e consequentemente

não há referência de outros estudos realizados com durações semelhantes. No que diz respeito aos conceitos de *rambling* e *trembling* estes parecem ser interessantes e um modo alternativo aos padrões normalmente utilizados de avaliar a variabilidade do COP.

Nos estudos de postura dinâmicos para além do COP é usual analisar-se também o padrão muscular. As análises a este parâmetro são efectuadas em intervalos específicos de modo a um melhor entendimento das alterações nos padrões musculares provocadas por perturbações do controlo postural.

Estudos realizados com calçado MBT demonstram que a sua utilização diária melhora e aprimora o controlo postural. Este calçado provoca alterações a nível muscular, principalmente nos músculos Gastrocnémio, Vasto e Tibial Anterior, e de articulações, sendo a articulação mais afectada o tornozelo.

Finalmente pode-se verificar que os equipamentos e técnicas utilizadas nestes estudos foram os apresentados e descritos no Capítulo 3, corroborando que estes são os mais utilizados nesta área.

Capítulo 4

Desenvolvimento de soluções computacionais para tratamento de dados

4.1. Introdução

A análise biomecânica de movimento e postura é constituída por diversas etapas como: determinação dos objectivos e variáveis da análise, construção de um modelo biomecânico que permita o acesso às variáveis de interesse e resposta aos objectivos da análise, medições experimentais e extracção de dados, digitalização e rastreamento dos dados, tratamentos de dados (filtros e normalização dos dados) e análise dos dados.

Acoplados aos equipamentos de recolha utilizados, encontram-se *softwares* de tratamentos de dados. No entanto, usualmente estes programas não permitem o tratamento automático de dados de modo célere e automático, para além de só permitirem o cálculo e extracção de determinadas características necessárias para o estudo.

Similarmente, o tratamento manual dos dados é um processo muitas vezes inviável, pois para além de ser moroso está condicionado ao erro do sujeito que proceder ao tratamento de dados. Nos processos automáticos, se a programação for cuidada e correcta, a ocorrência de erros não deverá ocorrer, mas se ocorrer é assegurado que serão erros sistemáticos.

Actualmente já existem muitas soluções computacionais para o tratamento de dados e ensaios de marcha. Muitas foram desenvolvidas em *Matlab* e estão disponíveis para *download* gratuito. No entanto, no que diz respeito a soluções para tratamento de dados de postura, estes ainda são escassos e não estão disponíveis de forma livre.

Concludentemente para uma posterior análise dos dados e resultados dos ensaios de postura realizados no âmbito desta Dissertação, procedeu-se ao desenvolvimento de duas soluções computacionais para tratamento de dados. Estas soluções foram desenvolvidas após a realização dos ensaios e tiveram em consideração o tipo de tratamento que os dados necessitavam, os dados recolhidos e as técnicas utilizadas, bem como as variáveis que se pretendiam medir e analisar. As duas soluções desenvolvidas para tratamento de dados foram designadas de *pestabilografia* e *activacaomuscular*.

4.2. Ambiente de desenvolvimento

As soluções computacionais para tratamento de dados foram desenvolvidas em Matlab®. Este sistema oferece diversas vantagens para resolução de problemas quando comparado com linguagens de programação convencionais. Algumas vantagens são:

- Fácil de utilizar (a sua linguagem é bastante acessível) e ideal para criação de protótipos e novos programas. Adicionalmente existem diversas *demos*, documentação *online* (Mathworks) e o próprio sistema inclui um *Help* com a explicação de praticamente todos os conceitos e funções que podem ser usados;
- É uma plataforma independente. O *Matlab* é suportado por diferentes sistemas computacionais, podendo ser utilizado praticamente em qualquer computador;
- Funções pré-definidas. O *Matlab* inclui uma extensa biblioteca de funções predefinidas que fornecem soluções para muitas questões técnicas e matemáticas;
- Interfaces gráficas. O *Matlab* inclui a possibilidade de construção de interfaces gráficas, de modo a que qualquer utilizador sem experiência ou conhecimentos de *Matlab* possa trabalhar mais facilmente com os programas desenvolvidos;
- O *Matlab* apresenta como principais desvantagens o facto de ser uma linguagem interpretada, sendo por vezes mais lenta que linguagens compiladas, bem como o custo do programa: uma cópia do *Matlab* pode ser bastante mais dispendiosa do que outros programas e linguagens de desenvolvimento (Chapman 2006).

Para a criação das interfaces das soluções computacionais de tratamento de dados desenvolvidas no âmbito desta Dissertação, optou-se por recorrer à ferramenta GUIDE (*graphical user interface*) do *Matlab*. O uso desta ferramenta diminui a necessidade do utilizador possuir conhecimentos de Matlab para o uso dos algoritmos desenvolvidos.

As janelas principais das soluções computacionais desenvolvidas, *pestabilografia* e *activacaomuscular*, são apresentadas nas Figuras 4.1 e 4.2, respectivamente.

Figura 4.1: Janela principal da solução *pestabilografia* desenvolvida para análise de dados de postura do Centro de Pressão.

Figura 4.2: Janela principal da solução *activacaomuscular* desenvolvida para análise de dados de postura do Centro de Pressão e dados EMG aquando da aplicação de um distúrbio.

4.3. Solução *pestabilografia*

A solução computacional *pestabilografia* foi desenvolvida para analisar dados de pressão para ensaios estáticos, permitindo a obtenção de:

3. Dados de estatística básica: cálculo da variação pico a pico média e máxima, desvio padrão, *Root mean square*, área de dispersão do COP e velocidade média do COP;
4. Análise dos padrões do COP durante posição ortoestática de longa duração;
5. Estimação da linha de gravidade;
6. Decomposição do estabilograma nas componentes *rambling* e *trembling*.

De seguida são descritos os formalismos matemáticos associados a cada uma destas variáveis.

4.3.1. Dados de estatística básica

Antes de mais foi necessário proceder ao Cálculo do Centro de Pressão:

$$COP_x = \frac{-My}{F_z} \quad (4.1)$$

$$COP_y = \frac{Mx}{F_z} \quad (4.2)$$

Peso – Para todos os ensaios, o peso dos indivíduos foi calculado como:

$$peso = \frac{média \sum_{k=0}^n F_z}{9.8} \quad (4.3)$$

Deslocamento total (DT) – O deslocamento total do COP representa a distância percorrida pelo COP durante a fase em que o indivíduo permanece em postura ortoestática. Esta variável correlaciona-se com a velocidade média, sendo que um aumento da velocidade produz um aumento no deslocamento e vice-versa.

O deslocamento total do deslocamento do COP foi calculado através da soma de todas as distâncias de duas amostras consecutivas:

$$DT = \sum_{i=1}^{N-1} |d_{cop}(i+1) - d_{cop}(i)| \quad (4.4)$$

Variação COP pico a pico máximo (Vppmax) – A variação de COP pico a pico refere-se à diferença entre o maior e menor valor de deslocamento do COP, sendo dada como:

$$Vppmax = \max(COP) - \min(COP) \quad (4.5)$$

Variação COP pico a pico médio (Vppmed) – Obteve-se a variação COP pico a pico para cada segundo e posteriormente obteve-se a média dessas variações.

Desvio padrão (ST) – O desvio padrão mede a dispersão dos valores individuais do COP em relação ao valor médio do COP, dando informação sobre quanto os valores dos quais se extraiu a média são próximos ou distantes da própria média:

$$media = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.6)$$

$$ST = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - media)^2} \quad (4.7)$$

Root mean square (RMS) – O valor do RMS leva em consideração toda a oscilação do COP e retorna o valor relacionado com a energia deste sinal. O valor do RMS é uma medida estatística dada como:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (d_{cop}(i))^2}{N}} \quad (4.8)$$

Área – A área foi obtida através de elipses de confiança. A elipse de confiança é um método de estimar a área de confiança do deslocamento do COP encerrando aproximadamente 95% dos pontos do COP, Figura 4.3. O procedimento para o cálculo é apresentado pelas equações 5.9 a 5.13, onde s_{AP} e s_{ML} são os desvios padrões nos eixos Antero Posterior (AP) e Médio Lateral (ML) respectivamente, e s_{APML} é a co-variância entre o deslocamento do COP nos eixos AP e ML.

$$s_{APML} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N AP(i) * ML(i) \quad (4.9)$$

$$D = \sqrt{(s_{AP}^2 + s_{ML}^2) - 4 * (s_{AP}^2 * s_{ML}^2 - s_{APML}^2)} \quad (4.10)$$

$$Eixo_{principal} = \sqrt{2 * (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 + D)} \quad (4.11)$$

$$Eixo_{secundário} = \sqrt{2 * (s_{AP}^2 + s_{ML}^2 - D)} \quad (4.12)$$

$$Área = \pi * Eixo_{secundário} * Eixo_{principal} \quad (4.13)$$

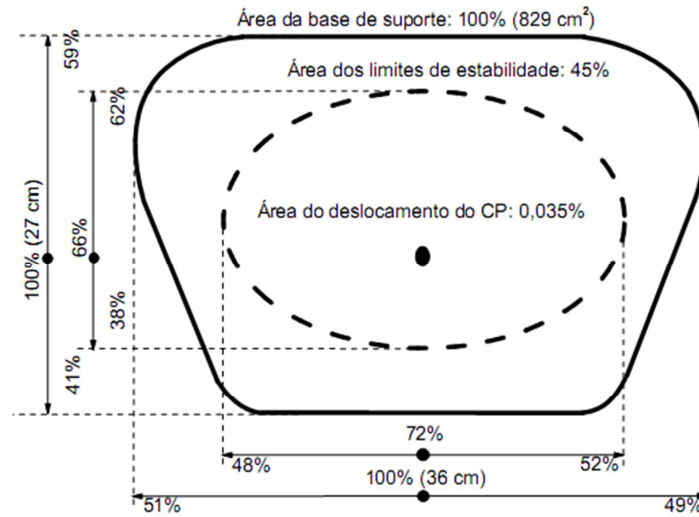


Figura 4.3: Exemplo de medição da área de oscilação do COP: Base de suporte média (linha contínua), elipse representando os limites de estabilidade média (linha tracejada) e média das elipses que descrevem a oscilação do COP durante a postura erecta estática por 40 segundos (Duarte and Freitas 2010).

Velocidade média (VM) – O cálculo da velocidade média do deslocamento do COP é dado pela equação 4.14, onde $v(n)$ é o vector velocidade instantânea calculado através da equação 4.15.

$$VM = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} v(n) \quad (4.14)$$

$$v(n) = \frac{|d_{cop}(n+1) - d_{cop}(n)|}{T} \quad (4.15)$$

Velocidade média total (VMT) – A velocidade média total inclui a velocidade média segundo a direcção antero posterior e segundo a direcção médio lateral, sendo calculada como:

$$VMT = \frac{\sum_{i=1}^N \sqrt{(VMap^2 + VMml^2)}}{T} \quad (4.16)$$

Frequência de oscilação – As características no domínio das frequências são obtidas a partir do espectro de potencial do sinal, que é estimado através da Transformada de Fourier:

$$P_{total} = \sum_{i=1}^N S_x(i) \quad (4.17)$$

$$f_{media} = \frac{\sum_{i=1}^N (S_x(i) * f(i))}{\sum_{i=1}^N S_x(i)} \quad (4.18)$$

Assim, foi calculada a potência total (P_{total}) através da equação 4.17, e a frequência média (f_{media}) (equação 4.18), a frequência de pico, ou seja frequência para o qual o sinal é máximo, F50 conhecido como frequência mediana do sinal, onde 50% da potência total do sinal está abaixo de F50 e F80 (onde 80% da potencia total do sinal está abaixo de F80), sendo f o vector frequência de S_x (Prieto, Myklebust et al. 1996; Duarte and Freitas 2010).

4.3.2. Estimação da Linha de Gravidade

Nos estudos de postura, as componentes horizontais nas direcções AP e ML, são as componentes mais importantes da grandeza centro de gravidade (COG). Diferentes métodos foram propostos para o cálculo do centro de gravidade ou linha de gravidade: métodos cinemáticos, métodos cinéticos e métodos de filtragem.

Segundo o método cinético o COG pode ser obtido através de dois métodos. No primeiro, procede-se a uma integração dupla da força horizontal dividida pela massa (aceleração horizontal) sendo a linha de gravidade (GL) determinada. No segundo, como a taxa de mudança de momento angular do centro de gravidade em relação ao tempo é igual ao Momento total do sistema, o valor do centro de gravidade pode ser encontrado. Segundo Zatsiorsky e Duarte (Zatsiorsky and King 1997; Zatsiorsky and Duarte 1999) o principal problema deste método passa por se achar a velocidade inicial do corpo na dupla integração. Se não for possível encontrar estas constantes, considera-se apenas o deslocamento líquido do COG e que apresenta uma velocidade média nula.

Assim Marcos Duarte (Zatsiorsky and Duarte 2000) desenvolveu uma variante do método de dupla integração, baseado no método original de Zatsiorsky e King (Zatsiorsky and King 1997).

Segundo o método de King e Zatsiorsky, as posições do COP e do COG coincidem quando a força horizontal resultante que age sobre o corpo é nula. As posições do COP nesses instantes (que são conhecidas) podem ser usadas para determinar as constantes de integração (King and Zatsiorsky 1997). No entanto, estes autores usaram unicamente o primeiro valor da posição do COP para determinar o COG entre dois instantes consecutivos de força nula. Como neste método são necessárias duas constantes, a segunda constante (velocidade inicial do COG) foi determinada por iteração numérica para garantir que a posição final do COG coincidissem com a próxima posição do COP no instante de força nula. Os instantes de força nula foram encontrados por aproximação, definindo-se um valor de limiar abaixo do qual a força horizontal era considerada nula. Os métodos de iteração e limiar não são precisos nem eficientes e podem ser altamente dependentes de parâmetros artificiais como o valor de limiar, frequência de amostragem e o passo de iteração.

Segundo o método desenvolvido por Marcos Duarte (Duarte 2000), entre os instantes de força nula, ambas as constantes de integração são determinadas analiticamente a partir dos dados do COP e os instantes de força nula são determinados por interpolação. A aceleração horizontal do corpo é:

$$x(t) = \frac{F_x(t)}{M} \quad (4.19)$$

onde M é a massa corporal.

A posição horizontal do corpo, vulgo linha de gravidade (GL), pode ser determinada por integração dupla da equação 4.19.

Na solução computacional desenvolvida, o método proposto por Marcos Duarte foi aplicado. Assim, o primeiro passo foi por determinar as posições do COP nos instantes em que $F_{hor} = 0$, designados pontos de equilíbrio instantâneo (IEP). Durante a postura ortoestática, quando o corpo humano está num momento IEP, o COP coincide com GL e com o ponto de referência de equilíbrio. Assim, foram seleccionados os instantes quando a variável F_{hor} muda de sinal de positivo para negativo (ou vice-versa), sendo que os instantes em que $F_{hor} = 0$ são estimados por interpolação linear local da serie temporal da F_{hor} . As posições do COP nos

instantes IEP são determinadas por interpolação por *spline* da série temporal do COP (Zatsiorsky and Duarte 2000).

Dados dois consecutivos IEP, com as posições do COP e COG coincidentes, a primeira constante de integração é $x(t) = x_{COP}(t_0)$. A segunda constante, a velocidade inicial, pode ser determinada como:

$$v(t_0) = \frac{x_{COP}(t_f) - x_{COP}(t_0) - \sum_{t_0}^{t_f} \Delta t \sum_{t_0}^{t_f} \frac{F_x(t)}{M} \Delta t}{(t_f - t_0)} \quad (4.20)$$

Por fim, a Linha de Gravidade pode ser estimada:

$$x(t) = x_{COP}(t_0) + v(t_0)(t - t_0) + \sum_{t_0}^{t_f} \Delta t \sum_{t_0}^{t_f} \frac{F_x(t)}{M} \Delta t \quad (4.21)$$

4.3.3. Decomposição do estabilograma nas componentes *Rambling* e *Trembling*

Zatsiorsky e Duarte introduziram um método de decomposição do COP em dois componentes: *Rambling* e *Trembling*. O componente *Rambling* revela o movimento de um ponto de referência móvel (um ponto atrator) com respeito ao qual o equilíbrio do corpo é mantido instantaneamente. Por seu lado, a componente *Trembling* reflecte a oscilação do corpo em torno da trajectória do ponto de referência (Zatsiorsky and Duarte 1999; Zatsiorsky and Duarte 2000). O *Rambling* depende da posição da linha da gravidade, enquanto o *Trembling* representa o controlo neuromuscular da posição do primeiro.

A trajectória *Rambling* foi obtida por interpolação (permite construir um novo conjunto de dados a partir de um conjunto discreto de dados pontuais conhecidos) da trajectória dos IEP com os momentos em que o COP assumia valores nulos através de funções *spline* cúbicas (Zatsiorsky and Duarte 1999; Duarte 2000; Zatsiorsky and Duarte 2000). De referir que os valores em que o COP assume o valor zero foram obtidos através de interpolação linear. A trajectória do *Trembling* foi obtida através da diferença entre o COP e o *Rambling*.

De modo a avaliar as duas componentes, foram obtidos os seus valores de migração da área e de velocidade. O Cálculo da velocidade foi efectuado de modo semelhante à velocidade média do COP, no entanto o cálculo da área foi calculado através do integral das variáveis:

$$Area_{Rambling} = \int_0^{3000} Rambling \quad (4.22)$$

$$Area_{Trembling} = \int_0^{3000} Trembling \quad (4.23)$$

4.4. Solução *activacaomuscular*

A solução computacional intitulada *activacaomuscular* foi desenvolvida para análise de dados de pressão e electromiografia quando os sujeitos iniciam o ensaio em posição estática e posteriormente são submetidos a uma força externa num dado momento do ensaio. Os algoritmos implementados permitem a obtenção de:

1. Dados de estatística básica: cálculo variação pico a pico média e máxima, desvio padrão, *Root mean square*, área de dispersão do COP, velocidade média do COP;
2. Obtenção do tempo de aplicação de distúrbio, tempo de activação/desactivação muscular, bem como tempo de estabilização do COP;
3. Integral da actividade Electromiográfica.

Os dados de estatística básica, foram obtidos de modo similar ao apresentado para a solução *pestabilografia*.

No que respeita ao tempo de aplicação do distúrbio, foi implementado o algoritmo apresentado na Figura 4.4 (Di Fabio 1987; Hodges and Bui 1996; Bonato, D'Alessio et al. 1998; Morey-Klapsing, Arampatzis et al. 2004). De referir que ainda não existe um consenso quanto aos parâmetros que se devem aplicar para a obtenção do tempo de aplicação do distúrbio ou para o tempo de activação muscular (Hodges and Bui 1996; Staude and Wolf 1999). Consequentemente, o algoritmo escolhido teve por base a aplicação de algoritmos com diferentes características e parâmetros, e através de comparação visual e matemática escolheram-se para características específicas da solução implementada aquelas que demonstraram melhores resultados para os dados a analisar.

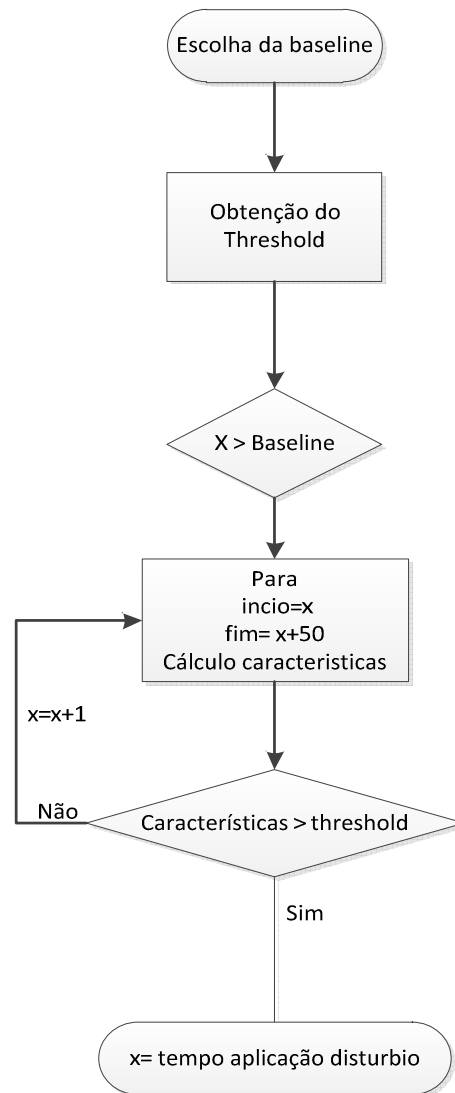


Figura 4.4: Algoritmo implementado na solução *ativacaomuscular*.

Inicialmente, a solução computacional desenvolvida permite que o utilizador escolha o intervalo que considera adequado para o cálculo da *baseline*. A *baseline* é calculada a partir da variável F_z e deve ser obtida num intervalo em que permaneça com valor estável. De seguida, com base nos valores da *baseline*, é calculado o valor de *threshold*, do seguinte modo:

1. Cálculo da média (*me*) da *baseline*;
2. Cálculo do desvio-padrão (*ST*) da *baseline*;
3. O *threshold* é considerado como:

$$Th = me + 2 * ST \quad (4.24)$$

Finalmente, o ponto onde a magnitude do sinal excede o *threshold* é determinado usando uma janela móvel de 50 ms, de largura fixa. O tempo da amostra inicial da janela é obtido se a média das amostras na janela forem superiores ao *threshold*. Se a media das amostras da

janela não excederem os critérios especificados, a janela avança uma amostra até que o tempo de aplicação do distúrbio seja encontrado.

O tempo de activação/desactivação muscular foi considerado de modo análogo ao cálculo do tempo de aplicação do distúrbio. O tempo de estabilização do COP após a aplicação do distúrbio foi calculado, considerando-se que este seria considerado estável se a sua área fosse menor que 5x5 mm durante um período de 500 ms (Shumway-Cook 2003).

Finalmente, foi calculado o integral da actividade EMG em intervalos pré-definidos segundo as equações 5.25 e 5.26. De referir que o integral foi corrigido através do integral basal, o integral da actividade EMG em situação estável, antes da aplicação do distúrbio.

$$Int_{EMGi} = \int_{twi} EMG - \int_{-500}^{-450} EMG \quad (4.25)$$

$$Int_{EMGi} = \int_{twi} EMG * \int_{-500}^{-450} EMG \quad (4.26)$$

De referir que interferências nos sinais electromiográficos, devido a artefactos do movimento podem confundir o tempo de aplicação de distúrbio/tempo de activação muscular. Os métodos automáticos para identificação destes parâmetros necessitam reconhecer e rejeitar locais onde os sinais possam conter interferências. O método da janela móvel para determinação do tempos de aplicação do distúrbio e de activação muscular, revelou-se eficaz, bem como o intervalo escolhido para a janela e o *threshold* estabelecido.

4.5. Resumo

O controlo adequado do equilíbrio corporal é fundamental para que o ser Humano possa realizar as diversas tarefas motoras a que se submete diariamente, em harmonia e sem perda de rendimento físico e mental. Assim, o tratamento de variáveis que forneçam informação acerca da postura do ser Humano são de extrema importância em estudos biomecânicos.

Os métodos de análise estatística e também as funções descritas neste capítulo permitem uma análise rigorosa das variáveis mais relevantes e significativas para o tipo de estudo que se pretende efectuar. De referir que as técnicas descritas já foram ou utilizadas anteriormente em vários estudos e ensaios sobre análise biomecânica, ou em estudos específicos sobre a eficácia do calçado MBT. No entanto, algumas delas nunca foram utilizadas nos dois casos simultaneamente, como é o caso da decomposição do estabilograma nas suas componentes

Rambling e *Trembling*. Além disso, não há referência de que estas duas variáveis já tenham sido aplicadas a estudos de postura desenvolvidos com calçado MBT.

As soluções computacionais desenvolvidas no âmbito desta Dissertação, e descritas neste capítulo, tornam o tratamento de dados e características um processo muito mais célere e eficaz. Adicionalmente, estas soluções são intuitivas e de fácil utilização, não sendo necessário ao utilizador possuir qualquer tipo de conhecimento de programação ou de *Matlab*.

Capítulo 5

Alterações de postura provocadas pelo calçado MBT: Resultados e Discussão

5.1. Introdução

O controlo postural pode ser considerado uma tarefa simples, no entanto a manutenção do equilíbrio em pé é uma tarefa complexa desempenhada pelo sistema de controlo postural. Este sistema integra informações dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial, em conjunto com as propriedades passivas do sistema músculo-esquelético (Duarte 2000). Os sistemas sensoriais actuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo Humano.

O sistema de controlo postural é afectado pela natureza da tarefa a realizar, pelas condições ambientais e do indivíduo e pelas informações sensoriais disponíveis. Estudos indicam que a informação sensorial e acção motora estão intimamente relacionados na manutenção do corpo numa determinada posição e que a informação sensorial adicional pode ser utilizada de forma contínua, reduzindo a oscilação corporal (Duarte 2000).

Actualmente, a literatura sugere que o sistema de controlo postural utiliza diferentes mecanismos para o seu funcionamento. Em geral, um destes mecanismos é descrito como dependente de *feedback* do sistema para o seu ajuste; enquanto o outro mecanismo é descrito como não depende directamente de *feedback* e caracterizado como decorrente de ruído inerente ao próprio sistema. O funcionamento destes mecanismos parece ocorrer com um deles determinando um ponto de referência a partir do qual o equilíbrio corporal é mantido e um segundo que mantém o equilíbrio ao redor deste ponto de referência pré-seleccionado. A terminologia adoptada nesta Dissertação para estes mecanismos foi o *Rambling* e *Trembling*, mecanismos de controlo postural apresentados por Zatsiorsky e Duarte (Zatsiorsky and Duarte 1999; Duarte 2000; Zatsiorsky and Duarte 2000).

Vários estudos comprovam a eficácia do calçado MBT na alteração do controlo postural (ver capítulo 4). Esta alteração deve-se fundamentalmente a variações musculares e de amplitude de movimentos das principais articulações do membro inferior. Uma das variáveis mais afectadas e alvo de estudo é o Centro de Pressão (COP), que permite obter informação bastante relevante da instabilidade corporal. As alterações ao nível do controlo postural e da marcha Humana provocadas pelo calçado *Masai Barefoot Technology* (MBT) podem ser

verificadas através de diversas técnicas e equipamentos de recolha e tratamento de dados de marcha e postura, como plataformas de força e pressão, sistemas de imagem e electromiografia.

Neste capítulo é apresentada a metodologia adoptada para a recolha dos dados experimentais, os testes estatísticos implementados, bem como os resultados obtidos e a sua discussão.

5.2. Metodologia

Para a recolha dos dados de força e pressão, bem como electromiográficos, seguiu-se o protocolo desenvolvido na Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto. O protocolo utilizado é descrito de seguida.

5.2.1. Amostra

O estudo incluiu 30 indivíduos do sexo feminino, saudáveis e com idades compreendidas entre os 20 e 50 anos. Os sujeitos foram divididos em dois grupos: grupo de controlo, onde os indivíduos utilizavam calçado normal, e grupo experimental, onde os sujeitos utilizavam sapatos MBT. Os sujeitos foram recrutados com base na presença de um ou mais dos seguintes aspectos: (1) lesão recente ósteo-articular ou músculo-tendinosa do membro inferior; (2) antecedentes ou sinais de disfunção neurológica que podem afectar o desempenho motor dos membros inferiores, aferências sensoriais e de equilíbrio; (3) história de cirurgia nos membros inferiores; (4) presença de dor nas extremidades inferiores e tronco nos 12 meses anteriores à realização do estudo; (5) alterações cognitivas; (6) indivíduos que tomam medicamentos; (7) distúrbios do equilíbrio e problemas visuais; (8) indivíduos que tinham utilizado previamente calçado instável. Estes critérios foram devidamente registados, pois poderiam levar a mudanças no desempenho do controle postural e, consequentemente, condicionar o efeito do calçado MBT.

O grupo experimental foi constituído por 14 indivíduos (idade = 34.6 ± 7.7 anos, altura = 1.59 ± 0.06 m, peso = 65.3 ± 9.6 kg) e o grupo de controlo por 16 indivíduos (idade = 34.94 ± 8.0 anos, altura = 1.62 ± 0.06 m, peso = 61.1 ± 6.3 Kg). Em ambos os grupos o membro inferior dominante era o direito.

O grupo experimental foi constituído por indivíduos que executassem a sua actividade profissional preferencialmente de pé e de forma estática, e que garantissem a utilização do calçado MBT no mínimo 8 horas por dia, 5 dias por semana durante 6 semanas.

O estudo foi realizado segundo as normas éticas da instituição envolvida (Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto) e conforme a Declaração de Helsínquia, tendo sido obtido o consentimento informado de todos os participantes.

5.2.2. Instrumentação

A actividade electromiográfica do Gastrocnémio medial (MG), Tibial anterior (TA), Recto femoral (RF) e do Bicípete femoral (BF) foram obtidos através do Biopac Systems, Inc. (Biopac, USA), modelo *MP 150 Workstation*, com eléctrodos de superfície de aço, com configuração bipolar e distância entre eléctrodos de 20 mm, bem como a utilização de um eléctrodo de referencia.

As variáveis de pressão foram obtidas através de uma prafafoma de forças da *Bertec Corporation (U.S.A)*, modelo FP4060-10, conectada a um amplificador Bertec AM 6300, com uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se conectado ao conversor analógico digital de 16 bits do Biopac (Biopac, USA).

5.2.3. Procedimentos

5.2.3.1. Preparação da pele e colocação de eléctrodos

A superfície cutânea dos membros inferiores foi preparada de modo a reduzir a sua resistência eléctrica para menos de 5000 Ω : 1) depilação da área muscular; 2) remoção de células mortas com álcool; 3) remoção dos elementos não condutores com lixa.

Os eléctrodos de recolha foram colocados no ponto médio do ventre muscular dos músculos GM, TA, RF e BF. O eléctrodo de referência foi colocado no centro da tibia. Para evitar o movimento e garantir uma pressão constante e homogénea, os eléctrodos foram colocados na pele através de fita adesiva. Foi estabelecido um intervalo de 5 minutos entre a colocação dos eléctrodos e o início da recolha do sinal electromiográfico.

5.2.3.2. Recolha de dados

A actividade electromiográfica e os valores cinéticos da plataforma de força para calcular o COP foram recolhidos em duas circunstâncias distintas: 1) bipedismo ortoestático e 2) desequilíbrio extremo em posição ortoestática. Para cada tarefa, os indivíduos realizaram duas séries de medições, uma sem calçado e outra com calçado antes e após o uso diário do calçado MBT.

Para cada ensaio, cada sujeito foi aconselhado a permanecer relaxado, com uma postura confortável, e com a cabeça fixa num alvo a 2 m para assegurar a confiança do ensaio.

Durante os ensaios, os sujeitos encontravam-se a ouvir música através de auscultadores de modo a disfarçar qualquer ruído que o investigador pudesse realizar, que distraísse ou provocasse uma mudança consciente da postura do sujeito.

Nos ensaios de desequilíbrio extremo em posição ortoestática foi indexado ao sujeito em análise um cabo horizontal que através de um cinto pélvico mantinha o indivíduo essencialmente em linha recta. Foi aplicada uma força anterior de 5% do peso corporal que foi mantida durante pelo menos 3 segundos e após um tempo aleatório o cabo foi libertado. De modo a prevenir os efeitos de aprendizagem, os indivíduos não receberam qualquer tipo de treino.

Antes da recolha de dados, todos os participantes foram submetidos a uma sessão de treino com um instrutor qualificado, que explicou como utilizar os sapatos MBT, seguindo-se uma caminhada de cerca de 10 minutos, que só acabou quando o instrutor achou que os sujeitos já conseguiam caminhar correctamente com o calçado.

Os sinais electromiográficos e cinéticos foram recolhidos com uma frequência de amostragem de 1000 Hz, tendo sido digitalizados e armazenados sob forma informática. Estes sinais sofreram amplificação diferencial com um ganho ajustável de 12-500 Hz e com uma rejeição de modo comum (CMRR) de 95 dB a 60 Hz e uma impedância de entrada de 100 MΩ. O ganho usado neste estudo foi de 1000.

Os ensaios de bipedismo ortoestático tiveram uma duração aproximada de 40 segundos, sendo os 30 segundos centrais de cada ensaio alvo de estudo posterior. As medições de desequilíbrio extremo foram realizadas para intervalos de tempo mais variáveis, onde a latência muscular foi detectada em sub-intervalos entre os -250 e os +350 ms em relação ao tempo de aplicação de distúrbio (T_0) através da solução computacional *activacaomuscular*. Os intervalos tinham a duração de 150 ms, em relação a T_0 : 1) -250 a -100 ms; 2) -100 a +50 ms; 3) +50 a +200 ms; 4) +200 a +350 ms.

A magnitude do deslocamento do COP nas direcções Antero Posterior (AP) e Médio Lateral (ML) foi calculada para os seguintes intervalos: 1) -200 a -50 ms; 2) -50 a +100 ms; 3) +100 a +250 ms; 4) +250 a +400 ms. Estes atrasos de 50 ms em relação aos intervalos do cálculo da actividade electromiográfica serviram para compensar o atraso electromecânico.

5.3. Procedimento estatístico

A análise estatística foi realizada através do *software* SPSS (*Statistic Package Social Science*), versão 17.0.

Recorreu-se a estatística descritiva para caracterização dos dados. A análise das medidas descritivas e os testes de hipóteses foram antecidos de uma análise exploratória dos dados

de forma a avaliar a normalidade da distribuição e a presença de *outliers*. Para tal recorreu-se ao teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov. A maioria das variáveis evidenciou a inexistência de uma distribuição normal.

Todos os dados que não demonstraram uma distribuição normal foram analisados através do teste estatístico de *Wilcoxon*. Os dados que possuíram distribuição normal foram analisados através do teste estatístico *t-test* para amostras independentes emparelhadas. Estas análises de variância foram utilizadas para verificar se ocorriam diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes grupos de dados.

Foi ainda utilizado o teste de Spearman para realizar as correlações efectuadas durante este estudo.

O nível de significância adoptado foi de $\alpha=0.05$.

5.4. Resultados e Discussão

Com esta Dissertação pretendeu-se desvendar e perceber quais as alterações posturais provocadas pela utilização contínua de calçado MBT, com principal ênfase na análise da progressão do COP. Para ambos os estudos, bipedismo ortoestático e aplicação de distúrbio, uma série de variáveis relativas ao COP foram calculadas. Estas variáveis são apresentadas e analisadas nas secções que se seguem.

5.4.1. Bipedismo ortoestático

5.4.1.1. Dados de estatística básica

Primeiramente, procedeu-se à comparação das variáveis de análise do COP para o grupo experimental e grupo de controlo no início do estudo. Os resultados obtidos demonstraram que o uso de calçado sem nenhum tipo de treino provocou alterações significativas na postura corporal, como pode ser verificado através dos resultados indicados na Tabela 1.

Equiparando o grupo experimental e o de controlo, previamente ao grupo experimental ter sido submetido à fase de treino (semana zero), os resultados demonstraram que ocorreram diferenças significativas nas variações do COP pico a pico médio e máximo em ambas as direcções (AP e ML), no desvio padrão e *Root Mean Square* em ambas as direcções e também na área (Tabela 1). A área de migração do COP foi aproximadamente cerca de 3 vezes superior para os sujeitos que utilizavam calçado MBT quando comparados com o grupo de controlo (36.15 e 11.42 mm² respectivamente). Para todas as outras variáveis que apresentaram resultados estatisticamente significativos, o uso de calçado MBT aumentou o valor das variáveis para aproximadamente o dobro dos valores obtidos pelo grupo de controlo. Sendo o

objectivo do calçado instável provocar melhorias na postura através da exposição do corpo a uma situação de desequilíbrio, os resultados demonstraram que efectivamente a utilização deste calçado induziu maiores índices de desequilíbrio.

Tabela 1: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana zero e para o grupo de controlo descalço na semana zero. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Grupo experimental com		Grupo de controlo descalço		<i>p-value</i>
	MBT semana 0		semana 0		
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Peso (kg)	67.92	15.24	61.64	6.82	0.294
Variação COP máxima MD (mm)	29.00	10.10	19.26	7.19	0.002*
Variação COP máxima AP (mm)	44.94	11.62	26.39	4.35	0.000*
Variação COP média MD (mm)	21.61	13.81	10.75	5.79	0.001*
Variação COP média AP (mm)	26.64	10.97	16.16	4.61	0.000*
Desvio Padrão ML	3.46	1.89	1.83	1.08	0.002*
Desvio padrão AP	5.02	1.81	3.10	1.22	0.000*
Root mean square ML	3.46	1.89	1.83	1.08	0.120*
Root mean square AP	5.02	1.81	3.10	1.22	0.224*
Área (mm ²)	36.15	30.29	11.42	10.28	0.000 *
Velocidade ML (mm/s)	156.13	35.01	169.00	32.58	0.208
Velocidade AP (mm/s)	236.48	50.09	267.81	49.91	0.224
Velocidade total (mm/s)	322.24	69.10	358.51	65.12	0.448

Seis semanas após as primeiras medições, para os mesmos indivíduos e após o grupo experimental ter sido sujeito à utilização continua do calçado MBT, verificaram-se diferenças significativas entre os dois grupos para as mesmas variáveis que na semana 0, Tabela 2.

Tabela 2: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana seis e para o grupo de controlo descalço na semana seis. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Grupo experimental com MBT semana 6		Grupo de controlo descalço semana 6		p-value
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Peso (kg)	68.50	16.04	61.63	7.43	0.483
Variação COP máxima MD (mm)	25.380	09.92	20.52	27.74	0.026*
Variação COP máxima AP (mm)	38.910	15.64	19.32	11.24	0.003*
Variação COP média MD (mm)	15.34	6.62	7.15	4.42	0.012*
Variação COP média AP (mm)	23.79	17.25	11.01	10.78	0.026*
Desvio Padrão ML	2.77	1.21	6.74	8.05	0.012*
Desvio padrão AP	4.43	2.77	1.81	1.84	0.012*
Root mean square ML	2.77	1.21	2.08	1.17	0.012*
Root mean square AP	4.42	2.77	5.19	7.51	0.012*
Área (mm²)	23.051	20.15	5.18	7.51	0.008*
Velocidade ML (mm/s)	155.23	35.83	114.00	78.05	0.522
Velocidade AP (mm/s)	246.33	49.04	210.68	42.41	0.343
Velocidade total (mm/s)	330.38	68.12	311.76	48.64	0.879

Os resultados obtidos parecem indicar que o período de treino com calçado MBT não produziu qualquer efeito sobre os indivíduos do grupo experimental. Deste modo, decidiu-se verificar se existiam diferenças significativas entre o grupo experimental na semana 0 e após 6 semanas de treino com o calçado MBT. Segundo o teste estatístico de Wilcoxon, para nenhuma das variáveis analisadas se obtiveram diferenças estatisticamente significativas, Tabela 3. Os resultados parecem demonstrar que o treino de 6 semanas não afectou significativamente o modo como o indivíduo manteve o seu equilíbrio postural, nomeadamente o COP, através da utilização do calçado MBT. Embora com a utilização diária

do calçado MBT os indivíduos revelassem um melhor controlo da instabilidade natural provocada pelo mesmo, estas diferenças não foram estatisticamente significativas.

Tabela 3: Variáveis de análise do COP para o grupo experimental com calçado MBT na semana 0 e na semana 6.

	Grupo experimental com MBT semana 0		Grupo experimental com MBT semana 6		<i>p-value</i>
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Peso (kg)	67.927	15.241	68.500	16.045	0.943
Variação COP máxima MD (mm)	29.00	10.10	25.380	0.992	0.519
Variação COP máxima AP (mm)	44.94	11.62	38.910	1.564	0.185
Variação COP média MD (mm)	21.61	13.81	15.34	6.62	0.402
Variação COP média AP (mm)	26.64	10.97	23.79	17.25	0.756
Desvio Padrão ML	3.46	1.89	2.77	1.21	0.583
Desvio padrão AP	5.02	1.81	4.43	2.77	0.519
Root mean square ML	3.46	1.89	2.77	1.21	0.583
Root mean square AP	5.02	1.81	4.42	2.77	0.519
Área (mm²)	36.15	30.29	23.051	20.15	0.259
Velocidade ML (mm/s)	156.13	35.01	155.23	35.83	0.905
Velocidade AP (mm/s)	236.48	50.09	246.33	49.04	0.550
Velocidade total (mm/s)	322.24	69.10	330.38	68.12	0.756

A instabilidade do calçado MBT pode ser verificada através da Figura 5.1, em que é apresentado um caso exemplo do deslocamento e variabilidade do COP de um dos indivíduos sujeitos ao estudo. Na Figura 5.1a) é apresentado o deslocamento nas direcções AP e ML no início do estudo para os sujeitos descalço, e na Figura 5.1b) é visível o deslocamento do mesmo indivíduo, mas passado seis semanas de treino com calçado MBT. Verificou-se que no plano AP o deslocamento foi de 5 mm e 12 mm no tempo zero descalço e após 6 semanas com MBT, respectivamente, enquanto a diferença no plano ML foi de 8 mm contra 15 mm.

Comparando estes resultados com os obtidos por Nigg (Nigg, Hintzen et al. 2006), apresentados na secção 3.3, verifica-se que no plano ML a diferença entre grupos é semelhante. No entanto, no plano AP enquanto neste estudo a diferença observada foi superior a duas vezes, no estudo de Nigg não chegou a atingir tal diferença.

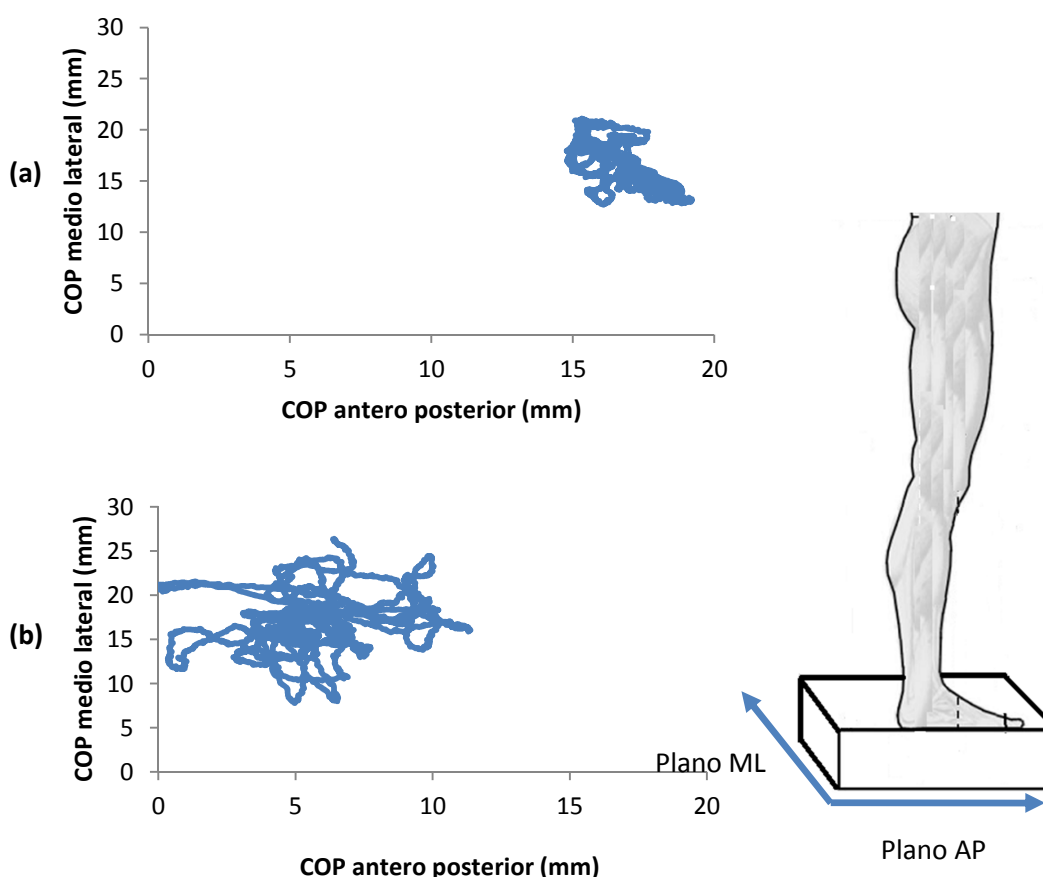


Figura 5.1: Variabilidade do COP de um sujeito do estudo: a) no início do estudo para o indivíduo descalço, e b) após seis semanas de treino utilizando calçado MBT.

Segundo Nigg (Nigg, G et al. 2010), a instabilidade melhora o controlo postural do indivíduo pois fortalece os músculos intrínsecos do pé, que em situações normais não são utilizados, bem como outros músculos que pertencem à articulação do tornozelo, proporcionando ao indivíduo “novos músculos” e mecanismos de controlo postural. Contudo, para que esse fortalecimento ocorra é necessário que o indivíduo seja sujeito a um período de utilização do calçado MBT. Possivelmente, o fortalecimento dos músculos referidos poderá ter acontecido, porém este parâmetro não pode ser avaliado através deste estudo. Ainda assim,

mesmo que o fortalecimento dos músculos tenha ocorrido é possível afirmar que não surtiu qualquer efeito prático ao nível do controlo do COP.

Todos os resultados apresentados até ao momento demonstram que a utilização do calçado MBT provoca alterações tanto no plano AP como no plano ML. No entanto, comparando os valores apresentados nas Tabelas 1 e 2, verifica-se que, por norma, ocorreram maiores diferenças no plano AP. Este facto pode ser explicado com base no formato da sola do calçado que difere do calçado normal principalmente no plano AP. Segundo Romkes (Romkes, Rudmann et al. 2006), a fisionomia do calçado MBT, nomeadamente a sua sola com desenho inovador e mais espessa, bem como o facto da zona do calcanhar ser mais macia, resulta numa posição mais elevada da articulação do tornozelo acima do solo, tornando o sapato MBT menos estável. Este pressuposto está de acordo com os resultados obtidos experimentalmente, pois verificou-se que com calçado MBT a amplitude de praticamente todas as variáveis que possuíram diferenças estatisticamente significativas aumentaram.

No plano AP o apoio ortoestático pode ser explicado pelo modelo do pêndulo invertido (secção 2.3.2.3). Em apoio estático a posição do COP encontra-se alguns centímetros à frente da articulação do tornozelo e a força de gravidade produz movimentos constantes de oscilação do pêndulo. Adicionalmente, os músculos flexores plantares ligados ao pêndulo juntamente com o músculo GM exercem uma tensão na direcção posterior de modo a manter o COP na base de suporte (Bottaro, Casadio et al. 2005; Borg, Finell et al. 2007).

De referir que a amostra estudada era composta unicamente por indivíduos do sexo feminino e que os mecanismos de controlo postural são afectados de modo diferente para Homem e Mulher. Para o sexo feminino, o mecanismo compensatório do controlo postural provoca compensações no plano ML mais representativas que no sexo masculino (Nigg, G et al. 2010). Assim, eram esperadas alterações no plano ML; no entanto, não se sabia até que ponto tais variações seriam significativas. Os resultados demonstraram que, à excepção da velocidade do COP, todas as outras variáveis medidas apresentavam diferenças significativas no plano ML entre os dois grupos em estudo.

O objectivo de utilização de calçado instável é o de melhorar o equilíbrio, postura e marcha, expondo o pé à instabilidade intrínseca da sola de sapato.

Apesar de o elevado número de estudos realizados nesta área, ainda não está claro como e porquê o sistema músculo-esquelético humano se adapta às influências externas na interface pé/solo. No entanto, presume-se que esta instabilidade treina o pequeno músculo do tendão que cruza a articulação do tornozelo e, conseqüentemente, melhora a postura do indivíduo e o controlo postural. Os padrões de marcha e postura de calçado normal, declinam

a utilização deste músculo, porém a utilização de calçado instável demonstra que este pode ser uma mais-valia no controlo postural (Boyer and Andriacchi 2009).

De referir que tanto o grupo experimental como o de controlo deste estudo incluíam unicamente sujeitos que demonstraram nos 12 meses anteriores problemas que poderiam influenciar negativamente a sua marcha e postura (Wolfson, Whipple et al. 1994), o que nos dá indicações de que o calçado MBT provoca alterações significativas mesmo em pessoas que possuam algum distúrbio ou problemas posturais *a priori*.

De um modo geral, pode-se afirmar que o calçado MBT provoca alterações reais ao nível do controlo postural. Contudo, neste estudo não se comprovou a eficácia e importância de um período de treino no aprimoramento do controlo postural.

5.4.1.2. Análise *Rambling* e *Trembling*

Sendo o principal objectivo do sistema de controlo postural, durante a postura erecta, manter a projecção vertical do centro de gravidade (COG) dentro da base de suporte (BOS), e sabendo que quando a um indivíduo é pedido para permanecer de pé o mais imóvel possível, o seu corpo oscila involuntariamente, poderá considerar-se que a principal tarefa do sistema de controlo postural será o de regular estas oscilações. Contudo, é necessário compreender quais os mecanismos que regulam essas oscilações. Os conceitos de *Rambling* e *Trembling* tentam responder quais os mecanismos de controlo postural que estão envolvidos no controlo das oscilações naturais do Ser Humano.

Assim foram realizadas três comparações, uma *intra* grupo experimental e duas entre o grupo experimental e de controlo, para comparar a variabilidade do *Rambling* e *Trembling*. Analisou-se a área e a velocidade destas duas variáveis unicamente no plano AP, pois os resultados anteriores demonstraram que é neste plano que as principais diferenças entre grupos ocorreram. Deve referir-se que não se conhecem estudos que tenham analisado as variáveis *Rambling* e *Trembling* para a utilização de calçado MBT.

Deve ser notado que segundo Zatsiorsky, a variável *Rambling* deverá possuir valores semelhantes aos observados para o COP (Zatsiorsky and Duarte 1999). Este autor também obteve correlações que determinam que a variabilidade do *Trembling* é três vezes inferior à variabilidade do *Rambling* (Zatsiorsky and Duarte 2000). Segundo Zatsiorsky, a diferença de três vezes entre as variáveis demonstra que o controlo postural é maioritariamente dependente de *feedback* (trajectória *Rambling*). Os mecanismos *Rambling* e *Trembling* actuam em regimes diferentes, sendo que para a actuação do mecanismo *Rambling* é necessário

feedback para que ocorram os ajustes necessários e assim estimar a posição do corpo no espaço.

Pelo facto de não terem sido encontrados estudos que permitissem comparar os valores encontrados para a área de migração nem para a velocidade do *Rambling* e do *Trembling*, estes foram analisados de modo comparativo entre grupos. Não se pode ainda esquecer que o COP não é um valor directamente dado pela plataforma de força, mas sim obtido através dos Momentos e Forças nas direcções *xx*, *yy* e *zz*, e que a posição da articulação e as forças musculares resultantes da utilização do calçado MBT já alteram a posição do COP.

Comparando o grupo experimental, na semana zero descalço e após as seis semanas de treino com o calçado MBT, verificou-se que a velocidade e área das duas variáveis em análise eram estatisticamente diferentes, Tabela 4.

Tabela 4: Variáveis de análise do *Rambling* e do *Trembling* para o grupo experimental na semana zero descalço e na semana seis com calçado MBT. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Descalço semana 0		Calçado MBT semana 6		<i>p-value</i>
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Área <i>Rambling</i> (mm ²)	60.65	16.19	153.23	193.14	0.009*
Área <i>Trembling</i> (mm ²)	14.59	21.37	101.48	206.33	0.000*
Velocidade <i>Rambling</i> (mm/s)	202.1	53.90	510.80	64.38	0.009*
Velocidade <i>Trembling</i> (mm/s)	48.6	71.32	338.20	687.23	0.000*

Similarmente, comparando o grupo de controlo com o grupo experimental, no início do estudo verificaram-se diferenças significativas para todas as variáveis analisadas, Tabela 5.

Os mecanismos *Rambling* e *Trembling* actuam em regimes diferentes, sendo que para a actuação do mecanismo *Rambling* é necessário *feedback* para que ocorram os ajustes necessários e assim estimar a posição do corpo no espaço. Estas diferenças demonstram que o controlo postural é maioritariamente dependente de *feedback* (trajectória *Rambling*).

Tabela 5: Variáveis de análise do *Rambling* e do *Trembling* para o grupo experimental na semana zero com calçado MBT e para o grupo de controlo descalço na semana zero. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Grupo experimental com MBT		Grupo de controlo descalço		<i>p-value</i>
	semana 0		semana 0		
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Área Rambling (mm ²)	111.069	38.860	64.127	23.544	0.000*
Área Trembling (mm ²)	26.169	7.042	9.532	3.666	0.000*
Velocidade Rambling (mm/s)	370.20	129.55	213.7	78.52	0.000*
Velocidade Trembling (mm/s)	87.23	23.52	31.82	12.23	0.000*

De referir que foi verificado o pressuposto enunciado por Zatsiorsky de que a variável *Rambling* deverá possuir valores semelhantes aos observados para o COP (valores do COP apresentados nas Tabelas 1, 2 e 3) (Zatsiorsky and Duarte 1999). Este autor também obteve correlações que determinam que a variabilidade do *Trembling* é três vezes inferior à variabilidade do *Rambling* (Zatsiorsky and Duarte 2000); no entanto, este resultado não foi verificado no estudo realizado.

Após as 6 semanas de treino, os resultados da área e velocidade do *Rambling* sofreram alterações e a diferença entre grupo experimental e de controlo deixou de ser significativa.

Tabela 6: Variáveis de análise do *Rambling* e do *Trembling* para o grupo experimental na semana seis descalços com calçado MBT e para o grupo de controlo descalço na semana seis. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Grupo experimental com		Grupo de controlo descalço		<i>p-value</i>
	MBT semana 6		semana 6		
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
Área Rambling (mm ²)	153.23	193.14	52.635	49.413	0.067
Área Trembling (mm ²)	101.48	206.33	27.588	36.882	0.008*
Velocidade Rambling (mm/s)	510.80	64.38	175.40	164.72	0.067
Velocidade Trembling (mm/s)	338.20	687.23	191.90	122.90	0.008*

A partir dos resultados obtidos, pode-se afirmar que para nenhum dos casos a diferença entre *Rambling* e *Trembling* verificada por Zatsiorsky e Duarte foi encontrada. De facto, verificou-se que a amplitude do *Rambling* foi sempre superior ao *Trembling*; no entanto, em alguns casos o primeiro não chega a ser sequer o dobro do segundo. Contudo, é unânime que a utilização de calçado MBT aumenta tanto a área como a velocidade de ambos os componentes.

Comparando os resultados obtidos pelo grupo experimental e pelo grupo de controlo na semana zero e na semana seis, verificou-se que enquanto no tempo zero todas as variáveis analisadas eram estatisticamente diferentes, na semana 6 unicamente a variável *Trembling* apresentava diferenças significativas. Estes resultados demonstram que o controlo efectuado por mecanismos de *feedback* passa a ser similar, após a fase de treino, para ambos os grupos, embora sejam diferentes antes da fase de treino com calçado MBT. Após o uso diário deste calçado o indivíduo “aprende” a lidar com o novo calçado e a conseguir ter mecanismos de controlo por *feedback* tão eficazes como aqueles que o indivíduo possuía para o calçado normal.

Através do *Rambling* pode-se observar a migração do ponto de referência para determinada base de sustentação estacionária. A restituição, em torno da posição de referência pode ser observado através do *Trembling*; ou seja, que trabalho é executado, através dos mecanismos neurofisiológicos, para manter a posição de referência (desvios da migração do COP em relação ao *Rambling*). Tendo em consideração que após as 6 semanas de treino, o *Trembling* continua a demonstrar diferenças significativas, o que parece ter acontecido é que embora o corpo conseguisse responder de modo semelhante para os dois grupos às oscilações do corpo (ausência de diferenças no *Rambling*), a oscilação natural intrínseca do calçado MBT continuou a verificar-se. Assim, pode-se inferir que os mecanismos de controlo postural apreenderam a responder de forma mais eficaz a uma situação de equilíbrio. Isto é, o sistema de controlo postural foi treinado e aprimorado.

5.4.2. Aplicação de perturbação

Após a realização da fase de treino, e no mesmo momento da recolha dos dados de postura ortoestática procedeu-se à aplicação de uma força para verificar qual a influência e diferenças existentes após aplicação de um desequilíbrio extremo ao sujeito. Todas as variáveis foram analisadas em intervalos de 150 ms, em relação ao tempo de aplicação do distúrbio (T_0).

5.4.2.1. Avaliação do Centro de Pressão

Os dados do COP analisados (Amplitude máxima, Desvio padrão, *Root mean square* nos planos AP e ML e também a Área total) evidenciaram a existência de um padrão entre os indivíduos do grupo de controlo e do grupo experimental (Tabela 7).

Para o primeiro intervalo estudado, nomeadamente de -200 a -50 ms da aplicação do distúrbio, verificou-se que não existiam diferenças significativas entre os grupos em estudo. Este resultado indicou que ambos os grupos utilizavam estratégias semelhantes de modo a atingirem o equilíbrio quando sujeitos a uma força exercida externamente sobre os mesmos. Para o intervalo de aplicação do distúrbio, já se verificou que algumas variáveis apresentavam diferenças significativas (entre eles a área com uma diferença de 60 mm² aproximadamente). De referir que independentemente de existirem diferenças significativas entre grupos, neste intervalo a variabilidade dos dados do COP foi bastante superior comparativamente com a variabilidade dos outros intervalos.

Tabela 7: Variáveis de análise do COP para os grupos experimental e de controlo na semana 6. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

	Grupo	Intervalo				
		-200 a -50	-50 a 100	100 a 250	250 a 400	Média
Amplitude máxima COP ML (mm)	Controlo	2.18	3.29	2.61*	2.83	2.73*
	Experimental	1.96	4.72	5.22*	3.91	3.95*
Amplitude máxima COP AP (mm)	Controlo	4.74	33.10	7.72*	2.73*	12.07*
	Experimental	4.95	29.10	41.92*	2.92*	19.72*
Desvio padrão ML	Controlo	0.54	0.89*	0.66*	0.76	0.71*
	Experimental	0.47	1.43*	1.53*	1.08	1.13*
Desvio padrão AP	Controlo	1.11	10.43	2.04*	0.62*	3.55*
	Experimental	1.32	9.00	12.78*	0.74*	5.96*
Root mean square ML	Controlo	10.96	10.51	10.14*	10.14*	10.39*
	Experimental	12.38	12.32	14.14*	13.29*	13.03*
Root mean square AP	Controlo	67.63	50.07*	30.16*	63.26	52.78
	Experimental	73.28	68.69*	49.30*	72.36	65.90
Área total (mm²)	Controlo	7.47	60.72*	17.86*	5.74*	9.64*
	Experimental	7.50	123.56*	155.42*	9.75*	45.04*

Os dois restantes intervalos analisados evidenciaram diferenças entre os dois grupos em estudo, verificando-se valores superiores para grupo experimental. Estes resultados

evidenciaram que para além do distúrbio aplicado, a instabilidade natural causada pelo calçado MBT afectou o controlo postural do indivíduo.

Finalmente, a média dos 4 intervalos apresentaram que, no geral, as diferenças existentes foram significativas.

Analisando globalmente todos os resultados obtidos, verificaram-se valores superiores de todas as variáveis para o plano AP do que no plano ML. Considerando que para além da instabilidade natural provocada pelo calçado MTB se realizar preponderantemente na direcção AP, a força aplicada para a aplicação do distúrbio também acontece neste plano, assim estes resultados encontraram-se dentro do previsto.

De referir que os sujeitos foram previamente avisados de que não poderiam retirar os pés da plataforma durante o ensaio, pelo que das estratégias apresentadas na secção 2.3.2.4, a estratégia da passada não poderia ser realizada. Os indivíduos teriam assim de recorrer à estratégia do tornozelo ou da anca, ou mesmo outra que considerassem mais eficaz, para voltarem a uma situação de equilíbrio postural. No entanto, os resultados demonstram que, independentemente da estratégia aplicada, o calçado MBT provocou maior variabilidade do COP.

5.4.2.2. Avaliação do Padrão Muscular

Na segunda parte deste estudo procedeu-se à análise do padrão muscular do RF, BF, GM TA em intervalos de 150 ms entre -250 e os 350 ms. Para estes músculos obteve-se o integral do músculo, ao qual se subtraiu o integral do músculo no intervalo de tempo de -450 a -500 ms (Equação 4.25), considerado o valor base do músculo em posição de repouso. Cada indivíduo encontrava-se com uma força aplicada de 5% do seu peso corporal na direcção AP e após esta força ser retirada tinha que recuperar o seu equilíbrio postural.

Quando uma força é aplicada na direcção AP (“puxando” o indivíduo para traz) a um indivíduo, este para manter o equilíbrio tem que compensar a força aplicada exercendo mecanismos que impulsionem o corpo para a frente. Os resultados demonstraram (Tabela 8) que o TA foi o músculo que realizou esta acção, pois antes de se libertar a força a sua amplitude é bastante superior aos restantes músculos. De referir que no primeiro intervalo, o TA foi o único músculo no qual se observaram diferenças significativas entre os dois grupos de estudo.

Tabela 8: Actividade electromiográfica dos grupos experimental e de controlo na semana 6. (O * indica diferenças estatisticamente significativas entre grupos).

		Grupo	Intervalo			
			-250 a -100	-100 a 50	50 a 200	200 a 350
Recto Femoral (μV)	Controlo		18.47	10.52	11.31	0.49
	Experimental		20.47	11.73	11.95	11.44
Bicípete Femoral (μV)	Controlo		10.80	60.37	31.74	31.87
	Experimental		16.82	13.59	19.44	23.11
Gastrocnémio medial (μV)	Controlo		18.23	123.09	48.83*	42.55*
	Experimental		19.83	102.67	156.99*	102.91*
Tibial Anterior (μV)	Controlo		127.45*	10.98	14.79	-22.08
	Experimental		265.05*	3.01	-30.68	-29.53

Após se libertar cada indivíduo da força que lhe estava a ser aplicada, os resultados comprovaram que o GM possuiu um papel preponderante no processo de regresso do corpo à posição de equilíbrio. De modo análogo ao que aconteceu com o TA, este é o único músculo no qual se verificaram diferenças significativas entre o grupo de controlo e experimental.

Os resultados demonstraram que, dos músculos analisados, os que participaram de modo mais activo no controlo postural antes e após a libertação da força aplicada foram o TA e GM, respectivamente, e estes possuíram uma amplitude superior para o grupo experimental. O GM apresentou valores 3 vezes superiores para o grupo experimental, enquanto o TA possuiu o dobro da amplitude para o intervalo antes da aplicação do distúrbio.

Sendo cientificamente aceite que o sapato MBT provoca instabilidade natural, enquanto o corpo estava sujeito à força os dados demonstram que é necessária uma força muito superior do músculo TA para que o grupo experimental consiga manter o equilíbrio, quando comparado com o grupo de controlo. Após a força ser largada, o músculo GM, que se encontra na perna em posição antagónica ao músculo TA, é activado sendo necessário também neste caso uma força bastante superior neste músculo para o grupo experimental. Este resultado é plausível, pois para além do distúrbio é necessário aplicar uma força maior para ultrapassar a instabilidade natural dos sapatos.

A título de exemplo, é apresentado na Figura 5.2 o padrão dos 4 músculos estudados num dos indivíduos do grupo experimental, nomeadamente os padrões musculares do RF, BF, GM e TA (6.2 a) b) c) e d), respectivamente. Nestas imagens, a linha vermelha corresponde ao tempo de aplicação do distúrbio. É possível verificar que efectivamente os músculos RF e BF

mantiveram um padrão constante antes e após a aplicação do distúrbio. É também possível verificar que o GM foi activado com a aplicação do distúrbio e de modo antagónico o TA deixou de estar activo (na Figura 5.2 os gráficos apresentados têm o tempo em milissegundos e a amplitude muscular em Volts).

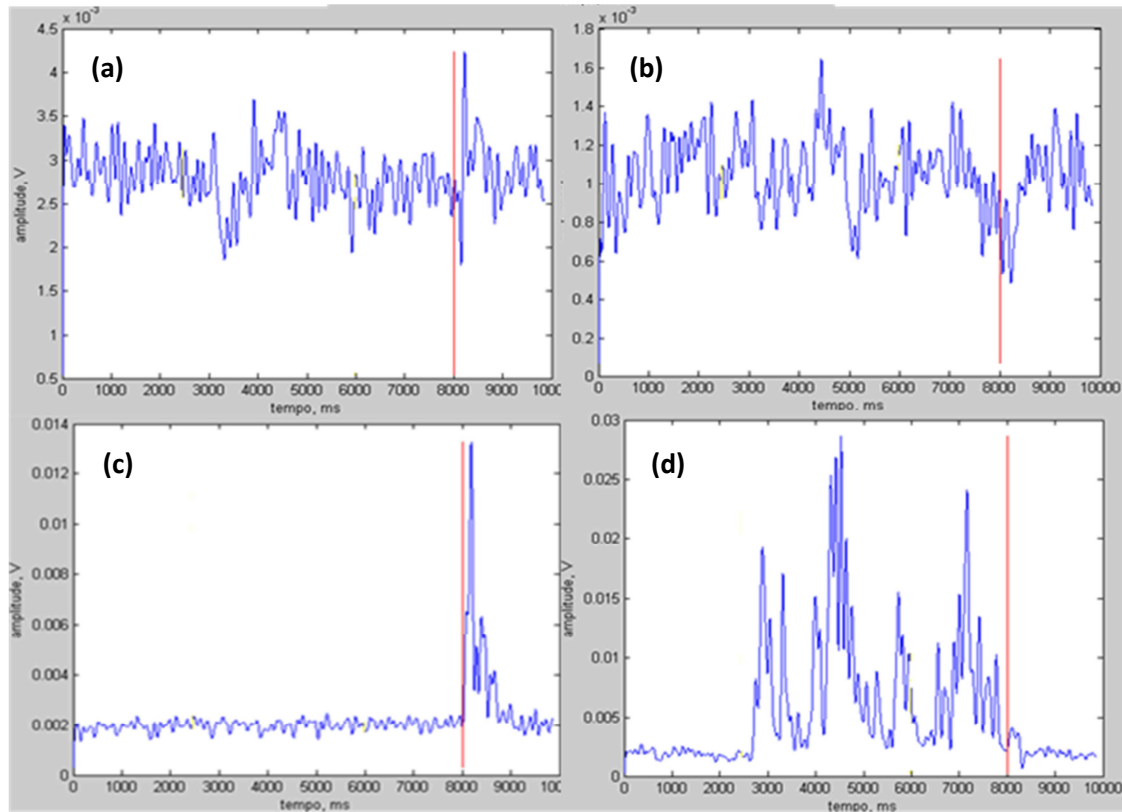


Figura 5.2: Padrão muscular do a) Recto Femoral, b) Bicipite Femoral, c) Gastrocnémio Medial e d) Tibial Anterior.

5.4.2.3. Avaliação do tempo de activação muscular

No que diz respeito aos tempos de activação/desactivação muscular, não se verificaram diferenças significativas entre indivíduos que utilizavam calçado MBT comparativamente com indivíduos que se encontravam descalços. Este resultado encontra-se dentro do esperado visto que é o sistema neurosensorial que controla os mecanismos de percepção e de activação muscular e que independentemente do calçado utilizado os níveis de percepção dos indivíduos era semelhante.

Considerando que os indivíduos de ambos os grupos sabiam que iriam ser sujeitos a um distúrbio, é normal que estes se encontrassem em alerta máximo e deste modo a activação/desactivação muscular ocorre-se praticamente em simultâneo com a aplicação do distúrbio, o que se verificou para os músculos GM e TA. O teste de correlação de Spearman

confirmou a existência da correlação directa entre o tempo de activação do GM e de desactivação do TA, com um grau de certeza elevado (valor de N=59).

5.5. Conclusão

O estudo experimental realizado necessitou da intervenção de dois grupos: um de controlo e um experimental. Esta seria a única forma de se conseguir aferir as diferenças provocadas pela utilização do calçado MBT. O tempo de treino foi de 6 semanas, o que se encontra de acordo com a bibliografia estudada e apresentada no Capítulo 5.

Os resultados obtidos demonstram diferenças significativas nas variáveis de controlo postural nos planos AP e ML resultantes da utilização contínua de calçado MBT. A variabilidade e instabilidade das variáveis analisadas foi superior para sujeitos que utilizavam calçado MBT, o que demonstra que o sistema de controlo postural está “mais alerta” e recebe mais informação aferente para a manutenção do equilíbrio conseguindo responder mais rapidamente a alterações que possam vir a ocorrer. De referir que não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os indivíduos do grupo experimental no início do estudo e no fim do mesmo, pelo que a fase de treino parece não ter afectado o controlo postural.

A análise do *Rambling* e do *Trembling* é útil uma vez que estuda a estabilidade postural e permite a compreensão da variabilidade das oscilações posturais pois, de forma indirecta, torna possível a percepção da interacção do Sistema Nervoso e dos mecanismos neuromusculares no controlo postural.

De um modo geral, as diferenças observadas para as variáveis *Rambling* e *Trembling* acontecem para as mesmas comparações que as diferenças observadas nas variáveis que avaliavam a variabilidade do COP. Existiram diferenças significativas no modo de controlo postural entre indivíduos que utilizam calçado MBT e indivíduos que se encontravam descalços. No entanto, é errado dizer-se que maior instabilidade resulta em menor controlo postural. Existe o pressuposto de que a área de migração do COP aumenta com a diminuição da base de suporte. Por outro lado, este aumento progressivo dos valores para a área do COP é justificado por Celso (Celso 2000) como resultado de uma estratégia do Sistema Nervoso para receber maiores informações aferentes para a manutenção do equilíbrio. Assim, uma maior instabilidade proporciona que o sistema de controlo postural esteja mais alerta e consiga responder a situações em que o controlo postural seja colocado em risco de modo mais rápido e eficaz. No entanto, estas considerações não foram comprovadas, visto que não é possível estudar o sistema neural associado a este tipo de situações e o sistema muscular que permitiria corroborar esta ideia não foi analisado.

A abordagem utilizada (*Rambling* e *Trembling* e análise da variabilidade do COP) não consegue fornecer informações acerca de quais os mecanismos exactos que contribuem para o controlo postural. Contudo, dão informação qualitativa e comparativa da utilização de controlo por *feedback* e da importância do sistema neuromuscular no controlo postural.

O estudo de aplicação de um desequilíbrio extremo demonstrou que existe um padrão de variabilidade do COP nos momentos após a aplicação do distúrbio. O grupo experimental sofreu uma variabilidade dos dados do COP superior ao grupo de controlo. Como já foi referido, este resultado encontra-se dentro do esperado pois para além do distúrbio aplicado o grupo experimental necessita ainda ultrapassar a instabilidade natural inerente ao calçado MBT.

Os resultados deste estudo demonstram ainda que a utilização de calçado MBT provoca um aumento da amplitude dos músculos TA e GM em situações de desequilíbrio.

Todos os resultados obtidos comprovam que o calçado MBT produz alterações significativas ao nível de postura, mais especificamente na variabilidade do COP, sendo este um componente fundamental do controlo postural.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas Futuras

6.1. Conclusões

Com esta Dissertação pretendia-se estudar um novo mecanismo, o calçado MBT, que apareceu no mercado associado à ideia de melhorias significativas de problemas de dores nas articulações, utilização de novos músculos e aumento na intensidade de outros, e que resultaria em melhorias de postura bastante vantajosas.

Verificou-se que já existem vários estudos sobre as alterações produzidas por este calçado na marcha Humana, no entanto estudos de análise postural eram mais escassos. Consequentemente optou-se por efectuar uma análise de controlo de postura em posição ortoestática.

Antes de mais foi necessário realizar uma revisão teórica dos conceitos fundamentais relacionados com a marcha e postura Humana, bem como dos equipamentos utilizados em análise de Marcha e Postura. Esta revisão foi fundamental para um melhor entendimento de todo o processo de controlo postural e fundamental para se conseguir compreender quais os efeitos reais das alterações produzidas pelo calçado MBT.

De um modo geral, o estudo efectuado no âmbito desta Dissertação demonstrou que a utilização contínua do calçado MBT afectou de modo visível os padrões posturais dos indivíduos submetidos ao estudo. As análises efectuadas demonstraram que a utilização deste calçado aumenta os níveis de instabilidade do indivíduo. No entanto, este parece ser um aspecto positivo pois resulta no treino de novos músculos e diferentes mecanismos de funcionamento das articulações, o que fornece ao indivíduo novos mecanismos de controlo postural.

De referir que sendo o grupo experimental constituído por pessoas que de algum modo tinham manifestado problemas directos ou indirectos de controlo postural, este estudo demonstra que os seus padrões de postura sofreram realmente alterações que segundo os pressupostos teóricos são benéficos para o controlo postural mais aprimorado.

Finalmente pode-se concluir que os objectivos propostos com esta dissertação foram cumpridos.

6.2.Perspectivas futuras

Como em todos os estudos, ao longo da realização desta Dissertação novas ideias e mecanismos foram pensados e poderão ser testados e melhorados no futuro.

Assim, no futuro deverá realizar-se também a análise de marcha para as variáveis avaliadas neste estudo, de modo a comparar as mesmas em condições de postura e de marcha e verificar se o padrão de resultados obtidos em postura ortoestática é correlacionado para a marcha Humana.

No que diz respeito ao estudo em si, outras variáveis poderão ser analisadas. Existem uma infinidade de teorias e variáveis que podem ser analisadas em controlo postural e de marcha, que era de todo inviável realizar nesta Dissertação.

Nas soluções computacionais criadas existiram variáveis implementadas, como foi o caso da frequência de oscilação do COP, que não produziram resultados práticos e que devem ser revistas pois a informação que fornecem é relevante neste tipo de estudos.

Por fim, especificamente para a solução computacional *activacaomuscular* mais algoritmos de detecção de tempo de activação muscular deverão ser testados. Já foram realizados vários estudos onde as mais diversas combinações de variáveis foram testadas. Para além das soluções testadas e da solução que foi efectivamente aplicada, outras deverão ser aferidas para tentar aprimorar a detecção do tempo de activação muscular.

Referências

- Baratto, L. P., G. Morasso, Cristina Re, Gino Spada (2002). "A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques " Motor Control **6**: 246-270.
- Barros, R. (2009). "Postura Durante a Corrida." Retrieved 8 de Junho de 2011, 2011, from <http://www.runnaholics.com/2009/12/postura-durante-corrida.html>.
- Bochdansky, T., M. Maetzler, et al. (2008). "Pressure distribution and muscular activity on treadmill-downhill running with an unstable shoe construction and normal running shoes." Clinical Biomechanics **23**(5): 664-665.
- Bonato, P., T. D'Alessio, et al. (1998). "A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **45**(3): 287-299.
- Borg, F., M. Finell, et al. (2007). "Analyzing gastrocnemius EMG-activity and sway data from quiet and perturbed standing." Journal of Electromyography and Kinesiology **17**(5): 622-634.
- Bottaro, A., M. Casadio, et al. (2005). "Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process?" Human Movement Science **24**(4): 588-615.
- Boyer, K. A. and T. P. Andriacchi (2009). "Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention." Clinical Biomechanics **24**(10): 872-876.
- Buchecker, M., H. Wagner, et al. (2010). "Lower extremity joint loading during level walking with Masai barefoot technology shoes in overweight males." Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports: no-no.
- Celso, C. (2000). "Limites de Estabilidade Ântero-Posterior de Adultos Normais." Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica: 148-151.
- Chapman, S. J. (2006). Essentials of MATLAB Programming. Stamford, CENGAGE Learning.
- Chaturvedi, N. A., N. H. McClamroch, et al. (2008). "Stabilization of a 3D axially symmetric pendulum." Automatica **44**(9): 2258-2265.
- Cho, W. H. and H. Choi (2005). Center of pressure (COP) during the Postural Balance Control of High-Heeled Woman. Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the.

- Collins, J. J. and C. J. De Luca (1992). "Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories " Experimental Brain Research **95**: 308-318.
- Davis, R. B. (1997). "Reflections on clinical gait analysis." Journal of Electromyography and Kinesiology **7**(4): 251-257.
- Davis, R. B., S. Öunpuu, et al. (1991). "A gait analysis data collection and reduction technique." Human Movement Science **10**(5): 575-587.
- De Lisa, J. A. (1998). Gait Analysis in the Science of Rehabilitation. Baltimore, Veterans Health Administration
- Di Fabio, R. P. (1987). "Reliability of Computerized Surface Electromyography for Determining the Onset of Muscle Activity." Physical Therapy **67**(1): 43-48.
- Duarte, M. (2000). *Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática*. São Paulo.
- Duarte, M. and S. M. S. F. Freitas (2010). "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio." Revista Brasileira de Fisioterapia **14**: 183-192.
- Duarte, M. and V. M. Zatsiorsky (1999). "Patterns of Centre of Pressure Migration During Prolonged Unconstrained Standing." Motor Control **3**: 12-27.
- Frazier, P. D. and M. F. Chouikha (2004). A novel control model for elucidating human postural balance. Intelligent Control and Automation, 2004. WCICA 2004. Fifth World Congress on.
- Gafaniz, A. L., Gustavo; Pires, Pedro (2005). *Análise Cinemática Da Marcha*. Lisboa.
- Graaf-Peters, V. B. B.-H., Cornill H.; Dirks, Tineke; Bakker, Hanneke; Bos, Arie F.; Hadders-Algra, Mijna (2007). "Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention?" Neuroscience & Biobehavioral Reviews **31**(8): 1191-1200.
- Graizer, V. and E. Kalkan (2008). "Response of pendulums to complex input ground motion." Soil Dynamics and Earthquake Engineering **28**(8): 621-631.
- Griffiths, I. W. (2006). Principles of biomechanics & motion analysis. United States of America.
- Hodges, P. W. and B. H. Bui (1996). "A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography." Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control **101**(6): 511-519.
- Horak, F. B., S. M. Henry, et al. (1997). "Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders." Physical Therapy **77**(5): 517-533.
- Huffman, J. L., B. C. Horslen, et al. (2009). "Does increased postural threat lead to more conscious control of posture?" Gait & Posture **30**(4): 528-532.

- Karlsson, A. and H. Lanshammar (1997). "Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data." Gait & Posture **5**(3): 198-203.
- King, D. L. and V. M. Zatsiorsky (1997). "Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings." Gait & Posture **6**(1): 27-38.
- Lacour, M., L. Bernard-Demanze, et al. (2008). "Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods." Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology **38**(6): 411-421.
- Laessoe, U. and M. Voigt (2008). "Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations." Gait & Posture **28**(1): 62-68.
- Lyytinen, T., T. Liikavainio, et al. (2010). "Postural control and thigh muscle activity in men with knee osteoarthritis." Journal of Electromyography and Kinesiology **20**(6): 1066-1074.
- Maetzler, M., T. Bochdansky, et al. (2008). "Pressure distribution of diabetic patients after sensory-motor training with unstable shoe construction." Clinical Biomechanics **23**(5): 714-715.
- MBT. (2011). "Masai Barefoot Technology." Retrieved 12-01-2011, 2011, from <http://pt.mbt.com/>.
- Merlo, A., D. Farina, et al. (2003). "A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **50**(3): 316-323.
- Mickelborough, J. V. d. L., M. L.; Tallis, R. C.; Ennos, A. R. (2004). "Muscle activity during gait initiation in normal elderly people." Gait & Posture **19**(1): 50-57.
- Morasso, P. G. and V. Sanguineti (2002). "Ankle Muscle Stiffness Alone Cannot Stabilize Balance During Quiet Standing." Journal of Neurophysiology **88**(4): 2157-2162.
- Morey-Klapsing, G., A. Arampatzis, et al. (2004). "Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study." Clinical Biomechanics **19**(2): 196-201.
- Mulavara, A. P., M. C. Verstraete, et al. (1994). Correlation between muscle activity and the center of pressure. Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE.
- Nadeau, S., D. Gravel, et al. (1999). "Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors." Clinical Biomechanics **14**(2): 125-135.

- New, P. and J. Pearce (2007). "The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study." Physiotherapy Research International **12**(4): 202-202.
- Nigg, B., S. Hintzen, et al. (2006). "Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics." Clinical Biomechanics **21**(1): 82-88.
- Nigg, B. M., K. E. T. G, et al. (2010). "Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe." Clinical Biomechanics **25**(10): 1047-1052.
- Piazza, S. J. and S. L. Delp (1996). "The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait." Journal of Biomechanics **29**(6): 723-733.
- Prieto, T. E., J. B. Myklebust, et al. (1996). "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on **43**(9): 956-966.
- Romkes, J., C. Rudmann, et al. (2006). "Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique." Clinical Biomechanics **21**(1): 75-81.
- Seeley, R. R. S., Trent D.; Tate, Philip (2006). Anatomia & Fisiologia. Loures, Lusodidacta.
- Shumway-Cook, A. H., S; Kartin, D; Price, M; Woolacott, M (2003). "Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy." Developmental Medicine and Child Neurology **45**: 591-602.
- Shumway-Cook, A. W., Marjorie H. (2007). Motor control: Translating Research into Clinical Practice. Baltimore, Maryland, Lippincott Williams and Wilkins.
- Staude, G. and W. Wolf (1999). "Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals." Medical Engineering & Physics **21**(6-7): 449-467.
- Stewart, L., J. N. A. Gibson, et al. (2007). "In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." Gait & Posture **25**(4): 648-651.
- Stöggli, T., A. Haudum, et al. (2010). "Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes." Clinical Biomechanics **25**(8): 816-822.
- Sutherland, D. H. (2005). "The evolution of clinical gait analysis part III - kinetics and energy assessment." Gait & Posture **21**(4): 447-461.
- Tang, J. and G. Ren (2009). "Modeling and Simulation of a Flexible Inverted Pendulum System." Tsinghua Science & Technology **14**(Supplement 2): 22-26.
- Thomas, D. P. W. R. J. (1959). "Postural Movements During Normal Standing in Man." Journal of Anatomy **93**: 524-539.

- Turbanski, S., H. Lohrer, et al. (2011). "Training effects of two different unstable shoe constructions on postural control in static and dynamic testing situations." Physical Therapy in Sport **12**(2): 80-86.
- Vanderborght, B., B. Verrelst, et al. (2008). "Objective locomotion parameters based inverted pendulum trajectory generator." Robotics and Autonomous Systems **56**(9): 738-750.
- Whittle, M. (2007). Gait analysis an introduction. Oxford Boston, Butterworth Heinemann.
- Whittle, M. W. (1996). "Clinical gait analysis: A review." Human Movement Science **15**(3): 369-387.
- Winter, D. A. (1995). "Human balance and posture control during standing and walking." Gait & Posture **3**(4): 193-214.
- Wolfson, L., R. Whipple, et al. (1994). "Gender Differences in the Balance of Healthy Elderly as Demonstrated by Dynamic Posturography." Journal of Gerontology **49**(4): M160-M167.
- Yi, J. and N. Yubazaki (2000). "Stabilization fuzzy control of inverted pendulum systems." Artificial Intelligence in Engineering **14**(2): 153-163.
- Zatsiorsky, V. M. and M. Duarte (1999). "Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram." Motor Control **3**(1): 28.
- Zatsiorsky, V. M. and M. Duarte (2000). "Rambling and Trembling in quiet standing." Motor Control **4**: 185-200.
- Zatsiorsky, V. M. and D. L. King (1997). "An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings." Journal of Biomechanics **31**(2): 161-164.

