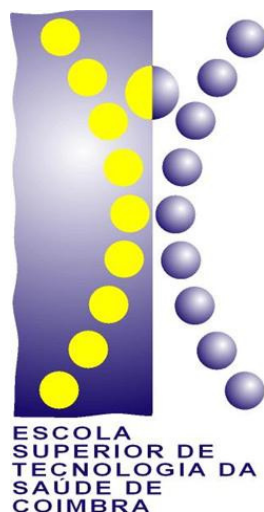


Benefícios da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida

Filipa Alexandra Barroso da Fonseca

Orientadora: Professora Doutora Maria António Castro

Coorientador: Professor Doutor Orlando Fernandes



Benefícios da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida

Filipa Alexandra Barroso da Fonseca

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra para obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, Especialização de Movimento Humano.

Orientadora: Professora Doutora Maria António Castro

Coorientador: Professor Doutor Orlando Fernandes

RESUMO

INTRODUÇÃO: Tem vindo a aumentar a evidência que suporta a relação direta entre a prática de atividade física e a ausência de doença, nomeadamente no que concerne à prática de “caminhadas” (ACSM's, 2009). No entanto, existem alguns fatores que podem pôr em causa essa relação direta tornando, por exemplo, uma marcha em declive, numa potencial origem de lesões músculo-esqueléticas (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Schwameder, et al., 1999). Aos poucos, e apesar da pouca evidência existente, a utilização de bastões de caminhada começa a ser vista como uma estratégia para minimizar a sobrecarga articular subjacente, podendo ser vista como um novo instrumento de reabilitação e de melhoria da função/participação dos utilizadores, com o objetivo de alcançar vantagens biomecânicas e fisiológicas (Breyer, et al., 2010; Figard-Fabre, et al., 2010; Fritz, B., et al., 2011; Hartvigsen, et al., 2010; Kukkonen-Harjula, et al., 2007; Mannerkorpi, et al., 2010; Morso, et al., 2006; Oakley, et al., 2008; Sprod, et al., 2005; Wendlova, 2008). **OBJETIVO:** O presente estudo tem como principal objetivo analisar o comportamento motor de sujeitos do sexo masculino com experiência na utilização de bastões de caminhada relativamente a aspetos cinemáticos, cinéticos e de atividade mioelétrica desenvolvidos durante a marcha em declive com e sem bastões, e desta forma poder perceber se existem benefícios na utilização deste auxiliar e identificá-los. **METODOLOGIA:** foram selecionados treze sujeitos do sexo masculino (idade: 37 ± 8 anos; peso: 75 ± 12 Kg; altura: 177 ± 8 cm) que utilizam bastões de caminhada, com alguma regularidade (frequência de prática média: 18 ± 24 horas/mês), há pelo menos um ano. Foi realizada a análise cinemática (membro inferior e tronco), cinética (componente vertical e antero-posterior) e eletromiográfica (dos músculos vasto lateral, gastrocnémio medial e lateral, tibial anterior, eretores da espinha e tricípite braquial lateral) da marcha em descida, com e sem bastões de caminhada, num plano inclinado com 15° de declive. Para isso foi construída uma rampa em madeira com 1,07m de altura, 1,22m de largura e 4,17m de comprimento. **RESULTADOS:** a utilização dos bastões de caminhada levou à diminuição da flexão plantar do tornozelo aquando do apoio final e da pré-oscilação; ao aumento da flexão do joelho na resposta à carga, no apoio final, na pré-oscilação e à diminuição da flexão do mesmo no apoio médio; ao aumento da flexão da anca no contato inicial e na resposta à

carga. Da leitura dos resultados cinéticos, podemos observar que a utilização dos bastões de caminhada levou ao aumento médio do Tempo de Apoio, do Máximo Ativo, do Tempo de Desaceleração e do Impulso, e a uma diminuição média estatisticamente significativa do Máximo Passivo do Mínimo Passivo. É também possível verificar que a utilização dos bastões levou à diminuição da ativação mioelétrica do gastrocnémio lateral, do vasto lateral e do tibial anterior e ao aumento da ativação do tricípite braquial durante o período de pré-ativação de 120ms, à diminuição da ativação mioelétrica do gastrocnémio lateral e do tibial anterior e ao aumento da ativação do tricípite braquial durante a fase de apoio e durante o período de acomodação mioelétrica de 60ms, assim como à diminuição da ativação mioelétrica do gastrocnémio lateral e do tibial anterior e ao aumento da ativação do tricípite braquial e do eretor da espinha direito durante o tempo de travagem. **CONCLUSÕES:** os bastões de caminhada podem ser vistos como mais uma das ferramentas à disposição do fisioterapeuta em situações em que a redução de cargas articulares seja necessária, por exemplo em casos de OA do joelho e/ou anca, ou mesmo em situações de pós-lesão ou pós-operatório ligamentar, como sendo um método preventivo, uma vez que apesar dos bastões de caminhada trazerem um aumento do dispêndio energético por parte de cada utilizador, são de todo benéficos na redução da fadiga muscular dos membros inferiores durante uma descida, aumentando por isso a proteção das estruturas passivas. Estes benefícios dever-se-ão também às alterações posturais que se conseguem obter pela utilização dos bastões e às vantagens mecânicas por elas criadas.

ABSTRACT

INTRODUCTION: There has been an increasing evidence that supports the direct relationship between physical activity and the absence of disease, particularly in relation to the practice of "walking" (ACSM's, 2009). However, there are certain factors that can jeopardize this direct relationship by making, for example, a downhill walking, a potential source of musculoskeletal disorders (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Schwameder, et al., 1999). Gradually, and despite little existing evidence, the use of hiking poles begins to be seen as a strategy to minimize overload joint and they can be seen as a new tool for rehabilitation and improvement of user function/participation, in order to achieve physiological and biomechanical advantages (Breyer, et al., 2010; Figard-Fabre, et al., 2010; Fritz, B., et al., 2011; Hartvigsen, et al., 2010; Kukkonen-Harjula, et al., 2007; Mannerkorpi, et al., 2010; Morso, et al., 2006; Oakley, et al., 2008; Sprod, et al., 2005; Wendlova, 2008). **PURPOSE:** The aim of this study was to analyze the experienced motor behavior of male subjects in the use of hiking poles regarding kinematic, kinetic and myoelectric activity developed during downhill walking with and without poles, and thus to be able to realize whether there are benefits in using these and helping to identify them. **METHODS:** thirteen male subjects (age: 37 ± 8 years, weight: 75 ± 12 Kg, height: 177 ± 8 cm) that used regularly hiking poles for at least one year were selected (average frequency of practice: 18 ± 24 hours/month). Kinematic (lower limb and trunk), kinetic (vertical and anteroposterior component) and electromyographic (EMG) (vastus lateralis, medial and lateral gastrocnemius, tibialis anterior, right and left erector spinae and triceps brachii lateral) analysis were performed in downhill walking, with and without hiking poles, on an incline with 15° . To make this study possible, a wooden ramp was built, standing 1,07m tall, 1,22m wide and 4,17m long. **RESULTS:** the use of hiking poles leads to a decreased ankle plantar flexion during the terminal stance and pre-swing; to an increased knee flexion in loading response, terminal stance in pre-swing and a decreased knee flexion in mid-stance; it also leads to an increased hip flexion at initial contact and loading response. Regarding the kinetic results, we can observe that the use of hiking poles leads to an increase of Support Time, Vertical Active Peak, Deceleration Time and Impulse, and a statistically significant decrease of the Vertical Passive Peak and Minimum. The use of poles leads to a decreased myoelectric activation of the lateral gastrocnemius, vastus

lateralis and the tibialis anterior and an increased myoelectric activation of the triceps brachii in the 120ms of pre-activation, a decreased myoelectric activation of lateral gastrocnemius and tibialis anterior and an increased myoelectric activation of the triceps brachii during the stance phase and during the 60ms period of myoelectric accommodation, and also to a decreased myoelectric activation of lateral gastrocnemius and tibialis anterior and an increased myoelectric activation of the triceps brachii and right erector spinae during deceleration time. CONCLUSION: the hiking poles can be seen as another tool available to the physiotherapist in situations where the reduction of joint load is required, for example, in cases of OA of the knee and/or hip, or even in post-injury or ligament postoperative. They can also be used as a preventive method. Despite leading to an increased energy expenditure by the users, the hiking poles are beneficial, as they decrease muscle fatigue in the lower limbs during downhill walking, thereby increasing protection of passive structures. These benefits are also due to the postural changes that can be obtained by the use of hiking poles and mechanical advantages established by them.

AGRADECIMENTOS

As ideias só deixam de ser ideias quando conseguimos olhar para elas de forma concreta, quando passamos para o papel e vemos realizado aquilo que eram simplesmente as nossas ... ideias!

A felicidade e realização que sinto neste momento só são possíveis graças a um conjunto de pessoas que, direta ou indiretamente, consciente ou inconscientemente, me ajudaram a tornar possível esta tese de mestrado.

À Professora Doutora Maria António Castro, pela confiança depositada no projeto, pela incansável orientação e ajuda que me prestou ao longo do tempo e por ter dito que sim, desde o primeiro momento, a esta minha “aventura” pelo mundo da ciência. Os meus mais respeitosos cumprimentos.

Ao Professor Doutor Orlando Fernandes, pelo “empréstimo” dos seus conhecimentos e ideias, pelo tempo despendido nas rotinas que tornaram possível o processamento dos dados e pela paciência e boa disposição com que sempre me aturou. Um enormíssimo Bem-haja!

À memória do Professor Doutor João Gil!

Ao Tormod Nilsen, pela prontidão em me facilitar o acesso a alguns artigos utilizados. Takk!

Ao Clube de Montanhismo da Guarda, pela imediata e rápida resposta na angariação de “recrutas” para o estudo. Teria sido mais difícil sem a vossa ajuda!

A todos os caminheiros que participaram no estudo, pela colaboração imediata que demonstraram desde o primeiro telefonema e pela forma empenhada e descontraída que encararam as recolhas de dados, facilitando imenso todo o processo e possibilitando a sua concretização. Muito obrigada!

Ao Sr. Carlos, pela exímia rampa construída com pouco tempo e com tão poucas dicas. Ótimo trabalho!

Aos meus amigos e colegas de trabalho que durante toda esta fase tiveram que aturar a Filipa em dias menos bons, e que nem assim deixaram de estar presentes. “Estais lá..!”

Aos meus sogros e cunhados, pela força que sempre me transmitiram. Obrigadíssimo.

Ao João, pelo apoio, dedicação e ajuda em todos os momentos, acreditando sempre que por vezes uma lágrima é sinal de felicidade, que por vezes o desânimo é sinal de coragem e querer seguir em frente, que por vezes a insegurança é sinal de ... apenas isso, insegurança. O meu GIGANTESCO obrigada por nunca me teres deixado chorar, desanimar ou sentir-me insegura ao ponto de desistir! “KeepItSimpleS...”

Ao meu irmão, pelo apoio, coragem e dedicação a que sempre me habituou. Estás sempre presente quando preciso e por isso o meu muito obrigada!

Aos meus pais, por terem sempre um sorriso e um abraço para me dar quando ainda nem eu me apercebi que preciso deles, por afastarem tudo o que possa ser um obstáculo no meu caminho, por mais uma vez serem simplesmente vocês. O meu mais caloroso obrigada e o meu maior reconhecimento.

À minha avó, por ser simplesmente ... a minha avó!

ÍNDICE GERAL

Resumo	iv
Abstract.....	vi
Agradecimentos	viii
Índice de Figuras.....	xii
Índice de Quadros	xiii
Índice de Tabelas	xiv
Índice de Apêndices.....	xvi
Lista de Abreviaturas	xviii
Capítulo I – Introdução	20
1- Enquadramento do Estudo	21
2- Objetivos do Estudo.....	22
3- Pertinência do Estudo	22
4- Estrutura do Trabalho	23
Capítulo II – Revisão da Literatura	25
1. Marcha Humana.....	26
1.1. Enquanto Medida Terapêutica	26
1.2. A Locomoção	27
1.3. Forças de Reação do Solo	27
1.4. Instrumentação para a Análise da Marcha	28
1.4.1. Cinemática	29
1.4.2. Cinética	31
1.4.3. Eletromiografia de Superfície	34
1.5. Ciclo da Marcha	37
1.6. Marcha em Patamar Vs. Marcha em Declive	40
1.7. Principais Lesões da Marcha em Declive	44
2. Marcha com Bastões	46

2.1. Caraterização.....	46
2.1.1. Caraterização Fisiológica.....	47
2.1.2. Caraterização Biomecânica.....	48
2.2. Enquanto Medida Terapêutica	52
Capítulo III – Metodologia e Resultados.....	55
1. Metodologia	56
1.1. Amostra.....	56
1.2. Setup.....	57
1.3. Instrumentos de Medida.....	58
1.3.1. Eletromiografia de Superfície	58
1.3.2. Cinética	58
1.3.3. Cinemática	59
1.3.4. Sincronização	59
1.4. Procedimentos	59
1.4.1. Procedimentos realizados para a recolha do sinal de EMG	61
1.4.2. Procedimentos realizados para a recolha cinética.....	62
1.4.3. Procedimentos realizados para a recolha cinemática	63
1.5. Processamento dos Dados	63
1.5.1. Processamento dos dados de EMG e cinética.....	63
1.5.2. Processamento dos dados da cinemática.....	64
1.6. Análise Estatística	65
1.7. Limitações ao Estudo	66
2. Apresentação e Análise dos Resultados.....	67
Capítulo IV – Discussão	82
Capítulo V – Conclusões	88
Capítulo VI - Referências Bibliográficas.....	91
Apêndices	96

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: INSTRUMENTAÇÃO PARA A ANÁLISE DA MARCHA – ADAPTADO DE (MEDVED, 2001).....	29
FIGURA 2: HELEN-HAYES MARKER SET - ADAPTADO DE (VAUGHAN, ET AL., 1992)	30
FIGURA 3: COMPONENTE VERTICAL DA FRS EM CORRIDA, MARCHA E EXERCÍCIO AERÓBIO DE STEP - ADAPTADO DE (KNUDSON, 2007)	32
FIGURA 4: COMPONENTE VERTICAL E ANTERO-POSTERIOR DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO EM PATAMAR E EM DESCIDA – ADAPTADO DE (KUSTER, ET AL., 1995).....	33
FIGURA 5: FASES DO CICLO DA MARCHA - ADAPTADO DE (VAUGHAN, ET AL., 1992)	38
FIGURA 6: COMPONENTE VERTICAL DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE OS DIFERENTES MOMENTOS DA FASE DE APOIO DO CICLO DA MARCHA - ADAPTADO DE (LER, 2009-2011).....	39
FIGURA 7: COMPONENTE ANTERO-POSTERIOR DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO DURANTE OS DIFERENTES MOMENTOS DA FASE DE APOIO DO CICLO DA MARCHA - ADAPTADO DE (LER, 2009-2011).....	39
FIGURA 8: PLANOS DO CORPO HUMANO – ADAPTADO DE (PROGRESSION7).....	40
FIGURA 9 (A, B): SETUP (A) E RAMPA CONSTRUÍDA COM PLATAFORMA DE FORÇAS EMBUTIDA (B).....	57
FIGURA 10: ESQUEMA DA RAMPA CONSTRUÍDA PARA O ESTUDO	58
FIGURA 11: RECOLHA DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS	60
FIGURA 12: APARELHAGEM PARA EMG.....	61
FIGURA 13: RECOLHA DE DADOS CINÉTICOS (REPETIÇÃO VÁLIDA).....	62
FIGURA 14: MARCADORES REFLETORES UTILIZADOS NA RECOLHA CINEMÁTICA.....	63
FIGURA 15: MÉDIA DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS (MÁXIMO PASSIVO, MÁXIMO ATIVO E MÁXIMO ANTERO-POSTERIOR) CONVERTIDAS EM UNIDADE DE PESO CORPORAL	71

ÍNDICE DE QUADROS

QUADRO 1: PROCEDIMENTOS PARA AUMENTAR A PRECISÃO NA COLOCAÇÃO DOS ELÉTRODOS E POSTERIOR RECOLHA DO CIVM.....	62
--	----

ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DAS VARIÁVEIS IDADE, PESO E ALTURA	56
TABELA 2: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DAS VARIÁVEIS TEMPO DE PRÁTICA E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA	57
TABELA 3: DIFERENÇAS NA AMPLITUDE DE FLEXÃO DO TORNOZELO DURANTE AS VÁRIAS FASES DA MARCHA SEM E COM BASTÕES.....	67
TABELA 4: DIFERENÇAS NA AMPLITUDE DE FLEXÃO DO JOELHO DURANTE AS VÁRIAS FASES DA MARCHA SEM E COM BASTÕES.....	68
TABELA 5: DIFERENÇAS NA AMPLITUDE DE FLEXÃO DA ANCA DURANTE AS VÁRIAS FASES DA MARCHA SEM E COM BASTÕES	69
TABELA 6: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CINÉTICAS DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES	70
TABELA 7: AMPLITUDE DOS VALORES OBTIDOS NOS MÁXIMOS MÉDIOS DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS (PESO CORPORAL).....	72
TABELA 8: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TRICÍPITE BRAQUIAL DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES (RMS)	72
TABELA 9: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS ERETORES DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES (RMS)	73
TABELA 10: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS GASTROCNÊMIO LATERAL E MEDIAL DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES (RMS)	74
TABELA 11: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES (RMS).....	75
TABELA 12: DIFERENÇAS ENTRE OS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TIBIAL ANTERIOR DURANTE A MARCHA SEM E COM BASTÕES (RMS).....	76
TABELA 13: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA, DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA FLEXÃO DO TORNOZELO, JOELHO E ANCA	77

TABELA 14: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NAS VARIÁVEIS CINÉTICAS	78
TABELA 15: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA ATIVAÇÃO DO TRICÍPITE BRAQUIAL.....	79
TABELA 16: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA ATIVAÇÃO DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO	80
TABELA 17: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA ATIVAÇÃO DO GASTROCNÊMIO LATERAL.....	80
TABELA 18: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA ATIVAÇÃO DO VASTO LATERAL	81
TABELA 19: CORRELAÇÕES EXISTENTES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NA ATIVAÇÃO DO TIBIAL ANTERIOR	81

ÍNDICE DE APÊNDICES

APÊNDICE 1: CONSENTIMENTO INFORMADO.....	97
APÊNDICE 2: INFORMAÇÕES AOS PARTICIPANTES ENVIADAS POR <i>EMAIL</i>	99
APÊNDICE 3: CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	101
APÊNDICE 4: TESTE DE NORMALIDADE DAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.....	102
APÊNDICE 5: TESTE DE NORMALIDADE DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS.....	103
APÊNDICE 6: TESTE DE NORMALIDADE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS	104
APÊNDICE 7: TESTE DE NORMALIDADE DAS VARIÁVEIS DEMOGRÁFICAS	105
APÊNDICE 8: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À FLEXÃO DO TORNOZELO.....	106
APÊNDICE 9: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À FLEXÃO DO JOELHO.....	107
APÊNDICE 10: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À FLEXÃO DO JOELHO	108
APÊNDICE 11: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À FLEXÃO DA ANCA.....	109
APÊNDICE 12: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À FLEXÃO DA ANCA	110
APÊNDICE 13: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ANÁLISE CINÉTICA	111
APÊNDICE 14: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES ÀS VARIÁVEIS CINÉTICAS.....	112
APÊNDICE 15: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TRICÍPITE BRAQUIAL (RMS)	113
APÊNDICE 16: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TRICÍPITE BRAQUIAL.....	114
APÊNDICE 17: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS ERETORES DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO (RMS).....	115
APÊNDICE 18: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DOS ERETORES DA ESPINHA DIREITO E ESQUERDO.....	116

APÊNDICE 19: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO GASTROCNÊMIO LATERAL E MEDIAL (RMS)..	118
APÊNDICE 20: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO GASTROCNÊMIO LATERAL E MEDIAL	119
APÊNDICE 21: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL (RMS).....	121
APÊNDICE 22: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO VASTO LATERAL	122
APÊNDICE 23: ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS PARES DE VARIÁVEIS CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TIBIAL ANTERIOR (RMS)	123
APÊNDICE 24: ORDENAÇÕES DO TESTE DE <i>WILCOXON</i> CORRESPONDENTES À ATIVAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO TIBIAL ANTERIOR.....	124
APÊNDICE 25: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA, DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS CORRESPONDENTES À FLEXÃO DO TORNOZELO, JOELHO E ANCA	125
APÊNDICE 26: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS CINÉTICAS	126
APÊNDICE 27:CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO TRICÍPITE BRAQUIAL	127
APÊNDICE 28: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA, DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO ERETOR DA ESPINHA DIREITO	128
APÊNDICE 29: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO GASTRONÊMIO LATERAL.....	129
APÊNDICE 30: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA, DIFERENÇA OBTIDA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO VASTO LATERAL	130
APÊNDICE 31: CORRELAÇÕES ENTRE AS VARIÁVEIS: TEMPO E FREQUÊNCIA DE PRÁTICA E DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS OBTIDAS NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS DO TIBIAL ANTERIOR	131

LISTA DE ABREVIATURAS

SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
FRS	Forças de Reação do Solo
N	Newton
m	Metro
mm	Milímetro
CoM	Centro de Massa
%	Porcentagem
F	Força
M	Massa
a	Aceleração
g	Força Gravitacional
W	Trabalho Mecânico
d	Deslocamento
s	Segundo
2D / 3D	Duas Dimensões / Três Dimensões
EMG	Eletromiografia
Hz	Hertz
±	Mais ou menos
OA	Osteoartrose
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica
fps	<i>Frames</i> por segundo
W	Watts
V	Volts
mV	Microvolts

CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
Mbps	Megabites por segundo
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
α	Alfa
n	Total da amostra
$\approx$	Aproximadamente igual
df	Graus de Liberdade
ms	milisegundo
°	graus de amplitude
RMS	Raíz Quadrada Média do Sinal (<i>Root Mean Square</i>)
EE Dto / EE Esq	Eretor da Espinha Direito / Eretor da Espinha Esquerdo
GL / GM	Gastrocnémio Lateral / Gastrocnémio Medial
BW	Peso Corporal (<i>Body Weight</i>)
$\neq$	Diferença

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1- Enquadramento do Estudo

Tem vindo a aumentar a evidência que suporta a relação direta entre a prática de atividade física e a ausência de doença, nomeadamente no que concerne à prática de “caminhadas” (ACSM's, 2009). No entanto, existem alguns fatores que podem pôr em causa essa relação direta tornando, por exemplo, uma marcha em declive, numa potencial origem de lesões músculo-esqueléticas (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Schwameder, et al., 1999).

A evidência na área mostra claramente, que a maior incidência de lesões durante a marcha ocorre efetivamente durante as descidas (Jensen, et al., 2011; Kuster, et al., 1995; McIntosh, et al., 2006; Oscar, et al., 2011; Schwameder, et al., 1999; Simpson, et al., 2011). Isto pode acontecer não só pela necessidade de desaceleração e pela instabilidade criada pelo declive, mas também, e sobretudo, pela sobrecarga articular a que são sujeitos os membros inferiores, analisada através de diferentes fatores, como sejam, as alterações nos padrões das forças de reação do solo, no momento angular máximo e na potência muscular máxima do joelho e da anca (Jensen, et al., 2011; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999).

Para minimizar estas alterações e assim, a sobrecarga articular subjacente, tem sido “vendida” a ideia de que devem ser utilizados bastões de caminhada. Todavia, estas ideias não têm sido devidamente apoiadas na evidência científica, sendo uma área ainda com poucos estudos efetuados, e os estudos disponíveis, têm algumas contradições (Hansen, L., et al., 2008; Simic, et al., 2010).

Gradualmente, e apesar da pouca evidência existente, a utilização de bastões de caminhada começa a ser vista como uma nova forma de recuperação, reabilitação e melhoria da função/participação dos utilizadores, com o objetivo de alcançar vantagens biomecânicas e fisiológicas (Breyer, et al., 2010; Figard-Fabre, et al., 2010; Fritz, B., et al., 2011; Hartvigsen, et al., 2010; Kukkonen-Harjula, et al., 2007; Mannerkorpi, et al., 2010; Morso, et al., 2006; Oakley, et al., 2008; Sprod, et al., 2005; Wendlova, 2008).

Até à data, as metodologias utilizadas pelos estudos efetuados com o propósito de analisar as alterações biomecânicas da marcha, têm-se baseado na análise cinemática (pelo estudo dos movimentos que ocorrem no plano sagital), na análise de forças através da utilização de plataforma de forças e na análise de atividade muscular com recurso à eletromiografia. Contudo, a grande maioria dos estudos efetuados centra-se na marcha em patamar (Fregly, et al., 2009; Hansen, L., et al., 2008; Jensen, et al., 2011; Willson,

et al., 2001), sendo poucos os que analisam a marcha numa descida (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Kuster, et al., 1995; Kuster, et al., 1994; Perrey & Fabre, 2008; Schwameder, et al., 1999).

Foi face à mais recente evidência e à lacuna de estudos que mostrem, com clareza, quais as implicações da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida, que se enveredou pela presente investigação, de forma a levantar questões acerca deste tema. A possibilidade de conhecer a utilidade dos simples bastões de caminhada, e perceber se estes poderão fazer parte de um dos instrumentos de trabalho do fisioterapeuta, foi um importante estímulo para a realização deste estudo.

2- Objetivos do Estudo

O presente estudo tem como principal objetivo analisar o comportamento motor de sujeitos do sexo masculino com experiência na utilização de bastões de caminhada relativamente a aspetos cinemáticos, cinéticos e de atividade mioelétrica desenvolvidos durante a marcha em declive com e sem bastões, e desta forma poder perceber se existem benefícios na utilização deste auxiliar e identificá-los.

São objetivos específicos deste estudo:

- comparar as alterações das amplitudes articulares do tronco, da anca, do joelho e do tornozelo durante a marcha em descida com e sem bastões de caminhada;
- comparar as alterações da ativação muscular do quadricípite (vasto lateral), do gastrocnémio, do tibial anterior, do eretor da espinha (direito e esquerdo) e do tricípite braquial durante a marcha em descida com e sem bastões de caminhada;
- comparar as alterações na magnitude e no comportamento das forças de reação do solo durante a marcha em descida com e sem bastões de caminhada.

3- Pertinência do Estudo

Uma vez que o nosso meio ambiente não é de todo plano, a marcha em declive tornou-se essencial para o Ser Humano. A compreensão dos requisitos biomecânicos deste tipo de marcha é, de facto, muito importante para todo e qualquer profissional de saúde, nomeadamente para o fisioterapeuta, para que a prescrição desta atividade física se possa fundamentar na evidência existente.

Tendo em conta o crescente número de praticantes de caminhadas, parece pertinente perceber se, indivíduos que pratiquem este tipo de atividade física com alguma regularidade, ou que até sejam aconselhados a praticá-la, possam vir a beneficiar da utilização de bastões de caminhada para reduzir os riscos de lesão por sobrecarga articular. O resultado desta análise poderá também permitir perceber se a utilização de bastões durante a marcha em declive por indivíduos que possuam algum tipo de lesão ao nível articular e/ou que estejam numa fase de tratamento fisioterapêutico (por exemplo, pós-operatório de LCA), possam ser benéficos na medida em que se verifiquem alterações cinemáticas, cinéticas ou de atividade mioelétrica positivas.

4- Estrutura do Trabalho

O presente estudo apresenta-se organizado em seis Capítulos: I – Introdução, II – Revisão da Literatura, III – Metodologia e Resultados, IV – Discussão, V – Conclusões e VI – Referências Bibliográficas.

No Capítulo I é feito o enquadramento do tema, são definidos os objetivos do estudo e clarificada a sua pertinência.

No Capítulo II resumem-se os aspetos já estudados acerca do tema em apreço, tentando-se reunir um conjunto de informações que serviram de base ao estudo propriamente dito. Na 1ª parte do capítulo são fornecidas informações acerca da marcha humana e da instrumentação utilizada para a sua análise, é feita uma comparação entre a marcha em patamar e a marcha em descida abordado também as principais lesões durante a marcha em declive. Na 2ª parte do referido capítulo é descrita e caracterizada a marcha com bastões.

O Capítulo III apresenta a amostra em estudo e o *setup* utilizado, assim como a instrumentação e os procedimentos usados. São descritos os métodos de processamento de dados e são apresentados e analisados os resultados obtidos.

No Capítulo IV discutem-se os resultados obtidos no estudo em causa, tendo em conta os objetivos previamente definidos e no Capítulo V são resumidos os resultados obtidos tendo em conta algum detalhe surgido aquando da discussão dos mesmos.

No Capítulo VI são apresentadas as referências bibliográficas pesquisadas para a realização do presente estudo.

CAPÍTULO II – REVISÃO DA LITERATURA

1. Marcha Humana

1.1. Enquanto Medida Terapêutica

A atividade física refere-se a todo o movimento do corpo humano que resulta das ações musculares do sistema músculo-esquelético, resultando num aumento do gasto energético (Health, 2010). A prática de atividade física é vista como uma das medidas com um maior impacto na saúde da população em geral. Se as recomendações da prática de atividade física regular fossem seguidas, a saúde da população geral melhorava consideravelmente e os gastos com a saúde diminuía drasticamente (ACSM's, 2009; Health, 2010). Estão muito bem documentados os efeitos preventivos e curativos da prática regular de atividade física, não só em indivíduos saudáveis, mas também em diferentes situações patológicas, nomeadamente, diabetes, doença cardiovascular, cancro da mama, Parkinson, esclerose múltipla, dor crónica lombar, DPOC, osteoporose, OA do joelho e anca, entre outras (ACSM's, 2009; Birmingham, et al., 2007; Breyer, et al., 2010; Dettmers, et al., 2009; Figard-Fabre, et al., 2010; Fritz, B., et al., 2011; Fritz, T., et al., 2011; Hartvigsen, et al., 2010; Health, 2010; Oakley, et al., 2008; Sprod, et al., 2005; Wendlova, 2008).

Os benefícios de uma prática regular de atividade física são já conhecidos, no entanto, a interligação da prática de atividade física com melhorias em saúde é um caminho que tem vindo a ser desbravado ao longo do tempo. Caminhadas regulares têm sido sugeridas como uma prática de exercício físico ao alcance de todos (Church, et al., 2002; Hansen, L., et al., 2008; Schiffer, et al., 2006; Schiffer, et al., 2011). As caminhadas são tipicamente caracterizadas como uma forma de atividade física, longa e contínua de baixa intensidade, através da qual se conseguem efeitos muito positivos ao nível cardiovascular e cardiopulmonar, assim como ao nível do sistema músculo-esquelético (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Pons-Villanueva, et al., 2010; Schwameder, et al., 1999).

Uma vantagem da atividade física como forma de tratamento, comparativamente às terapêuticas medicamentosas, é que a atividade física faz com que os indivíduos se sintam fisicamente envolvidos no seu próprio tratamento, tornando-os responsáveis pela sua saúde (Health, 2010).

Segundo o *Swedish National Institute of Public Health* e o *American College of Sports Medicine*, as atividades aeróbias, como é o caso das caminhadas rápidas, devem

ser praticadas 3 a 5 dias por semana durante 20 a 60 minutos (ACSM's, 2009; Health, 2010).

1.2. A Locomoção

A locomoção humana pode ser definida como, a ação em que todo o corpo se movimenta nos diferentes meios (Medved, 2001). A locomoção é conseguida pela coordenação dos diferentes segmentos corporais que, tiram vantagem dum conjunto de forças internas e externas (Medved, 2001). A programação locomotora ocorre nos centros supraespinhais e envolve a conversão de uma “ideia”, num padrão de atividade muscular necessário para a marcha. A resposta neural, que resulta desta programação, pode ser percebida como sendo um comando central que é transmitido ao tronco cerebral e à espinhal medula. Por sua vez, a execução desse comando depende de duas componentes: a ativação dos centros nervosos, que subsequentemente estabelecem a sequência de ativação muscular, e o *feedback* sensorial dos músculos, das articulações e dos recetores necessários ao movimento, havendo assim, uma interação entre três sistemas, o sistema nervoso central (SNC), o sistema nervoso periférico (SNP) e o sistema músculo-esquelético (Vaughan, et al., 1992).

De uma forma muito simplista, pode dizer-se que na marcha humana há uma relação causa efeito, em que um impulso nervoso no SNC termina com a geração de Forças de Reação do Solo (FRS) (Vaughan, et al., 1992). Ou seja, após ocorrer a ativação muscular, os músculos desenvolvem tensão que, por sua vez, gera forças e momentos de força nas articulações. São estas forças e momentos de força que levam a que o sistema esquelético se mova, transmitindo força ao exterior (Vaughan, et al., 1992).

1.3. Forças de Reação do Solo

A força muscular é o principal “motor” e o principal “travão” interno do movimento humano (Knudson, 2007). Enquanto a força gravitacional e outras forças externas podem ser utilizadas para auxiliar o movimento, são os momentos de força gerados nos músculos esqueléticos que, coordenados com os momentos de força externos, levam ao movimento humano. É esta ativação neuromuscular que contribui para o movimento ou estabilização do sistema músculo-esquelético (Knudson, 2007).

Ao gerar movimento o sistema músculo-esquelético transmite e recebe forças para e do exterior. As Forças de Reação do Solo, são explicadas pela terceira Lei de Newton para o movimento, que especifica que para cada ação há uma reação igual e oposta, ou seja, para cada força exercida, há sempre uma força contrária e de igual intensidade. É o que acontece, por exemplo, na marcha em patamar (Figura 6 e Figura 7); na fase de propulsão é realizada uma força no solo para baixo e para trás, o que gera uma FRS que impulsiona o corpo para cima e para a frente (Knudson, 2007).

A Força resulta do produto da massa e da aceleração ($F=m*a$). O somatório das Forças de Reação do Solo durante a marcha, será igual à força entre o pé e o solo, força essa necessária para suportar o peso corporal (força gravitacional) e para acelerar todo o centro de massa do sujeito (força de inércia), podendo ser expressa por: $FRS=m(g+a)$, em que m é a massa do sujeito, g a força gravitacional e a a aceleração do centro de massa do sujeito (CoM)¹ (De Witt, et al., 2008).

1.4. Instrumentação para a Análise da Marcha

Um sistema de análise da marcha deve obedecer a um conjunto de requisitos básicos, nomeadamente ser não-invasivo, diminuindo a interferência na performance do movimento; ser válido, ou seja a instrumentação utilizada deverá medir exatamente o que se pretende; ser fiável, para que os dados recolhidos sejam precisos; poder ser reproduzido, para que cada sessão de análise possa ser realizada as vezes que forem necessárias sem interferir com os resultados obtidos; ter a possibilidade de controlar eficazmente os procedimentos em tempo real; não ser muito dispendioso (Medved, 2001).

As metodologias utilizadas por diferentes estudos efetuados com o propósito de analisar alterações biomecânicas da marcha, têm-se baseado na utilização de análise cinemática, plataforma de forças e recurso à análise de EMG de superfície (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Foissac, et al., 2008; Fregly, et al., 2009; Hansen, L., et al., 2008; Knight & Caldwell, 2000; Kuster, et al., 1995; Kuster, et al., 1994; McIntosh, et al., 2006; Perrey & Fabre, 2008; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001). Como se ilustra na Figura 1, quando se pretende analisar a marcha humana, podem ser utilizados esses três subconjuntos de variáveis físicas: dados cinemáticos (que descrevem a “geometria” do movimento), dados cinéticos (forças e momentos de força

¹ O ponto que representa a distribuição da massa total de um corpo (Knudson, 2007).

que são exercidos quando o corpo e o meio exterior interagem) e dados mioelétricos (associados com a atividade dos músculos). O conjunto desta informação proporciona uma imagem abrangente do fenómeno que é a marcha humana (Hausdorff & Alexander, 2005; Medved, 2001).

Mas para poderem ser utilizados diferentes instrumentos para a análise da marcha, estes têm que estar, necessariamente, sincronizados entre eles, ou seja, tem que haver pelo menos um momento em que todos captem um sinal ao mesmo tempo, diminuindo o erro por possíveis atrasos de ativação dos diferentes sistemas. É assim criada uma “janela temporal” para a análise dos dados, permitindo associar os dados recolhidos por cada sistema a determinado momento e/ou movimento executado. Esse sinal captado pode ser eletromecânico, visual entre outros (Correia & Mil-Homens, 2004; Hausdorff & Alexander, 2005).

Utilizando a segunda Lei de Newton (Lei da Aceleração: $F=m*a$) podemos verificar como as forças que originam o movimento (cinética) estão diretamente relacionadas com o próprio movimento (cinemática) (Knudson, 2007; Medved, 2001).

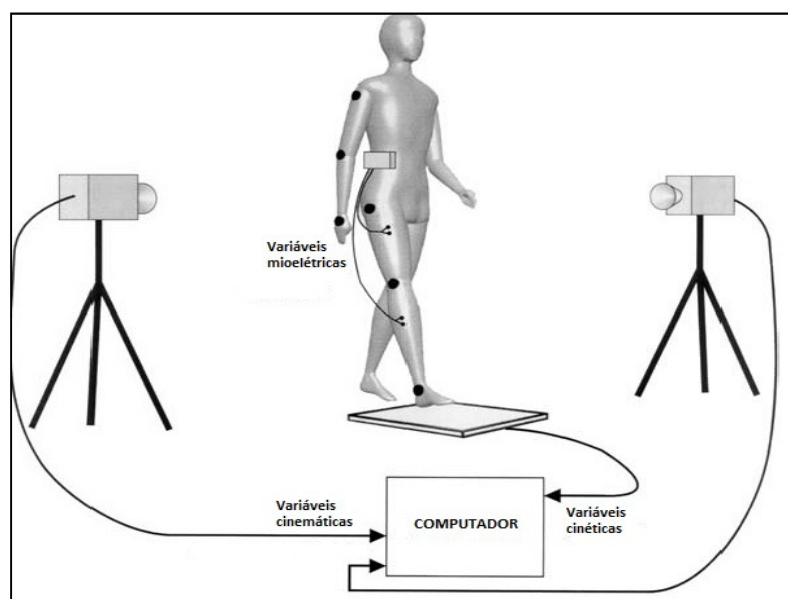


Figura 1: Instrumentação para a análise da marcha – adaptado de (Medved, 2001)

1.4.1. Cinemática

A Cinemática é o ramo da mecânica responsável pela descrição do movimento. As análises cinemáticas incluem dados da cinemática linear, sejam eles posições, velocidades e acelerações dos segmentos corporais, e da cinemática angular, como é o

caso dos ângulos, das velocidades angulares e das acelerações angulares entre esses segmentos (Hausdorff & Alexander, 2005; Medved, 2001).

Quando se realizam análises cinemáticas, uma das estratégias utilizadas são marcadores esféricos refletivos fixos na pele dos sujeitos, conseguindo-se assim prever a posição de pontos internos, como por exemplo os centros articulares. É importante que os marcadores sejam esféricos, para que todos os seus pontos estejam equidistantes do seu centro, não induzindo em erro aquando da análise dos dados, e refletivos para poderem ser iluminados por uma luz externa e serem facilmente visualizados e digitalizados através de um *software* adequado para tal (Knudson, 2007; Medved, 2001; Vaughan, et al., 1992). A questão que se coloca é, onde devem ser colocados esses marcadores. O ideal é ter um número reduzido de marcadores, aplicados estrategicamente em diferentes referências anatómicas, permitindo uma captura correta dos dados que se pretendem analisar (Knudson, 2007; Medved, 2001; Vaughan, et al., 1992). Existem protocolos de colocação de marcadores, mas o mais referenciado na literatura é o protocolo criado em 1990 no Hospital *Helen-Hayes*, em Nova-Iorque, tendo ficado conhecido por *Helen-Hayes marker set* (Figura 2) (Vaughan, et al., 1992).

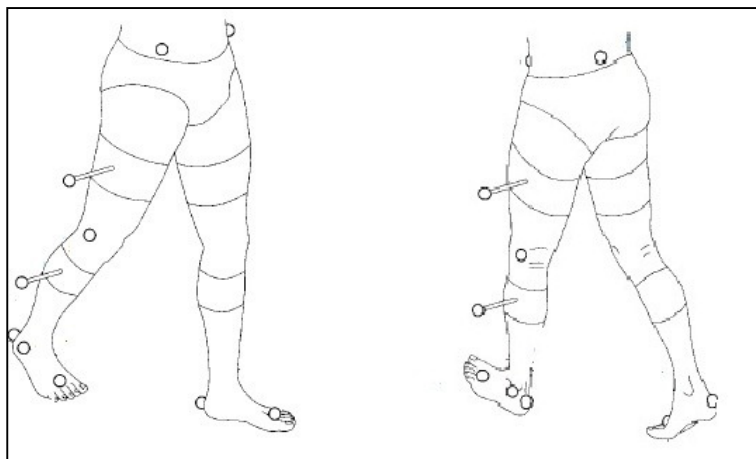


Figura 2: Helen-Hayes marker set - adaptado de (Vaughan, et al., 1992)

As câmaras de filmar utilizadas deverão estar posicionadas perpendicularmente aos planos que se pretendem analisar, dependendo estes dos movimentos que se querem controlar, têm que estar sincronizadas entre elas e devem ser utilizados objetos/marcadores de calibração do espaço (colocação de objetos com medidas conhecidas e inalteráveis em locais estratégicos e captáveis pelas câmaras, calibrando assim o espaço em todos os eixos, criando uma escala real), que apesar de ser uma

estratégia simples, não deixa de ser uma estratégia precisa e eficaz aquando da análise do vídeo capturado (Hausdorff & Alexander, 2005; Medved, 2001).

A maioria dos estudos que pretendem realizar análises da marcha humana, utilizam, dados cinemáticos, através da cinematografia, sendo a sua maioria captado no plano sagital através de câmaras de alta velocidade, criando modelos 3D, o que por sua vez facilita a análise e a deteção de determinados pormenores que poderiam passar despercebidos (Birmingham, et al., 2007; Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Donelan, et al., 2002; Foissac, et al., 2008; Franz, et al., 2012; Fregly, et al., 2009; Hansen, E. A. & Smith, 2009; Hansen, L., et al., 2008; Jensen, et al., 2011; Knight & Caldwell, 2000; Kuster, et al., 1995; Kuster, et al., 1994; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999; Simic, et al., 2010; Singh & Koh, 2009; Wall-Scheffler, et al., 2010; Willson, et al., 2001).

Em termos práticos, a cinemática permite caraterizar a marcha relativamente às variáveis anteriormente referidas. Por exemplo, ao realizar uma análise cinemática da marcha em patamar, pode observar-se que o aumento da velocidade da marcha leva ao aumento do comprimento da passada, ao aumento da cadência, a alterações da relação entre os tempos de duração das fases de apoio e de oscilação, assim como ao aumento da amplitude de flexão do joelho (Schwameder, et al., 2005). O estudo realizado por Kuster, et al. (1995) utiliza, entre outras, a análise cinemática para comparar diferenças entre a marcha em patamar e a marcha numa descida com 19% de inclinação. Essa análise permitiu-lhe chegar à conclusão de que durante a descida ocorrem um conjunto de alterações nas posições articulares, de forma a compensar o desnível existente.

1.4.2. Cinética

Por sua vez, as análises cinéticas ou seja, as análises das causas do movimento, abarcam as forças e os momentos de força que são desenvolvidos durante esse mesmo movimento, tanto entre o corpo e o meio ambiente, como entre estruturas internas (Knudson, 2007; Medved, 2001).

As FRS têm sido essenciais na compreensão da biomecânica da marcha em patamar desde há 70 anos. Hoje em dia, as FRS são utilizadas para quantificar impactos, compreender as forças de propulsão e de travagem, calcular as flutuações do trabalho mecânico, entre outros (Gottschall & Kram, 2005).

As plataformas de força são plataformas rígidas que medem as forças e momentos de força nas três dimensões ortogonais aquando do contacto com a superfície da plataforma (antero-posterior, medio-lateral e vertical), permitindo quantificar as FRS manifestadas em várias atividades. Aquando de uma análise cinética, a plataforma de forças deve estar muito bem fixa ao solo ou à estrutura onde está apoiada, uma vez que se isso não acontecer, podem ser captados falsos sinais pela oscilação e/ou vibração da mesma e do próprio solo (Hausdorff & Alexander, 2005; Knudson, 2007; Medved, 2001).

Como é observável na Figura 3, para além do padrão das FRS e da sua magnitude, pode ainda ser considerada a área abaixo de cada gráfico que diz respeito ao Impulso Vertical, ou seja, à ação de uma força que atua durante um determinado intervalo de tempo, sendo calculado como o produto entre a força e o intervalo de tempo, em que a unidade de medida é newton vezes segundo ($J_v = F \cdot \Delta t$, N.s) (Knudson, 2007; Medved, 2001).

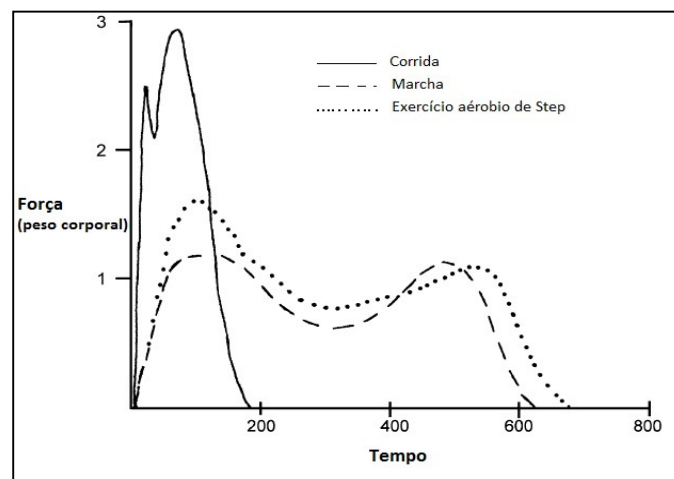


Figura 3: Componente vertical da FRS em corrida, marcha e exercício aeróbio de step - adaptado de (Knudson, 2007)

De acordo com o que se ilustra na Figura 4 relativamente às curvas resultantes da componente vertical, o primeiro pico observado em cada uma delas é designado por Pico de Impacto ou Máximo Passivo (fase passiva) e o segundo por Pico Ativo ou Máximo Ativo (fase ativa), correspondendo respetivamente ao primeiro contato com a plataforma e à propulsão exercida no final do contato (Gottschall & Kram, 2005; Knudson, 2007; Medved, 2001; Ounpuu, 1994). Por sua vez, a componente antero-posterior, ou horizontal, é caracterizada por uma fase negativa e uma fase positiva,

dizendo respeito à fase de travagem (ou desaceleração) e de propulsão, respetivamente (Kuster, et al., 1995).

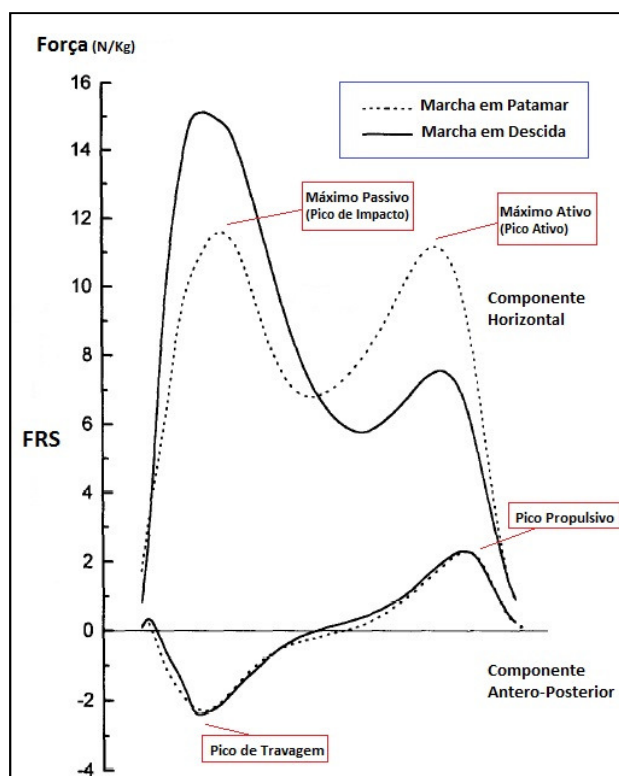


Figura 4: Componente Vertical e Antero-Posterior das Forças de Reação do Solo em Patamar e em Descida – adaptado de (Kuster, et al., 1995)

Cada movimento apresenta uma curva de forças típica, como pode ser observado na Figura 3 e Figura 4. Se tomarmos como exemplo a Figura 4, a curva da marcha em patamar apresenta dois picos aproximadamente da mesma intensidade; por sua vez, a curva da marcha em descida irá apresentar picos de diferentes tamanhos, apresentando uma maior fase passiva, ou seja, um maior momento de impacto, e uma menor fase ativa no que diz respeito à componente vertical (Knight & Caldwell, 2000; Kuster, et al., 1995; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999).

A maioria dos estudos que utiliza, como um dos tipos de instrumentação, as plataformas de força, pretende analisar, por exemplo, quais os efeitos da marcha ou de qualquer tipo de alteração que ocorra ao padrão normal da marcha, ao nível articular. Ou seja, os dados cinéticos são depois utilizados para analisar a intensidade, o tipo e a direção das forças a que as articulações e as estruturas adjacentes estão sujeitas durante determinado movimento (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; De Witt, et al., 2008; Donelan, et al., 2002; Fournet, et al., 2008; Franz, et al., 2012; Fregly, et al., 2009;

Gottschall & Kram, 2005; Hansen, L., et al., 2008; Jensen, et al., 2011; Koizumi, et al., 2008; Kuster, et al., 1995; Kuster, et al., 1994; McIntosh, et al., 2006; Oakley, et al., 2008; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001).

Em termos práticos, as análises cinéticas através de plataformas de força permitem, por exemplo, verificar as diferenças das FRS entre a marcha em patamar e a marcha em declive. Com uma inclinação de 19% o padrão das FRS verticais é semelhante na marcha sem e com inclinação. Contudo, durante a descida, o pico de impacto da FRS vertical foi cerca de 30% superior ao pico de impacto durante marcha em patamar. Por sua vez, o padrão das FRS antero-posteriores ao nível do joelho, mostrou ser predominantemente de cisalhamento anterior durante a descida e com picos de travagem duas vezes superiores aos observados durante a marcha em patamar (Kuster, et al., 1994).

1.4.3. Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia é a deteção, amplificação e registo das alterações da atividade bioelétrica dos músculos (Medved, 2001).

A EMG de superfície através da colocação de eléctrodos sobre a pele, permite o registo da atividade elétrica das fibras musculares ativas, uma vez que, os potenciais que ocorrem no sarcolema das fibras ativas são conduzidos pelos tecidos e fluidos envolventes até à superfície da pele (Correia & Mil-Homens, 2004; Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004).

Um dos grandes obstáculos que o uso de EMG acarreta é a grande variabilidade que o sinal apresenta, quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de diferentes indivíduos, uma vez que, o valor absoluto da intensidade do sinal de EMG (expresso em mV) é influenciado por diversos fatores, de que é exemplo a impedância da pele (Correia & Mil-Homens, 2004; Medved, 2001).

Uma das formas de minimizar o efeito da variabilidade é através da normalização em amplitude das curvas EMG. Essa normalização consiste em registar a atividade mioelétrica num movimento de referência considerado como o valor máximo (100%) para o músculo em análise. Este procedimento permite transformar os valores absolutos de amplitude das diferentes curvas de EMG em valores relativos, possibilitando a comparação dos valores obtidos em diferentes momentos e condições. Existem distintas formas de determinar o valor referência de 100%, devendo ser escolhido aquele que

melhor se adequa aos objetivos da recolha (Correia & Mil-Homens, 2004; Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004). Porém, a técnica mais utilizada em análises cinesiológicas é através da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos diferentes grupos musculares que se pretendem analisar (Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004). Antes da recolha dos dados propriamente ditos, o sujeito deve ser instruído a realizar algumas CIVM das quais são recolhidos os valores de ativação elétrica voluntária máxima (Correia & Mil-Homens, 2004; Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004).

O sinal de EMG pode sofrer um conjunto de interferências que por si só, podem ser recolhidas e amplificadas em conjunto com o sinal mioelétrico, sendo muito importante a sua deteção e eliminação. Essas interferências podem ser devidas a artefactos mecânicos (por exemplo, movimento dos elétrodos e dos cabos de ligação), a fatores elétricos (conhecidos por sinusóides de 50 ciclos, que não são mais do que ruído proveniente de, por exemplo, aparelhos elétricos vizinhos), ruídos cardíacos (quando os elétrodos são colocados em músculos muito próximos do coração) e fenómenos de “*crosstalk*” (recolha de sinais de outros músculos que não o que se pretende estudar) (Correia & Mil-Homens, 2004; De Luca, 1997). A utilização de um amplificador adequado leva a uma mais fácil deteção e eliminação de possíveis ruídos, no entanto, para tentar minimizar todas essas interferências, deve ser tido em conta um conjunto de procedimentos relacionados com a colocação dos elétrodos. Atualmente defende-se que a distância entre os mesmos deve ser de 10mm, uma vez que assim se recolhe o sinal de uma porção significativa do músculo, restringindo os sinais não pretendidos para valores suficientemente baixos (De Luca, 2002). A preparação da pele também é muito importante e deve obedecer a um conjunto de passos (depilação, remoção das células mortas (utilizando por exemplo fita adesiva), limpeza com álcool e colocação dos elétrodos e recolha nunca antes de 5 minutos após a limpeza), uma vez que só assim se consegue minimizar a influência da resistência da pele (Correia & Mil-Homens, 2004; De Luca, 2002; Merletti & Parker, 2004). O ponto de colocação dos elétrodos assim como a orientação dos mesmos, são fatores essenciais para uma recolha de EMG com o mínimo de ruído. Assim, os elétrodos devem ser colocados de forma padronizada o mais perto possível do meio do ventre muscular, orientados de forma longitudinal às fibras do músculo (Correia & Mil-Homens, 2004; De Luca, 1997; Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004).

Apesar da grande utilidade que a EMG pode trazer a uma análise de movimento, a presença de cabos de ligação pode ser extremamente limitativo e influenciador da performance de um indivíduo, podendo levar a falsos resultados. A utilização de um sistema telemétrico de EMG vem minimizar estas limitações com a abolição de grande parte dos cabos, sendo o sistema mais utilizado nas análises do movimento humano pela sua total portabilidade (Medved, 2001).

A utilização de EMG implica a aplicação de um outro tipo de instrumentação sincronizada para se poder criar uma “janela temporal” dos dados recolhidos. Só assim se consegue que a leitura da atividade mioelétrica possa providenciar informação acerca da coordenação muscular, da velocidade de ativação muscular, da fadiga muscular, entre outro tipo de informação (Correia & Mil-Homens, 2004; Medved, 2001; Merletti & Parker, 2004). Assim sendo, muitos dos estudos que efetuam a análise da marcha, a EMG é frequentemente utilizada em conjunto com dados cinemáticos e/ou cinéticos. Esta utilização sincronizada de diferentes tipos de instrumentação pode apresentar diferentes objetivos. Entre os quais, podemos salientar a verificação do padrão de ativação de determinados grupos musculares durante a marcha típica e quando ocorrem determinadas alterações no padrão de marcha, a comparação da ativação muscular entre diferentes tipos de marcha e o seu significado das alterações verificadas (Foissac, et al., 2008; Knight & Caldwell, 2000; Koizumi, et al., 2008; Kuster, et al., 1994; McIntosh, et al., 2006; Schiffer, et al., 2011; Schwameder, et al., 1999; Simpson, et al., 2011; Wall-Scheffler, et al., 2010).

Em termos funcionais, os dados eletromiográficos podem, ser estudados em percentagem do ciclo da marcha (estrutura temporal), permitindo verificar em que fase do ciclo o músculo em questão é mais ativado ou não (Knight & Caldwell, 2000). Dessa forma, utilizando as conclusões a que chegaram Knight & Caldwell (2000), que tinham como objetivo comparar a marcha em subida com e sem bastões de caminhada utilizando uma carga externa, podemos ter o seguinte exemplo: o reto femural e o vasto lateral são ativados nos primeiros 25% do ciclo da marcha (correspondendo ao início da fase de apoio), enquanto o bicípito femural é preferencialmente ativado nos primeiros 25% e perto dos 100% do ciclo da marcha (que diz respeito ao momento antes do novo contato ao solo); por sua vez, o solear é mais ativado ao longo da fase de apoio (primeiros 50% do ciclo) enquanto o gastrocnémio apresenta uma maior ativação no apoio final (nos 50% do ciclo da marcha); os eretores da espinha (esquerdo e direito)

são ativados antes e depois do contato ao solo ($\pm 10\%$ e $\pm 100\%$ do ciclo da marcha) e perto do apoio final (cerca dos 50% do ciclo da marcha) (Knight & Caldwell, 2000).

Através da análise de EMG é também possível tentar verificar as diferenças no padrão de ativação muscular entre a marcha em patamar e em declive. Segundo Kuster, et al. (1994), durante a marcha em patamar o gastrocnêmio apresenta a sua maior ativação durante a fase propulsiva enquanto que na descida, este músculo é mais ativado no primeiro contato com o solo. Por sua vez, o quadricípite apresenta o seu máximo de ativação durante a primeira metade da fase de apoio em ambas as situações.

1.5. *Ciclo da Marcha*

Na marcha, existem dois requisitos fundamentais: o movimento periódico de cada pé de uma posição de suporte para a seguinte e FRS suficientes, aplicadas através dos pés, para suportar o corpo. Estes dois requisitos são fundamentais para que a marcha aconteça, sendo este movimento periódico a essência da marcha humana (Vaughan, et al., 1992).

A marcha implica pois, um padrão cíclico de movimento que é repetido várias vezes, passo após passo. Contudo, a descrição e análise da marcha é normalmente efetuada durante um único ciclo, partindo do pressuposto que os seguintes repetirão o padrão (caso não haja patologia associada) (Vaughan, et al., 1992). O ciclo da marcha inicia-se quando um pé toca o chão e termina momentos antes do mesmo pé tocar novamente o chão. Divide-se em duas fases principais, uma fase de apoio, em que o membro considerado está em contacto com o solo, e uma fase de oscilação, em que o membro considerado já não se encontra em contacto com o solo., Estas duas fases subdividem-se consoante a posição do membro considerado, como se ilustra na Figura 5 (Hamill & Knutzen, 2009; Hausdorff & Alexander, 2005; Vaughan, et al., 1992).

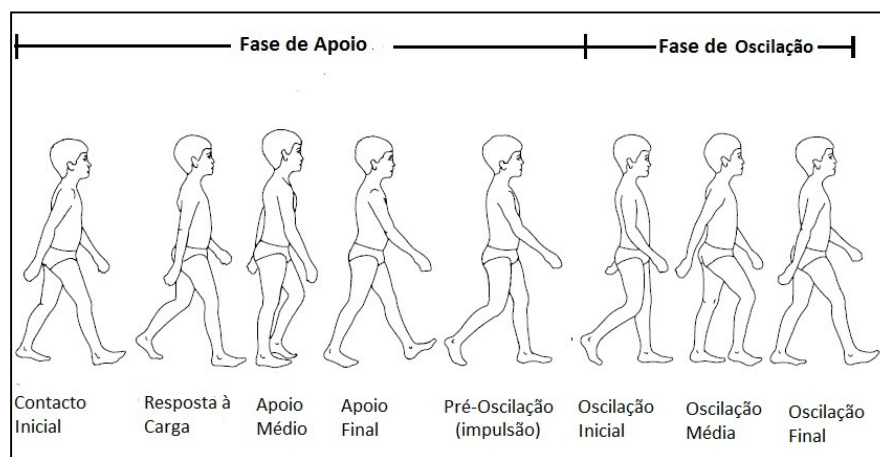


Figura 5: Fases do Ciclo da Marcha - adaptado de (Vaughan, et al., 1992)

Podemos caraterizar os diferentes momentos da Fase de Apoio em várias fases (Figura 5, Figura 6 e Figura 7): Contacto Inicial, momento em que o calcanhar, do membro considerado, toca o solo, iniciando-se o atingir do pico de impacto da componente vertical das FRS, assim como do pico de travagem da componente antero-posterior; Resposta à Carga, momento em que todo o pé contacta o solo, abrangendo o curto período em que existe suporte duplo pelos membros inferiores, terminando quando o pé contralateral se eleva e o membro considerado suporta todo o peso do corpo ou seja fica em apoio unipodal. Nesta fase o pico de impacto é atingido e inicia-se uma fase de “amortecimento” do movimento vertical do corpo pela ação da articulação do joelho, fazendo com que também seja atingido o pico de travagem; O Apoio Médio, corresponde à primeira metade do apoio unipodal, e equivale ao momento em que é atingido o mínimo da componente vertical das FRS e ao início da fase propulsiva da componente antero-posterior; Apoio Final, momento em que o calcanhar do pé considerado se eleva, transferindo o peso para o ante-pé, iniciando assim a fase ativa da componente vertical e o atingir do pico propulsivo da componente antero-posterior; Pré-oscilação, coincide com o momento em que o pé contralateral contacta com o solo, voltando a haver um curto período de suporte duplo, terminando com a elevação do mesmo, o que leva à diminuição das componentes vertical e antero-posterior até atingirem o “zero” (ausência de contato) (Hamill & Knutzen, 2009; Hausdorff & Alexander, 2005; Medved, 2001; Vaughan, et al., 1992).

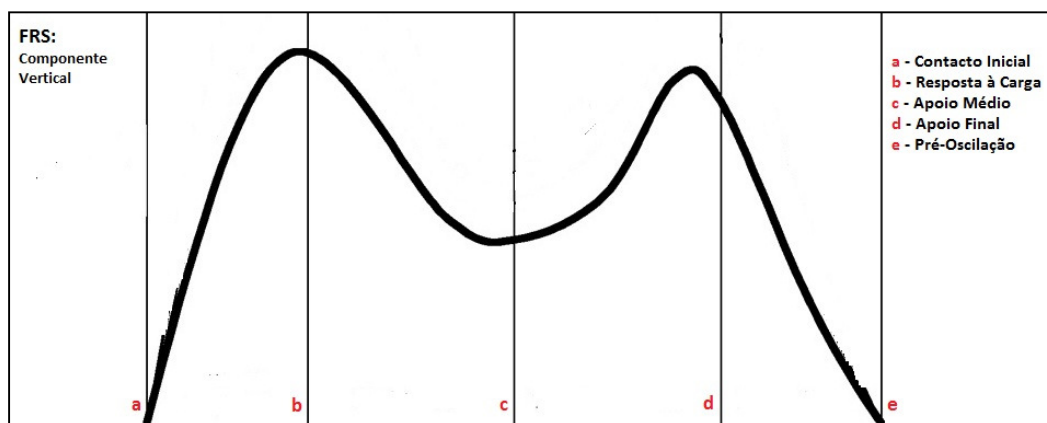


Figura 6: Componente Vertical das Forças de Reação do Solo durante os diferentes momentos da fase de apoio do ciclo da marcha - adaptado de (LER, 2009-2011)

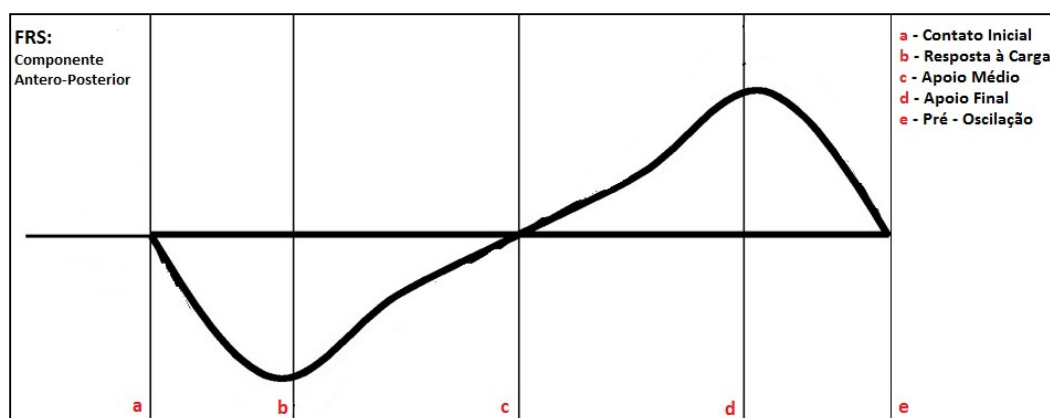


Figura 7: Componente Antero-Posterior das Forças de Reação do Solo durante os diferentes momentos da fase de apoio do ciclo da marcha - adaptado de (LER, 2009-2011)

Por sua vez, na Fase de oscilação, pode ser observada a Oscilação Inicial, momento em que o pé considerado se eleva do solo, terminando quando o pé contralateral se encontra no final da fase de apoio médio, a Oscilação Média período em que o pé considerado avança até se encontrar numa posição anterior ao membro contralateral, e a perna correspondente estiver numa posição vertical e a Oscilação Final que é a continuação do deslocamento anterior do membro considerado, terminando momentos antes de o pé contactar o solo. Este momento corresponde ao início de um novo ciclo da marcha (Hamill & Knutzen, 2009; Hausdorff & Alexander, 2005; Vaughan, et al., 1992).

A uma velocidade média, a fase de apoio representa cerca de 60% do ciclo da marcha, enquanto a fase de Oscilação representa aproximadamente 40% (Hausdorff & Alexander, 2005; Ounpuu, 1994; Vaughan, et al., 1992).

Durante um ciclo da marcha, a maior parte do movimento ocorre no plano sagital (Figura 8) no entanto, possíveis alterações que ocorram nos outros planos, podem ser essenciais para o despiste e/ou diagnóstico de certas patologias, como por exemplo dor bilateral na anca (Vaughan, et al., 1992).

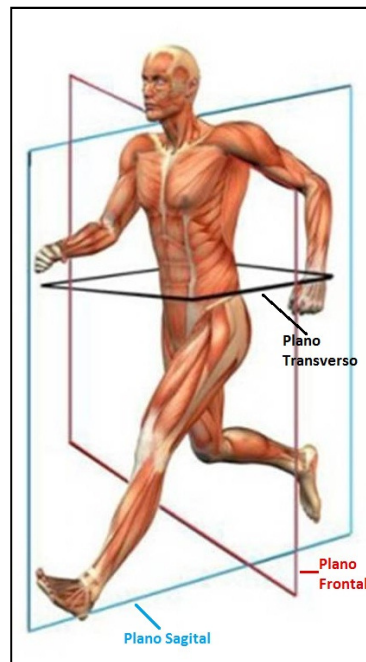


Figura 8: Planos do Corpo Humano – adaptado de (Progression7)

1.6. *Marcha em Patamar Vs. Marcha em Declive*

Ao longo do tempo, a investigação da marcha em biomecânica tem-se baseado muito nas análises em patamar. No entanto, é importante perceber as causas de alguns acidentes, quedas e deslizos, para haver uma melhor compreensão dos métodos de tratamento e das possibilidades de prevenção, o que torna de extrema importância o conhecimento das características da marcha em declive (McIntosh, et al., 2006).

Os principais fatores que distinguem uma marcha em plano inclinado duma marcha em patamar são: a necessidade de elevar ou baixar o CoM, o trabalho mecânico associado e o deslocamento vertical durante cada passo, a atividade mioelétrica e as alterações nas FRS (Jensen, et al., 2011; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999; Wall-Scheffler, et al., 2010).

O Trabalho Mecânico (W) é definido como o produto da Força pelo Deslocamento de determinado objeto no sentido da força aplicada ($W = F \cdot d$), tendo como unidade de medida o Joule ou Nm (Knudson, 2007).

Durante um ciclo da marcha é realizado trabalho mecânico negativo e positivo consoante seja necessário baixar ou elevar, respetivamente, o CoM. Assim sendo, para manter uma marcha estável, é importante haver um equilíbrio entre o trabalho mecânico negativo (momento de desaceleração) e positivo (momento de propulsão), pois só assim se consegue diminuir o dispêndio energético durante a marcha (Adamczyk & Kuo, 2009; Donelan, et al., 2002; Franz, et al., 2012; Kuo, 2002, 2007; Medved, 2001; Neptune, et al., 2004).

No caso da marcha em declive, há maior realização de trabalho mecânico positivo em subidas e negativo em descidas, o que explica a maior fase ativa observada nos gráficos das FRS verticais típicas das subidas, e a maior fase passiva observada nos gráficos das FRS verticais típicas das descidas (Donelan, et al., 2002; Franz, et al., 2012; Knight & Caldwell, 2000; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999).

No estudo efetuado por Franz, et al. (2012), em que se analisaram as diferenças da marcha em patamar com a marcha num declive de 9° (subida e descida), mostrou-se que durante a subida, ambos os membros exercem progressivamente mais forças de propulsão durante a fase de apoio bipodal, ou seja, o membro considerado realiza cerca de 11-31% do trabalho mecânico positivo assistindo o membro contralateral na elevação do CoM através de cada passo. Durante as descidas, o membro contralateral acaba por realizar cerca de 7-27% do trabalho mecânico negativo na fase de apoio bipodal, assistindo assim o membro considerado a baixar o CoM com cada passo. Ao comparar a descida com a marcha em patamar, é possível observar um aumento de 255% no trabalho mecânico negativo realizado pelo membro considerado. Estes resultados revelam que, durante o apoio bipodal ambos os membros inferiores contribuem, progressivamente, para a geração de potência em subidas e para a absorção de potência em descidas. Também Kuster, et al. (1995), ao comparar a marcha em declive com a marcha em patamar verificou que as ações musculares dos membros inferiores eram principalmente efetuadas em trabalho excêntrico, o que mostra estar a haver absorção energética, ou seja, realização de trabalho mecânico negativo (Kuster, et al., 1995). Estes resultados foram corroborados por Schwameder, et al. (2005), uma vez que, em todas as condições analisadas no seu estudo, a potência muscular do joelho foi negativa

em quase toda a fase de apoio, indicando uma carga excêntrica dos extensores do joelho durante a descida a 18° de inclinação (Schwameder, et al., 2005).

Por sua vez, McIntosh, et al. (2006) analisou a marcha em descida, em patamar e em subida, tendo ainda analisado diferentes graus de inclinação. Assim, chegou a conclusão que durante a marcha em descida e à medida que a inclinação aumenta, é observável o aumento de duas variáveis espaço-temporais, nomeadamente a velocidade da marcha e a cadência do passo. Quanto ao comprimento da passada, não observou diferenças estatisticamente significativas (McIntosh, et al., 2006). No entanto, Schwameder, et al. (2005) concluiu que, o aumento do comprimento da passada durante uma descida, poderá levar ao aumento das cargas mecânicas ao nível dos membros inferiores, fator que poderá ser controlado pelos praticantes de caminhadas, uma vez que ao diminuírem o comprimento da sua passada levarão à diminuição das cargas a que os membros inferiores estão sujeitos (Schwameder, et al., 2005).

As maiores alterações cinemáticas que ocorrem quando comparada a marcha em patamar com a marcha em descida são observadas, segundo Kuster, et al. (1995), ao nível do joelho, com uma maior flexão durante a descida em toda a fase de apoio unipodal (este aumento da flexão do joelho poderá acontecer porque o pé não tem que sair do solo tanto como na marcha em patamar, assim, esta maior flexão permite um lento ajustamento do pé à “queda” que ocorre de um passo para o seguinte). Ao nível da anca é observada uma diminuição da flexão durante a descida aquando da fase oscilante, e durante a fase de apoio é observada uma flexão ligeira para ajustamento corporal. Ao nível do tornozelo, é de referir a diminuição da flexão plantar e o aumento da flexão dorsal (Kuster, et al., 1995). Do mesmo estudo é ainda possível aferir que ao nível da anca, a maior parte do esforço muscular é realizado em flexão e excêntrica, havendo necessidade de uma ação concêntrica na fase final da propulsão para iniciar a “libertação do solo”. A meio da fase de apoio, é possível observar que os flexores plantares atuam mais cedo durante a descida do que durante a marcha em patamar, dando indícios do controlo realizado para evitar o deslize anterior da perna sobre o pé de forma exagerada. Se forem analisadas separadamente as articulações dos membros inferiores, é possível aferir que, durante a descida, as ações musculares ao nível do joelho são essencialmente excêntricas, não só pela maior absorção energética, mas também pela necessidade de aumentar o controlo do movimento de flexão (Kuster, et al., 1995).

Comparativamente a uma marcha horizontal, uma marcha em plano inclinado exige mais esforço muscular ao nível da anca, joelho e tornozelo e mais movimento ao nível do tornozelo (McIntosh, et al., 2006). O padrão da atividade eletromiográfica do quadríceps, dos isquiotibiais e do gastrocnémio sofre alterações significativas quando comparada a fase de apoio da marcha em patamar e da marcha em descida. Durante a marcha em descida, a atividade mioelétrica destes músculos é sempre superior à atividade dos mesmos durante a marcha em patamar, com exceção do gastrocnémio na fase de propulsão, apresentando um valor superior na marcha em patamar (Kuster, et al., 1994).

Quanto ao declive propriamente dito, foram realizados estudos que comprovam que, quanto maior for o ângulo de inclinação do solo maiores serão as FRS, muito devido ao consequente aumento da energia potencial que é absorvida durante a descida (Kuster, et al., 1995; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999).

Os valores recolhidos por Kuster, et al. (1995), não apresentaram diferenças significativas nas FRS antero-posteriores, na comparação entre a marcha em patamar e a marcha em descida. O padrão das FRS verticais também foi semelhante, contudo, o pico passivo das FRS verticais em descida foi cerca de 30% superior (Figura 4). O mesmo autor em 1994, tinha tentado verificar se a marcha em descida seria uma atividade demasiado intensa para a recuperação pós-cirúrgica do LCA. O que observou foi que o padrão das forças de cisalhamento ao nível do joelho foi essencialmente anterior durante a descida, fator que leva ao aumento de tensão do LCA. Os seus valores máximos em descida foram cerca de duas vezes superiores à marcha em patamar, assim como as forças compressivas da articulação tíbio-femural. Concluiu assim que, o cálculo das forças de cisalhamento anterior de um sujeito com 70Kg numa descida é de cerca de 1000N, valor muito próximo do limiar de tensão deste ligamento num adulto jovem, limiar este que se situa entre 1725 e 2160N (Kuster, et al., 1994). Também em 1995, Jones, et al. conseguiu provar que o limiar de rutura do LCA se aproxima de 1,6 vezes o peso corporal (BW) para um indivíduo de idade média e de 1,3BW para indivíduos de idade avançada (Jones, et al., 1995).

Já em 2005, Schwameder, et al., realizou um estudo que tinha como um dos objetivos determinar as forças articulares ao nível do joelho durante a marcha em descida e em subida. Assim, conseguiu mostrar que durante a descida, as forças de compressão da articulação tíbio-femural foram duas vezes superiores às mesmas forças

na subida, e que também as forças de cisalhamento tíbio-femural foram muito superiores na descida quando comparadas com a subida (Schwameder, et al., 2005).

McIntosh, et al. (2006) concluiu que, para além da magnitude da componente vertical das FRS aumentar à medida que a inclinação do solo aumentava, as FRS durante a descida foram sempre superiores durante o apoio unipodal (McIntosh, et al., 2006).

Assim, os parâmetros que representam a carga articular, potência articular e forças articulares, estão muito dependentes dos resultados cinemáticos e das FRS, fazendo com que mudanças nas cargas articulares, possam ser explicadas pelas alterações cinemáticas e cinéticas observadas durante a marcha em descidas (Schwameder, et al., 2005).

1.7. Principais Lesões da Marcha em Declive

O crescente aumento de popularidade da prática de caminhadas implica que as lesões entre os participantes comecem a ser relevantes para um grande grupo demográfico. A duração prolongada, a variabilidade de intensidades e os diferentes tipos de solo e tipos de declive a que os caminhadores podem ser sujeitos, fazem com que esta atividade física, que *á priori* deveria ser inócua (Pons-Villanueva, et al., 2010), seja fisicamente muito exigente e com algum risco de lesão (Simpson, et al., 2011).

Os benefícios da marcha podem mesmo vir a ser reduzidos se pensarmos na dor e nas lesões dos membros inferiores que podem advir de marchas em planos inclinados, nomeadamente descidas (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Schwameder, et al., 1999), já que as descidas, como foi referido anteriormente, causam alterações nos padrões das FRS, no momento angular máximo e na potência muscular máxima do joelho e da anca (Jensen, et al., 2011; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999).

Diferentes estudos (Jensen, et al., 2011; Kuster, et al., 1995; McIntosh, et al., 2006; Oscar, et al., 2011; Schwameder, et al., 1999; Simpson, et al., 2011) revelam que a maior incidência de lesões durante a marcha ocorre, efetivamente, durante as descidas, não só pela necessidade de desaceleração e pela instabilidade criada pelo declive, mas também, e sobretudo, pela sobrecarga articular dos membros inferiores. Muitas das lesões do tornozelo, do joelho e da anca (como por exemplo OA precoce, dor anterior do joelho, alterações no LCA, fraqueza muscular, entre outras), estão associadas à

marcha em declive. Os elevados momentos de força a que os extensores do joelho estão sujeitos durante uma descida, encontram-se claramente interligados com os problemas referidos por sujeitos que sofram, por exemplo, de síndrome patelo-femural ou de insuficiência do LCA, podendo mesmo explicar a dor muscular residual referida pelos praticantes de marcha em montanha (Jensen, et al., 2011; Kuster, et al., 1995; Simic, et al., 2010).

Durante as caminhadas, a articulação de suporte de peso mais comumente afetada é sem dúvida o joelho, sendo o compartimento medial da articulação tíbio-femural o mais envolvido (Birmingham, et al., 2007).

As lesões associadas com as caminhadas envolvem sobretudo entorses, distensões e outras lesões de tecidos moles, nos joelhos e tornozelos. Cerca de 70% destas lesões estão relacionadas com a marcha em montanha (ou seja, com declives acentuados e piso irregular) (Leemon & Schimelpfenig, 2003; Lobb, 2004), sendo os principais contribuidores para este tipo de lesões, as quedas, o deslize dos apoios e a sobrecarga articular (Bentley, et al., 2000; Leemon & Schimelpfenig, 2003; Lobb, 2004).

Um estudo realizado em 2011, com o objetivo de determinar a prevalência da entorse do tornozelo durante a marcha em montanha, mostra resultados que vêm reforçar a ideia de que o maior número de lesões ocorre em descidas. Numa amostra de 590 sujeitos, 54 sofreram entorse do tornozelo. Um valor de 9,3% refere-se a entorse do tornozelo em subida, 16,7% diz respeito a entorse durante a marcha em patamar e 50% desses sujeitos sofreram a lesão durante uma descida (Oscar, et al., 2011).

Tendo em conta as alterações inerentes à marcha em patamar e à marcha em descida, tanto mioelétricas como das FRS, é fácil entender que as estruturas passivas estão sujeitas a uma sobrecarga excessiva durante a marcha em descida, fator que está diretamente relacionado com a maior incidência de lesões neste tipo de estruturas (Kuster, et al., 1995; Kuster, et al., 1994; Schwameder, et al., 1999).

2. Marcha com Bastões

2.1. Caracterização

Desde os anos 30 que os atletas de esqui de fundo utilizam bastões para os seus treinos de Verão, sendo que, em 1966 na Finlândia, surge o primeiro documento acerca da utilização de bastões de esqui durante a marcha e fora do mundo competitivo, tornando-se uma atividade promotora de saúde alcançável por todos (INWA, 2008). Como se pode prever, pela proximidade à técnica do esqui de fundo, a utilização de bastões de caminhada tem uma maior prevalência no Norte da Europa, no entanto, o aumento de praticantes de atividades “*outdoor*” em todo o mundo tem vindo a expandir o seu uso. Durante a última década, a popularidade desta atividade aumentou de cerca de 5 milhões de praticantes no final de 2005 para os 10 milhões em 2010 (Hansen, E. A. & Smith, 2009; INWA, 2008).

Ao longo do tempo, os bastões utilizados têm vindo a sofrer um conjunto de alterações, começando a ser cada vez mais adaptados a uma nova realidade, a novas necessidades e a novas exigências, nomeadamente, tornarem-se cada vez mais leves, aerodinâmicos, telescópicos, com amortecimento, com diferentes pontas para diferentes pisos, etc. (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Figard-Fabre, et al., 2010; Foissac, et al., 2008; Fournet, et al., 2008; Hansen, E. A. & Smith, 2009; Hansen, L., et al., 2008; INWA, 2008; Jensen, et al., 2011; Knight & Caldwell, 2000; Koizumi, et al., 2008; Perrey & Fabre, 2008; Schiffer, et al., 2009).

Fournet, et al. (2008), comparou dois tipos de bastões, com amortecimento (vários níveis de amortecimento) e rígidos, para tentar verificar qual a influência desses sistemas de amortecimento nas forças de impulsão. Os sujeitos caminharam a uma velocidade de conforto durante 30m, ao longo de uma rampa com uma inclinação de 16,3%, utilizando a técnica de alternância dos bastões. Os resultados obtidos mostraram que as únicas diferenças significativas foram observadas entre o bastão rígido e o bastão com o maior índice de amortecimento (“*very soft*”), havendo assim uma diminuição, no que se refere ao contato do bastão no solo, do Pico de Impacto e do Tempo do Pico de Impacto e um aumento do Pico de Impulsão, especialmente durante a marcha em descida. Estes resultados permitiram especular que deverá ocorrer uma recolha energética da mola aquando do impacto inicial, havendo menos dispêndio energético por parte do sujeito se este se apoiar num bastão de amortecimento elevado (Fournet, et al., 2008)

No entanto, o bastão por si só não é suficiente para que se consiga tirar todo o partido da sua utilização. A técnica utilizada é muito importante, uma vez que uma técnica mal realizada pode mesmo chegar a ser prejudicial ao utilizador de bastões (Figard-Fabre, et al., 2010; Hansen, L., et al., 2008; Oscar, et al., 2011). A técnica mais utilizada, e com maiores vantagens mecânicas, assemelha-se à marcha normal, em que os bastões funcionam como extensões dos membros superiores. Ou seja, o contato do bastão no solo é feito ao mesmo tempo do contato inicial do membro inferior contralateral, permitindo assim manter a dissociação de cinturas, havendo um movimento de “anti-fase” homolateralmente. No caso da marcha em patamar, o bastão, deve ser apoiado no solo apresentando uma angulação para trás, o que irá levar ao aumento da velocidade da marcha (Willson, et al., 2001). Durante uma descida o bastão deve ser colocado ligeiramente mais à frente do local do apoio do pé considerado e numa posição “mais vertical”, permitindo a aplicação de força sobre eles, força essa que deverá ser mantida para ajudar na estabilidade corporal e na desaceleração do CoM; o mesmo mecanismo se aplica durante uma subida, no entanto a força que é realizada sobre o bastão auxiliará na elevação do CoM (INWA, 2008; Willson, et al., 2001).

Vários estudos foram realizados para tentar perceber qual o comprimento ideal dos bastões, para que os praticantes não tivessem que realizar adaptações corporais para colmatar o “comprimento a mais ou a menos”, adaptações essas que poderiam ser bastante prejudiciais (Hansen, E. A. & Smith, 2009; Wendlova, 2008). Os resultados indicam que o comprimento ideal dos bastões deveria rondar os 68% da altura do sujeito, resultando numa posição angular de 90° do cotovelo quando o bastão está seguro na mão do sujeito e a outra extremidade toca o chão (Hansen, E. A. & Smith, 2009). No estudo realizado por E. A. Hansen, et al. (2009), foram utilizados caminheiros experientes, e quando se lhes pediu que escolhessem o comprimento do bastão mais confortável para eles, os valores obtidos foram $115,9 \pm 1,2$ cm que corresponde a $67,6 \pm 0,6\%$ da altura de cada um, o que vem ao encontro aos 68% de comprimento ideal.

2.1.1. Caraterização Fisiológica

A utilização de bastões de caminhada possibilita um movimento de Oscilação dos membros superiores bastante mais exagerado do que na marcha sem bastões, o que por sua vez resulta no aumento da frequência cardíaca máxima, do VO₂máx e das

trocas respiratórias, levando a gastos energéticos muito superiores (cerca de 23%) sem haver aumento da percepção de esforço (Hansen, E. A. & Smith, 2009; Knight & Caldwell, 2000; Kukkonen-Harjula, et al., 2007; Oakley, et al., 2008; Perrey & Fabre, 2008; Schiffer, et al., 2006; Schiffer, et al., 2011; Willson, et al., 2001). É sabido que o uso de pesos nas mãos aumenta o consumo de oxigênio durante a marcha e a corrida, sendo desta forma semelhante à utilização dos bastões (Schiffer, et al., 2011; Willson, et al., 2001). Este recrutamento adicional de fibras, associado ao trabalho dos membros superiores e do tronco durante a marcha com bastões, tem-se mostrado significativo quanto ao dispêndio energético em qualquer velocidade de marcha (Church, et al., 2002; Schiffer, et al., 2006; Schiffer, et al., 2011).

Os resultados alcançados por Church, et al. (2002), mostram que apesar de haver aumento significativo do VO_{2max} e do dispêndio energético, não existem diferenças significativas entre sujeitos do sexo feminino e do sexo masculino. Com a utilização dos bastões, o aumento do VO_{2max} e do dispêndio energético foi de aproximadamente 19,9% e 19,3% nas mulheres e de 20% e 21,3% nos homens.

Por sua vez, Perrey, et al. (2008), analisou o efeito dos bastões de caminhada na percepção de esforço, VO_{2max} , frequência cardíaca máxima, frequência respiratória, comparando os resultados entre a marcha em patamar, em descida, em subida e utilizando ou não uma carga externa. Foram obtidos resultados significativos no aumento do VO_{2max} aquando da utilização de bastões na marcha em descida, no aumento da frequência cardíaca máxima durante as subidas, sem no entanto, haver alterações significativas na percepção do esforço quando comparados os resultados com e sem bastões de caminhada (Perrey & Fabre, 2008).

2.1.2. Caracterização Biomecânica

Para além das vantagens fisiológicas, os bastões têm acompanhado os praticantes de caminhada também pela ideia de que trazem mais segurança em terrenos desnivelados, que melhoram a postura durante a marcha (ao evitar a hiperflexão e hiperextensão do tronco) e que reduzem a sobrecarga a que os membros inferiores estão sujeitos, reduzindo o risco de lesão por sobreuso (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Knight & Caldwell, 2000; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001).

Poucos são os estudos realizados com o propósito de averiguar as alterações biomecânicas conseguidas com a utilização de bastões de caminhada. Uma revisão

sistemática publicada em 2010 (Simic, et al., 2010), com o objetivo de avaliar o efeito de possíveis alterações no padrão de marcha que levassem a uma diminuição do momento de adução do joelho, como indicador de sobrecarga do compartimento medial, incluiu vinte e quatro estudos que mostraram catorze possíveis alterações no padrão de marcha. Desses estudos, apenas três analisaram a utilização de auxiliares de marcha e apenas um se referia à utilização de bastões de caminhada. Um artigo de revisão de 2011 (Morgulec-Adamowicz, et al., 2011), fez o levantamento de estudos que tentavam mostrar os benefícios da marcha com bastões. Após uma pesquisa de 1995 a 2009, poucos foram os que se focavam nos fatores biomecânicos da marcha com bastões, reforçando assim a ideia da pouca informação atualizada acerca do tema.

Apesar de serem poucos (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Foissac, et al., 2008; Fregly, et al., 2009; Hansen, L., et al., 2008; Knight & Caldwell, 2000; Perrey & Fabre, 2008; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001) e, embora a investigação acerca da utilização dos bastões de caminhada seja muito recente, já na década de 80, Neureuther et al. (1981) citado por Knight et al. (2000), mostrou que com a utilização dos bastões em subida, descida e em patamar, houve uma absorção da carga pelos bastões de 10, 13 e 7 kg respectivamente, havendo assim uma diminuição da sobrecarga articular nos membros inferiores. Para uma melhor compreensão dos valores obtidos e uma melhor percepção quanto ao tempo de utilização dos bastões, estes podem ser extrapolados para uma janela temporal maior obtendo-se os seguintes valores respectivamente: 28800, 33600 e 13500 kg/h (Knight & Caldwell, 2000).

Atualmente sabe-se que, por exemplo, o aumento das cargas dinâmicas no joelho, particularmente durante a marcha, tem um grande contributo para a progressão de OA, fator este que tem vindo a aumentar o interesse em identificar alternativas que levem à redução dessas mesmas cargas, nomeadamente a utilização de bastões de caminhada (Birmingham, et al., 2007; Fregly, et al., 2009; Simic, et al., 2010). Com o objetivo de analisar a efetividade de duas alterações ao padrão normal de marcha de um indivíduo em pós-cirúrgico de três anos e meio, por OA do joelho, Fregly, et al. (2009) recolheu dados através de uma prótese de joelho munida de quatro transdutores, um micro transmissor e uma antena. As alterações ao padrão de marcha analisadas foram a realização de adução forçada durante a fase de apoio e a utilização bilateral de bastões de caminhada. Comparando os resultados obtidos com o padrão de marcha normal do sujeito em estudo, foi possível observar uma redução significativa entre 7% (90N) e 28% (229N) durante a adução forçada do joelho e entre 15% (181N) e 45% (369N) na

utilização de bastões de caminhada, no que diz respeito ao ponto de contato medial da articulação tíbio-femural.

Os estudos que tentam verificar os benefícios da utilização de bastões de caminhada em descidas mostram que, quando existem alterações significativas, estas recaem sobretudo sobre a diminuição das FRS (componente vertical) e sobre alterações cinemáticas que, por sua vez, levam a vantagens mecânicas essencialmente ao nível articular (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Koizumi, et al., 2008; Schwameder, et al., 1999).

Schwameder, et al. (1999), para determinar as cargas internas e externas da articulação do joelho durante a marcha em descida com e sem bastões de caminhada, recolheu dados cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos de oito sujeitos, ao caminharem numa rampa com 25° de inclinação. Foram obtidas reduções significativas aquando da utilização dos bastões de caminhada no que diz respeito ao pico máximo das FRS (14,2N/Kg sem bastões e 11.3N/Kg com bastões), à magnitude média das FRS (com uma redução média de 14%), ao momento articular do joelho (com uma redução média de 16%), às forças compressivas da articulação tíbio-femural (com uma redução média de 14%) e às forças de cisalhamento da articulação tíbio-femural (também com uma redução média de 14%). Apesar de não significativas, pela grande variabilidade entre sujeitos, foram observadas reduções nas forças de compressão da articulação patelo-femural e na força do tendão rotuliano (reduções médias na casa dos 12%), assim como na ativação do músculo vasto-lateral (com uma redução média de 10%). A obtenção destes resultados leva Schwameder, et al. (1999), a explicar estas reduções através da transferência de parte da FRS para os bastões e pela anteriorização do tronco de uma forma global, que por sua vez leva a uma redução do momento articular do joelho. É assim possível afirmar que as mudanças cinemáticas observadas ao nível do tronco e dos membros inferiores poderão estar relacionadas com a geração e absorção de potência necessária nas descidas e o consequente ganho de vantagem mecânica (Schwameder, et al., 1999).

Também, Bohne, et al. (2007) com o propósito de verificar a eficácia dos bastões de caminhada durante a marcha em descida, enquanto se transporta uma carga externa, recolheu dados cinemáticos e cinéticos de quinze caminheiros experientes que caminharam ao longo de uma rampa com 20° de inclinação. A utilização dos bastões de caminhada levou a reduções significativas do momento de flexão plantar da articulação do tornozelo, do momento extensor da articulação do joelho e do momento flexor da

articulação da anca em 16,4%, 10,6% e 9,7% respetivamente. Levou também a reduções significativas na absorção da potência articular ao nível do tornozelo. Quanto às cargas articulares, a utilização de bastões conduziu a uma diminuição significativa da componente vertical das FRS ao nível da articulação do joelho. Para este autor, as reduções alcançadas podem ser devidas à melhor postura corporal com a utilização dos bastões, sendo essa postura mecanicamente mais favorável para a absorção das forças lesionais durante a fase de apoio.

Por outro lado, a redução das cargas ao nível dos membros inferiores com a utilização dos bastões de caminhada, ainda suscita alguma controvérsia no que *à priori* parecia ser uma certeza (Hansen, L., et al., 2008; Jensen, et al., 2011; Simic, et al., 2010).

L. Hansen, et al. (2008), com o propósito de investigar se a utilização de bastões de caminhada leva, realmente, à redução das cargas exercidas na articulação do joelho, recolheu dados cinemáticos e cinéticos em patamar, recrutando sete experientes instrutoras de marcha nórdica. Quando comparados os resultados da marcha com e sem bastões em patamar, não foram obtidos resultados significativos nas forças de compressão da articulação do joelho, nem nas forças de cisalhamento da mesma articulação. No entanto, o pico de flexão do joelho na primeira metade da fase de apoio foi significativamente superior na marcha com bastões ($-32,5^\circ$), comparativamente à marcha sem bastões ($-28,2^\circ$), podendo-se especular que este aumento da flexão poderá induzir uma diminuição das forças verticais “osso-osso”, no entanto as diferenças encontradas nas posições angulares não foram seguidas por alterações nos resultados dinâmicos. Também não foram encontradas diferenças significativas na magnitude das FRS nem na velocidade da marcha, mas foi observado um aumento significativo no comprimento do passo durante a marcha com bastões.

Outro estudo que veio aumentar a controvérsia acerca da utilização dos bastões de caminhada foi realizado por Jensen, et al. (2011). Face aos resultados contraditórios obtidos por L. Hansen, et al. (2008), este autor propôs-se investigar se, o aumento da carga exercida nos bastões de caminhada levaria à redução das forças de compressão da articulação do joelho durante a marcha em patamar. Recolheu dados cinemáticos e cinéticos de dez sujeitos, tendo acrescentado um tensiómetro a um dos bastões para medir a força que é exercida neles. Os resultados obtidos mostraram que os sujeitos conseguiam aumentar a força nos bastões cerca de 2,4 vezes mais do que o que

normalmente se realiza na marcha com bastões em patamar, no entanto, isso não levou a uma redução significativa das forças compressivas da articulação do joelho. Contudo, apesar dos resultados obtidos, o autor deixou uma questão em aberto, uma vez que, talvez o mesmo tipo de estudo realizado em declive, possa trazer reduções significativas nas cargas a que os membros inferiores estão sujeitos, uma vez que nestas situações o bastão é colocado no solo numa posição mais vertical.

As diferenças nos resultados obtidos, podem dever-se a vários fatores, nomeadamente à utilização de diferentes velocidades da marcha, tamanho da amostra, tipo de população (experiente ou não), técnica de utilização dos bastões, declive do solo e a própria definição de carga articular (Birmingham, et al., 2007; Jensen, et al., 2011).

2.2. Enquanto Medida Terapêutica

Como tem vindo a ser descrito até aqui, durante a marcha em planos inclinados, o risco de dor e/ou lesão nos membros inferiores aumenta consideravelmente, assim como aumenta em muito a sobrecarga articular a que os membros inferiores estão sujeitos (Jensen, et al., 2011; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999). Para minimizar esta sobrecarga, a utilização dos bastões de caminhada pode ser aconselhada, alegando-se que essas forças podem vir a ser reduzidas em cerca de 25% durante as descidas. Muita desta teoria de redução das cargas, advém da ideia de que o bastão irá permitir ao caminheiro transpor parte da carga dos membros inferiores para os bastões (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Koizumi, et al., 2008; Schwameder, et al., 1999). Outros estudos, por sua vez, defendem que os bastões de caminhada devem ser utilizados, não só pela redução das cargas articulares, mas também pelo aumento e melhoria da estabilidade corporal e da eficácia respiratória devido à correta postura corporal, assim como pela melhoria de fatores metabólicos, nomeadamente aumento do VO_{2max} e da frequência cardíaca máxima, sem no entanto, haver aumento da perceção de esforço (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Fournet, et al., 2008; Fregly, et al., 2009; Jensen, et al., 2011; Knight & Caldwell, 2000; Perrey & Fabre, 2008; Schiffer, et al., 2009; Schiffer, et al., 2006; Schiffer, et al., 2011; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001). Alguns autores tentam mesmo, com um ou outro objetivo, mostrar a importância da utilização dos bastões como nova forma de reabilitação e melhoria da função/participação dos indivíduos, tendo em conta não só vantagens biomecânicas, mas também e sobretudo, vantagens fisiológicas

(Breyer, et al., 2010; Figard-Fabre, et al., 2010; Fritz, B., et al., 2011; Fritz, T., et al., 2011; Hartvigsen, et al., 2010; Kukkonen-Harjula, et al., 2007; Mannerkorpi, et al., 2010; Morso, et al., 2006; Oakley, et al., 2008; Sprod, et al., 2005; Wendlova, 2008). Esses estudos referem-se à utilização de bastões de caminhada na reabilitação de indivíduos com a doença de Parkinson, com DPOC, cancro da mama, obesidade, diabetes tipo II, sujeitos osteoporóticos com fratura vertebral, claudicação intermitente, dor crônica lombar, osteoartrose, entre outros.

Oakley, et al. (2008), investigou os efeitos imediatos da utilização dos bastões de caminhada no que diz respeito à distância da marcha e à capacidade cardiopulmonar em vinte sujeitos com claudicação intermitente. Para isso foram comparados os resultados da distância percorrida até ao episódio de claudicação, da máxima distância percorrida, da frequência cardíaca máxima, do VO_{2max} , da dor e da percepção de esforço com e sem bastões de caminhada. Assim, a utilização de bastões de caminhada levou ao aumento de 69% da distância percorrida até ao episódio de claudicação, e de 38% na máxima distância percorrida. A dor sofreu uma diminuição significativa com a utilização dos bastões de caminhada, correspondendo a uma redução de $5,6 \pm 0,5$ para $4,3 \pm 0,5$ na escala de Borg CR-10. Os valores de VO_{2max} aumentaram em 18% com a utilização dos bastões, assim como a frequência cardíaca máxima sofreu um aumento na ordem dos 9%. No entanto, a percepção de esforço no teste de máxima distância percorrida não sofreu alterações com e sem bastões de caminhada. É de salientar que todos os testes realizados sem bastão de caminhada foram interrompidos por dor claudicante (Oakley, et al., 2008).

Um outro exemplo que pode ser dado, é o estudo realizado por Sprod, et al. (2005) que tinha como objetivo determinar os efeitos da utilização de bastões de caminhada na amplitude articular do ombro e na endurance da musculatura dos membros superiores de mulheres que tinham sobrevivido a um cancro da mama. Resultados significativos foram observados no aumento da endurance muscular, com o aumento do número de repetições realizadas no *bench press* e *lat pull down*, dando a entender que será benéfica a integração de bastões de caminhada num programa de melhoria da condição física (Sprod, et al., 2005).

Para além dos benefícios fisiológicos inerentes à utilização de bastões de caminhada, Kukkonen-Harjula, et al. (2007), tentou evidenciar as alterações neuromusculares induzidas pela utilização dos bastões, assim como tentou comparar a dor musculo-esquelética referida pelos sujeitos antes e depois do treino realizado

durante três meses com e sem bastões. No que diz respeito à dor, o único resultado significativo foi observado no aumento da dor “tipo ciática” depois do treino de marcha sem bastões, tendo-se mantido inalterado na marcha com bastões (Kukkonen-Harjula, et al., 2007).

As questões biomecânicas que têm vindo a ser descritas até aqui, contribuem para o entendimento de como é que a utilização de bastões de caminhada pode ter funções preventivo-terapêuticas. Schwameder, et al. (1999) ao mostrar que a utilização de bastões de caminhada leva à diminuição significativa, das forças de cisalhamento túbio-femural, pressupôs que a utilização dos mesmos leva a uma diminuição do *stress* causado ao LCA, uma vez que este tipo de forças é primariamente absorvida por este ligamento. Da mesma forma, e apesar de não ter obtido resultados estatisticamente significativos, a diminuição da atividade do músculo vasto lateral aquando da utilização dos bastões, pode estar associada a uma diminuição na fadiga do mesmo, fator que seria benéfico para as estruturas passivas da articulação do joelho (Schwameder, et al., 1999).

CAPÍTULO III – METODOLOGIA E RESULTADOS

1. Metodologia

1.1. Amostra

Para a realização deste estudo, foram selecionados dezassete sujeitos do sexo masculino que utilizam bastões de caminhada, com alguma regularidade, há pelo menos um ano (critérios de inclusão). Foram tidos como critérios de exclusão, a altura dos sujeitos ser superior a 1,95m (por questões inerentes ao espaço em si), a ocorrência de lesão ligamentar e/ou muscular há menos de um ano num membro inferior, a existência de patologia osteoarticular num membro inferior (ex: OA do joelho e/ou anca) e sujeitos mentalmente inaptos.

Foi obtido por escrito, junto de cada participante, o consentimento para a participação no estudo, num documento que continha a descrição dos objetivos, os procedimentos e finalidades do estudo, o compromisso de anonimato, o carácter voluntário da participação, a confidencialidade dos dados e o assumir de permanente disponibilidade para esclarecimento de dúvidas (Apêndice 1).

Depois de serem aplicados os critérios de inclusão e exclusão, foi eliminado um participante por ter sofrido uma lesão oito dias antes das recolhas, lesão essa que, apesar de ser numa mão, o impossibilitava de segurar os bastões corretamente. Outros três participantes foram eliminados por não poderem comparecer nos dias das recolhas.

A amostra do presente estudo foi assim constituída por treze sujeitos do sexo masculino com idades compreendidas entre os 22 e os 56 anos de idade (Tabela 1).

Tabela 1: Estatística descritiva das variáveis Idade, Peso e Altura

	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)
n = 13			
Média	37	75	177
Desvio Padrão	8	12	8
Mínimo	22	58	162
Máximo	56	94	189

Como pode ser observado na Tabela 2, todos os participantes têm mais de um ano de prática de utilização de bastões de caminhada, havendo no entanto, uma grande discrepância entre o sujeito menos experiente e o mais experiente (mínimo de 2 e

máximo de 20 anos de prática). É também possível observar uma grande variabilidade na frequência de prática referida pelos participantes (média 18 ± 24 horas/mês).

Tabela 2: Estatística descritiva das variáveis Tempo de Prática e Frequência de Prática

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (horas/mês)
n	13	13
Média	9	18
Desvio Padrão	6	24
Mínimo	2	3
Máximo	20	90

A altura média dos bastões de caminhada com os cotovelos a 90° foi de 121 ± 5 cm, correspondendo a aproximadamente 68% da altura média dos sujeitos (Tabela 1), de acordo com o sustentado por Hansen, E. A. & Smith (2009).

1.2. Setup

Para a realização deste estudo, foi criado um *Setup* (Figura 9a) que permitiu simular a marcha com bastões num plano inclinado com 15° de declive. Para isso foi construída uma rampa em madeira (Figura 10) com 1,07m de altura, 1,22m de largura e 4,17m de comprimento. A plataforma de forças (60x40x10cm) foi embutida na rampa a 1m da extremidade inferior da mesma, fixa a uma estrutura à parte, também em madeira, e de forma a não tocar na rampa para não sofrer interferências (Figura 9b).



Figura 9 (a, b): Setup (a) e Rampa construída com plataforma de forças embutida (b)

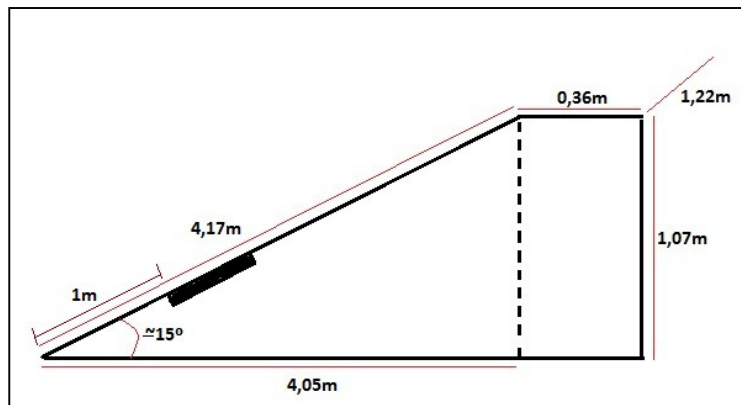


Figura 10: Esquema da rampa construída para o estudo

A câmara de filmar foi colocada num tripé a 2,24m da rampa, tendo-se marcado o local para não haver alterações nas imagens capturadas.

1.3. Instrumentos de Medida

1.3.1. Eletromiografia de Superfície

Para deteção do sinal de EMG foram utilizados elétrodo de Ag/AgCl em espuma com gel sólido (30x22mm), descartáveis, autoadesivos e com conexão *standard* (*Ambu Blue Sensor N*, Ref: N-00-S/25), ligados diretamente a superfícies de deteção bipolares.

Foi utilizado um sistema de recolha de sinal EMG sem fios (*BioPlux Research*) com conetividade via *Bluetooth* classe 2 (de alta velocidade: 3 Mbps) e com um alcance de 100m. Os dados foram recolhidos a um ritmo de amostragem de 1000Hz através de 7 canais analógicos com uma resolução de 12bits.

A deteção do sinal de EMG foi efetuada através do *software Monitor Plux v2.0*, instalado num computador portátil.

1.3.2. Cinética

Para a recolha dos dados cinéticos, foi utilizada uma plataforma de forças *Bertec* modelo FP4060-07-1000, com o amplificador analógico AM6504. Esta plataforma utiliza tecnologia *strain gauge* para medição da componente vertical, antero-posterior e

medio-lateral e um conversor analógico/digital integrado. A frequência utilizada para recolha dos dados foi de 1000Hz.

A recolha do sinal da plataforma de forças foi realizada através do *software Digital Acquire* 1.4.7, instalado num computador portátil.

1.3.3. Cinemática

Para a recolha dos dados cinemáticos, foi utilizada uma câmara de filmar de alta velocidade *Casio Exilim EX-FH20* (20x*Optical Zoom*), tendo os dados sido recolhidos com uma velocidade de 210fps.

A iluminação do *setup* foi feita através de um projetor de luz com uma lâmpada de halogénio de 120W.

Para a calibração do espaço no plano sagital, foram colados três marcadores refletores na parede de fundo com 0,30m de distância entre eles criando um ângulo de 90°. Para a calibração do espaço em profundidade, foram colados dois marcadores refletores na própria rampa com uma distância de 1,22m entre eles e ambos a 1,69m da extremidade inferior da mesma (Figura 9).

1.3.4. Sincronização

A sincronização das diferentes instrumentações foi conseguida através de um sinal eletromecânico e visual, pelo embater de um dispositivo na plataforma de forças. Essa ação foi recolhida como sinal de força pelo *software* da plataforma, provocando simultaneamente a ativação de um sinal luminoso captado pela câmara e de um sinal de 3V transmitido ao sistema de eletromiografia (correspondendo, aquando da leitura, a um pico de intensidade).

Para evitar a limitação de movimentos dos sujeitos ao longo da rampa, houve necessidade de desligar o sincronizador do aparelho de EMG após cada sincronização, processo esse sempre realizado antes de cada condição em estudo.

1.4. Procedimentos

Para todos os participantes receberem a mesma informação inicial, foi-lhes enviado por *email*, uma semana antes das recolhas, um documento que continha o objetivo do estudo e a descrição dos procedimentos, inclusive a localização dos

elétrodos e marcadores refletivos que iriam ser utilizados (Apêndice 2). Foram também instruídos a trazer calções, uma camisola de manga cava e o calçado que normalmente utilizam em caminhadas.

A recolha dos dados foi realizada num espaço cedido para tal nos dias 13 e 14 de Abril de 2012 ao longo de todo o dia, tendo sido previamente efetuada marcação de hora com cada participante.

Antes de efetuar qualquer tipo de procedimento propriamente dito, foram novamente esclarecidos os objetivos e os procedimentos a realizar, assim como foi feita uma breve descrição e explicação do *setup* e da instrumentação a ser utilizada. Os participantes foram novamente informados que deveriam caminhar ao longo da estrutura montada, utilizando a técnica de passada alternada, ou seja, com dissociação de cinturas (em que há um movimento de “antifase” dos membros superiores em relação aos membros inferiores). Todos os participantes caminharam à sua velocidade de conforto, utilizando para isso sempre os mesmos bastões (telescópicos e sem amortecimento) (Fournet, et al., 2008) e a mesma técnica de colocação dos mesmos.

Após consentirem participar no estudo, foram recolhidos dados antropométricos (Figura 11) e acerca da experiência de utilização de bastões de caminhada (Apêndice 3). O bastão de caminhada foi ajustado à altura de cada sujeito, utilizando um goniómetro para medir 90° de flexão do cotovelo (Hansen, E. A. & Smith, 2009).

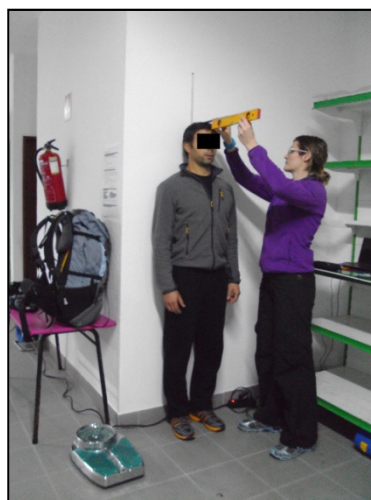


Figura 11: Recolha de dados antropométricos

Depois de recolhidos os dados descritos anteriormente, de ajustar o bastão de caminhada, dos sujeitos estarem devidamente aparelhados para EMG, foram pedidas duas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) para cada músculo em

estudo, para se poder proceder à normalização do sinal de EMG (Quadro 1). Depois de devidamente aparelhados também para a recolha cinemática, os sujeitos realizaram várias repetições de teste para familiarização com a instrumentação, com os bastões de caminhada e com a rampa.

Cada participante realizou cinco repetições válidas (contato do pé esquerdo com a plataforma de forças), de duas condições diferentes (descida da rampa com e sem bastões de caminhada), previamente aleatorizadas.

1.4.1. Procedimentos realizados para a recolha do sinal de EMG

A atividade mioelétrica foi recolhida no hemicorpo esquerdo nos músculos vasto lateral (do grupo muscular quadrícepíte), gastrocnémio medial e lateral e tibial anterior; bilateralmente nos músculos eretores da espinha; no hemicorpo direito no músculo tricípíte braquial lateral.

A pele dos diferentes locais de colocação dos elétrodos foi previamente preparada através da depilação (com uma gilete), passagem de *tape* convencional (para melhor remoção da camada celular superficial) e limpeza com álcool. A colocação dos elétrodos foi efetuada após 5 minutos da preparação da pele pedindo contração muscular contra resistência para maior precisão (Quadro 1). A colocação dos mesmos foi feita na pele adjacente à zona média do ventre do músculo em estudo (tendo em consideração a grande variabilidade anatómica entre sujeitos), a uma distância de 10mm entre as superfícies de deteção dos elétrodos, orientados longitudinalmente às fibras musculares. O elétrodo terra foi colocado sobre o manúbrio esternal.

Para facilitar o suporte do aparelho de EMG e para os cabos não interferirem no movimento da marcha, foi colocado um cinto ajustável a cada sujeito (Figura 12).



Figura 12: Aparelhagem para EMG

Quadro 1: Procedimentos para aumentar a precisão na colocação dos elétrodos e posterior recolha do CIVM

Músculo em estudo	Movimento a realizar para colocação precisa do elétrodo
Trícipite braquial lateral	Extensão isométrica do cotovelo contra resistência
Eretor Espinha	Extensão isométrica da coluna lombar contra resistência
Gastrocnémio (lateral e medial)	Flexão plantar isométrica contra resistência (levantar o calcanhar do solo em apoio unipodal contra um obstáculo situado acima da cabeça)
Vasto lateral	Extensão isométrica do joelho contra resistência
Tibial anterior	Inversão isométrica da tibiotársica contra resistência

1.4.2. Procedimentos realizados para a recolha cinética

Os dados cinéticos recolhidos dizem respeito ao contato do pé esquerdo com a plataforma de forças. Para isso, as repetições de teste anteriormente descritas foram essenciais, conseguindo-se estipular onde e com que pé os sujeitos iniciariam a marcha, uma vez que a repetição só era considerada válida caso o pé esquerdo do sujeito pisasse por completo a plataforma de forças (Figura 13).

Como a plataforma de forças em questão utiliza um sistema *strain gauge*, fez com que esta tivesse de ser ajustada (adquirir novo “zero”) entre cada condição e desligada de vez em quando, para que alterações de temperatura não interferissem com a aquisição dos dados.

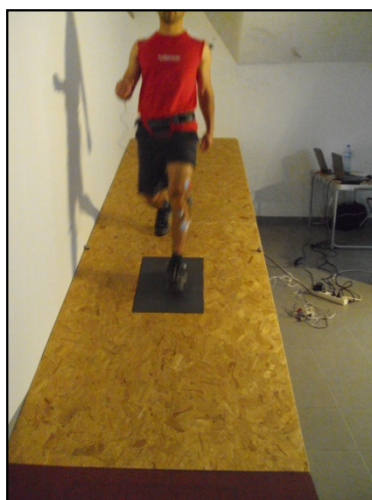


Figura 13: Recolha de dados cinéticos (repetição válida)

A calibração da plataforma foi efetuada com um haltere de peso conhecido (5Kg), sendo feita a calibração tanto da componente vertical (colocação do haltere sobre

o centro da superfície da plataforma) como da componente antero-posterior (deslizamento do haltere ao longo da superfície da plataforma de forças).

1.4.3. Procedimentos realizados para a recolha cinemática

Os sujeitos foram aparelhados com dez marcadores refletivos segundo o modelo de colocação de marcadores descrito por Vaughan, et al. (1992). Estes foram colocados apenas no hemicorpo esquerdo nos seguintes locais de referência: na cabeça do 5º metatarso, no calcanhar, no maléolo lateral, na tuberosidade anterior da tíbia, no côndilo femural lateral, no grande trocânter, na espinha ilíaca antero-superior, na espinha ilíaca postero-superior, na grande tuberosidade do úmero e na apófise espinhosa da sétima vértebra cervical (Figura 14). Foram também coladas tiras refletoras em dois pontos fixos dos dois bastões de caminhada, um ponto a 50cm da extremidade superior e o outro a 8cm da extremidade inferior.

A fixação dos marcadores refletivos foi conseguida com fita-cola dupla face.



Figura 14: Marcadores refletivos utilizados na recolha cinemática

1.5. Processamento dos Dados

1.5.1. Processamento dos dados de EMG e cinética

Os dados de EMG e cinética recolhidos, respetivamente com o auxílio do *software Monitor Plux v2.0* e do *software Digital Acquire 1.4.7*, foram tratados e processados “*off-line*” através do *software MATLAB* versão 7.6.0.324 (R2008a).

Através deste *software* foram criadas rotinas matemáticas (da autoria do Professor Doutor Orlando Fernandes) que permitiram a sincronização dos dados de EMG e cinética e a realização dos cálculos necessários para obtenção dos dados pretendidos.

Nos dados EMG foi realizada a filtragem digital através de um filtro de baixas frequências de 20Hz (*High pass cutoff*) e de altas frequências de 500Hz (*Low pass cutoff*), a Retificação através dos valores absolutos (*full-wave rectification*) e a Normalização através do método de CIVM. *A posteriori* foi calculado o RMS (Raíz Quadrada Média do Sinal) dos dados eletromiográficos em quatro momentos: 120ms antes do apoio (pré-ativação), durante o apoio, 60ms após o apoio e durante o tempo de desaceleração.

Alguns estudos (Chen, et al., 2012; Myklebust, 1990) mostram que o tempo de latência do sinal eletromiográfico para a aquisição de dados de um reflexo miotático é de aproximadamente 25-45ms e de uma resposta voluntária será de aproximadamente 100-120ms. É ainda de referir que as respostas voluntárias se mantêm ativas após uma perturbação mecânica, por exemplo no tibial anterior, entre 50 a 100ms (Myklebust, 1990). Tendo em conta que durante a marcha estamos perante um movimento voluntário, o intervalo de tempo escolhido de 120ms antes do apoio e de 60ms depois do apoio, deverá abranger todo o processo de pré-ativação, ativação e acomodação.

Nos dados da cinética foram calculadas as seguintes variáveis: Tempo de Apoio, Máximo Passivo, Mínimo Passivo, Máximo Ativo, Impulso, % do Tempo de Desaceleração e Máximo da Componente Antero-Posterior.

Em termos gráficos, a componente antero-posterior apresentou-se invertida pelo posicionamento da plataforma durante as recolhas, ou seja, a fase de travagem foi representada positivamente e a fase propulsiva representada negativamente.

1.5.2. Processamento dos dados da cinemática

Os dados cinemáticos foram tratados através do programa *Kinovea – 0.8.15* para análise de vídeo.

Como a análise cinemática passou pela medição de amplitudes em várias fases do ciclo da marcha, não foi tida em consideração, para estes dados, a sincronização

propriamente dita. O sinal visual recolhido foi utilizado para controlar o momento exato em que cada amplitude era medida, uma vez que foi colocado um cronómetro em todos os vídeos no momento em que o referido sinal visual ficava ativo, isto é, acendia o *LED*.

Com o auxílio dos marcadores refletos colocados no hemisfério esquerdo de cada sujeito, foram medidos os ângulos de flexão da tibiotársica (cabeça do 5º metatarso, maléolo lateral e côndilo femoral lateral), de flexão do joelho (maléolo lateral, côndilo femoral lateral e grande trocânter) e de flexão da anca (côndilo femoral lateral, grande trocânter e apófise espinhosa da sétima vértebra cervical) nos cinco momentos da fase de apoio do ciclo da marcha: Contato Inicial, Resposta à Carga, Apoio Médio, Apoio Final e Pré-Oscilação (Vaughan, et al., 1992). As amplitudes foram registadas numa base de dados criada num ficheiro *Excel*. As posições neutras de 0° de flexão da anca, do joelho e do tornozelo foram recolhidos no programa em questão como sendo 180° na anca e joelho e 90° no tornozelo o que implicou a conversão desses valores para 0°, levando a que os valores apresentados correspondentes à flexão plantar do tornozelo e à extensão da anca sejam valores negativos.

1.6. Análise Estatística

Toda a análise estatística foi realizada através do *software Statistical Package for the Social Sciences* versão 17.0 para Windows (SPSS Inc.), e para um grau de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

Para a descrição e caracterização da amostra e dos pares de variáveis em estudo foram utilizadas medidas de tendência central (média) e de dispersão (amplitude e desvio padrão).

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* com correção de *Lilliefors* foi utilizado para verificar o ajustamento à normalidade das variáveis em estudo (Apêndice 4, Apêndice 5 e Apêndice 6) (Martinez & Ferreira, 2010).

Para verificar o efeito da utilização dos bastões de caminhada, foi utilizado o teste *t* para amostras emparelhadas. No caso das variáveis em que não se verificou o ajustamento à normalidade, foi utilizado o teste não paramétrico correspondente, o teste de *Wilcoxon*. Estes testes permitiram considerar a variabilidade existente entre cada repetição realizada por cada sujeito, comparando as médias relativas a duas condições experimentais, considerando o mesmo grupo de sujeitos (Martinez & Ferreira, 2010).

Considerando duas variáveis equivalentes mas de condições diferentes, criaram-se variáveis da diferença obtida pela utilização dos bastões (por exemplo: “Diferença Máximo Passivo”). Utilizou-se o coeficiente r de *Pearson*, para verificar o grau de associação dessas variáveis entre si e entre as variáveis tempo e frequência de prática. No caso das variáveis em que não se verificou o ajustamento à normalidade, foi utilizado o teste não paramétrico correspondente, teste ρ de *Spearman* (Martinez & Ferreira, 2010).

1.7. Limitações ao Estudo

Não podemos deixar de referir que o estudo apresentou algumas limitações que podem ter levado à não obtenção de resultados estatisticamente significativos em algumas variáveis.

A reduzida homogeneidade da amostra, nomeadamente em relação à frequência e tempo de prática de utilização de bastões de caminhada, pode ter levado à não associação destas variáveis com as diferenças alcançadas com os bastões. Por outro lado, o fato de nem todos os sujeitos terem realizado 5 repetições que pudessem ser consideradas válidas, fez com que o n amostral esperado sofresse uma redução de $n=65$ para $n=56$, o que também pode ter influenciado a não obtenção de resultados estatisticamente significativos em algumas variáveis. No entanto, a limitação ao estudo que nos parece ter sido mais influenciável foi o comprimento da rampa, ou seja, os quatro metros que os sujeitos tinham que utilizar podem ter sido pouco para permitir uma abstração completa e um aproximar o mais possível ao movimento normal de utilização dos bastões. Parece-nos, que de certa forma, esta limitação ao estudo pode ter influenciado os resultados eletromiográficos e a magnitude dos resultados cinéticos, uma vez que apesar de sofrerem alterações significativas, apresentam valores mais reduzidos do que outros estudos semelhantes em que se utilizam inclinações maiores e rampas com comprimento superior.

2. Apresentação e Análise dos Resultados

Os resultados apresentados dizem respeito a um n amostral correspondente ao número de repetições válidas para cada condição em estudo executadas pelos treze sujeitos que compõem a amostra, tendo em consideração que nem todos os sujeitos obtiveram 5 repetições válidas.

As tabelas que se seguem dizem respeito às diferenças das médias dos pares de variáveis em estudo. Na introdução dos dados foram considerados primeiro os resultados da condição “sem bastões”, o que tem como consequência que as diferenças das médias dos pares de variáveis apresentem valores negativos quando se observa um aumento nos resultados obtidos na condição “com bastões” e valores positivos quando se observa uma diminuição nesses resultados. O mesmo não acontece nos valores das diferenças das médias das variáveis correspondentes à flexão do tornozelo (Tabela 3), uma vez que, neste caso, o sinal negativo mostrará uma diminuição nos valores obtidos na condição “com bastões”, já que, como foi explicado anteriormente, neste caso as amplitudes da flexão plantar são identificadas pelo sinal – (menos).

A tabela seguinte apresenta as diferenças médias na amplitude de flexão do tornozelo durante as várias fases da marcha sem e com bastões de caminhada.

Tabela 3: Diferenças na amplitude de flexão do tornozelo durante as várias fases da marcha sem e com bastões

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste t	df	n	Significância
			Límite Inferior	Límite Superior				
Contato Inicial (°)	1,143	7,131	-0,767	3,053	1,199	55	56	0,236
Resposta à Carga (°)	-1,679	7,777	-3,761	0,404	-1,615	55	56	0,112
Apoio Médio (°)	1,071	9,448	-1,459	3,602	0,849	55	56	0,400
Apoio Final (°)	-4,304	8,095	-6,471	-2,136	-3,979	55	56	0,000*
Pré-Oscilação (°)	-4,679	8,822	-7,041	-2,316	-3,969	55	56	0,000*

Contato inicial – Flexão do tornozelo no contato inicial sem e com bastões (°); **Resposta à Carga** – Flexão do tornozelo na resposta à carga sem e com bastões (°); **Apoio médio** – Flexão do tornozelo no apoio médio sem e com bastões (°); **Apoio Final** – Flexão do tornozelo no apoio final sem e com bastões (°); **Pré-Oscilação** – Flexão do tornozelo na pré-oscilação sem e com bastões (°)

Como pode ser observado na Tabela 3, os bastões de caminhada tiveram um efeito estatisticamente significativo (* $p \leq 0,05$) no que diz respeito à diminuição da

flexão plantar do tornozelo (Apêndice 8) aquando do apoio final e da pré-oscilação. Essa diminuição foi em média de $\approx -4,3 \pm 8,1$ e de $\approx -4,7 \pm 8,8$ graus de flexão plantar durante o apoio final e a pré-oscilação, respetivamente. Podemos ainda verificar que, para um intervalo de confiança de 95% a utilização dos bastões de caminhada fez diminuir aproximadamente a flexão plantar do tornozelo entre 6,5 e 2,1 graus no apoio final e 7 e 2,3 graus na pré-oscilação.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 8.

As diferenças médias na amplitude de flexão do joelho durante as várias fases da marcha sem e com bastões de caminhada podem ser visualizadas na tabela seguinte.

Tabela 4: Diferenças na amplitude de flexão do joelho durante as várias fases da marcha sem e com bastões

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste t	Teste de Wilcoxon	df	n	Significância
			Limite Inferior	Limite Superior					
Contato Inicial (°)	-0,946	4,893	-2,257	0,364	-1,447		55	56	0,153
Resposta à Carga (°)	-3,643	6,971	-5,510	-1,776		-3,749		56	0,000*
Apoio Médio (°)	2,125	6,102	0,491	3,759	2,606		55	56	0,012*
Apoio Final (°)	-2,696	7,109	-4,600	-0,793		-2,650		56	0,008*
Pré-Oscilação (°)	-2,375	6,803	-4,197	-0,553	-2,613		55	56	0,012*

Contato inicial – Flexão do joelho no contato inicial sem e com bastões (°); **Resposta à Carga** - Flexão do joelho na resposta à carga sem e com bastões (°); **Apoio médio** – Flexão do joelho no apoio médio sem e com bastões (°); **Apoio Final** - Flexão do joelho no apoio final sem e com bastões (°); **Pré-Oscilação** - Flexão do joelho na pré-oscilação sem e com bastões (°)

a – baseado nas ordenações positivas (Apêndice 10)

Na Tabela 4 podemos observar que a utilização dos bastões de caminhada teve um efeito estatisticamente significativo ($*p \leq 0,05$) no aumento da flexão do joelho aquando da resposta à carga, do apoio final e da pré-oscilação. O aumento presenciado na flexão do joelho foi de $\approx -3,7 \pm 7$ graus na resposta à carga, de $\approx -2,7 \pm 7$ graus no apoio final e de $\approx -2,4 \pm 6,8$ graus na pré-oscilação com a utilização dos bastões. É ainda observável uma diminuição significativa ($*p \leq 0,05$) da flexão do joelho aquando do apoio médio com bastões na ordem dos $2,1 \pm 6,1$ graus.

Para o nível de confiança considerado, é visível que a utilização dos bastões de caminhada fez aumentar a flexão do joelho na resposta à carga entre $\approx 1,8$ e $5,5$ graus, no apoio final entre $\approx 0,8$ e $4,6$ graus e na pré-oscilação entre $\approx 0,6$ e $4,2$ graus. Por sua

vez a utilização dos mesmos fez diminuir, para o mesmo intervalo de confiança de 95%, a flexão do joelho no apoio médio entre $\approx 3,8$ e $0,5$ graus.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 9.

De seguida são apresentadas as diferenças médias na amplitude de flexão da anca durante as várias fases da marcha sem e com bastões.

Tabela 5: Diferenças na amplitude de flexão da anca durante as várias fases da marcha sem e com bastões

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste t	Teste de Wilcoxon	df	n	Significância
			Limite Inferior	Limite Superior					
Contato Inicial (°)	-2,911	4,981	-4,245	-1,577		-4,016 ^a		56	0,000*
Resposta à Carga (°)	-3,857	7,187	-5,782	-1,932		-3,720 ^a		56	0,000*
Apoio Médio (°)	-1,179	6,551	-2,933	0,576		-1,494 ^a		56	0,135
Apoio Final (°)	-0,875	9,903	-3,527	1,777	-,661		55	56	0,511
Pré-Oscilação (°)	-0,446	6,143	-2,092	1,199		-,599 ^a		56	0,549

Contato inicial – Flexão da anca no contato inicial sem e com bastões (°); Resposta à Carga – Flexão da anca na resposta à carga sem e com bastões (°); Apoio médio – Flexão da anca no apoio médio sem e com bastões (°); Apoio Final – Flexão da anca no apoio final sem e com bastões (°); Pré-Oscilação – Flexão da anca na pré-oscilação sem e com bastões (°)

a – baseado nas ordenações positivas (Apêndice 12)

Da observação da Tabela 5 podemos referir que a utilização dos bastões de caminhada teve um efeito estatisticamente significativo ($*p \leq 0,05$) no aumento da flexão da anca no contato inicial e na resposta à carga. Esse aumento foi em média de $\approx -2,9 \pm 5$ e de $\approx -3,9 \pm 7,2$ graus, respetivamente.

Para um intervalo de confiança de 95%, a utilização dos bastões de caminhada levou ao aumento da flexão da anca entre $\approx 1,6$ e $4,2$ graus e $\approx 1,9$ e $5,8$ graus no contato inicial e na resposta à carga, respetivamente.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 11.

Na Tabela 6, podem ser visualizadas as diferenças médias entre os pares de variáveis cinéticas durante a marcha sem e com bastões.

Tabela 6: Diferenças entre os pares de variáveis cinéticas durante a marcha sem e com bastões

	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias				Teste t	Teste de Wilcoxon	df	n	Significância
	Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior					
Tempo de Apoio (ms)	-82,001	46,153	-94,361	-69,641		-6,501 ^a		56	0,000*
Máximo Passivo (N)	71,262	91,767	46,686	95,837	5,811		55	56	0,000*
Mínimo Passivo (N)	28,898	64,403	11,651	46,145	3,358		55	56	0,001*
Máximo Ativo (N)	-39,279	60,943	-55,599	-22,958		-3,997 ^a		56	0,000*
% Tempo Desaceleração (%)	-1,367	3,046	-2,183	-0,552	-3,359		55	56	0,001*
Impulso (N.s)	-26,480	27,703	-33,899	-19,061	-7,153		55	56	0,000*
Máximo Antero-Posterior (N)	19,709	78,781	-1,389	40,806		-1,134 ^b		56	0,257

Tempo de Apoio sem e com bastões (ms) ; **Máximo Passivo** sem e com bastões (N); **Mínimo Passivo** sem e com bastões (N); **Máximo Ativo** sem e com bastões (N); **% do Tempo de Desaceleração** sem e com bastões (%); **Impulso** sem e com bastões (N.s); **Máximo Antero-Posterior** sem e com bastões (N)

a – baseado nas ordenações positivas / **b** - baseado nas ordenações negativas (Apêndice 14)

A estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à análise cinética pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 13, e permite-nos observar que durante a descida e na condição sem bastões, foram alcançados valores médios de $\approx 1120 \pm 200$ N e de $\approx 570 \pm 129$ N no máximo passivo e no máximo ativo da componente vertical das FRS respetivamente, e de $\approx 372 \pm 74$ N.s no impulso. Podemos ainda observar que da totalidade do tempo de apoio, $\approx 78 \pm 3\%$ correspondem ao tempo de travagem ou seja, ao tempo de desaceleração do movimento, levando a valores médios na ordem dos 508 ± 124 N no máximo da componente horizontal das FRS, ou seja, na componente antero-posterior.

Os resultados apresentados na Tabela 6 permitem afirmar que a utilização dos bastões de caminhada teve um efeito estatisticamente significativo ($*p \leq 0,05$) em todas as variáveis cinéticas consideradas à exceção do Máximo Antero-Posterior, que apesar de mostrar uma tendência para a diminuição, esta apresenta valor de $p \geq 0,05$.

Assim, da leitura dos resultados (Tabela 6 e Apêndice 13) podemos observar que ocorreu um aumento médio estatisticamente significativo de $\approx 11\%$ do Tempo de Apoio, de $\approx 6\%$ do Máximo Ativo, de $\approx 1,3\%$ do Tempo de Desaceleração e de $\approx 7\%$ do Impulso, e uma diminuição média estatisticamente significativa de $\approx 6\%$ do Máximo Passivo e de $\approx 7\%$ do Mínimo Passivo.

Para um intervalo de confiança de 95%, as alterações observadas foram de um aumento entre ≈ 70 e 94 ms no Tempo de Apoio, entre ≈ 23 e 56 N no Máximo Ativo, entre ≈ 1 e 2% na Percentagem do Tempo de Desaceleração, entre ≈ 19 e 34 N.s no Impulso e de uma diminuição entre ≈ 96 e 47 N no Máximo Passivo e entre ≈ 46 e 12 N no Mínimo Passivo.

Na Figura 15 podemos visualizar os máximos médios obtidos com a análise cinética, convertidos em unidade de peso corporal (BW). Podemos observar que sem bastões de caminhada, o máximo passivo corresponde a aproximadamente 1,5 vezes o peso corporal, o máximo ativo a 0,8 vezes e o máximo antero-posterior aproxima-se de 0,7 vezes o peso corporal.

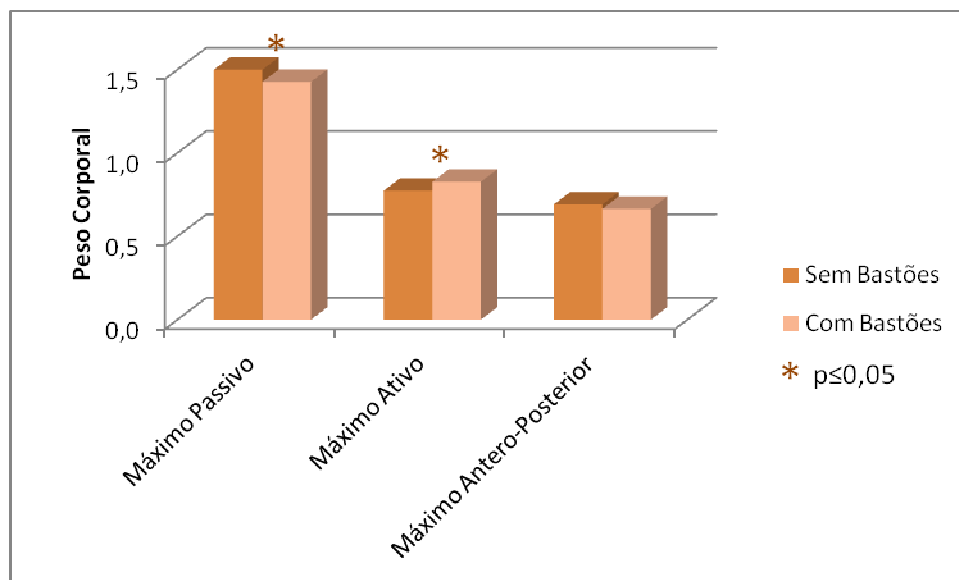


Figura 15: Média das variáveis cinéticas (máximo passivo, máximo ativo e máximo antero-posterior) convertidas em unidade de peso corporal

Da observação da Tabela 7 é possível verificar que a componente de impacto das FRS chegou a atingir valores máximos sem bastões de 1,85 vezes o peso corporal, a componente de propulsão e de cisalhamento anterior valores máximos de 0,99 vezes o peso corporal do sujeito.

Tabela 7: Amplitude dos valores obtidos nos máximos médios das variáveis cinéticas (peso corporal)

	Mínimo	Máximo
BW Máximo Passivo Sem Bastões	1,29	1,85
BW Máximo Passivo Com Bastões	1,13	1,77
BW Máximo Ativo Sem Bastões	0,53	0,99
BW Máximo Ativo Com Bastões	0,63	0,99
BW Máximo Antero-Posterior Sem Bastões	0,46	0,99
BW Máximo Antero-Posterior Com Bastões	0,43	0,90

De seguida podem ser observados os resultados que dizem respeito às variáveis eletromiográficas.

A tabela seguinte mostra as diferenças médias entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do trícipite braquial durante a marcha sem e com bastões, em percentagem de RMS.

Tabela 8: Diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do trícipite braquial durante a marcha sem e com bastões (RMS)

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste de Wilcoxon	n	Significância
			Limite Inferior	Limite Superior			
120ms antes Contato (%)	-0,457	1,240	-0,789	-0,125	-2,961 ^a	56	0,003*
Durante Apoio (%)	-0,447	1,236	-0,778	-0,116	-2,765 ^a	56	0,006*
60ms depois Contato (%)	-0,474	1,310	-0,825	-0,124	-2,586 ^a	56	0,010*
Tempo Desaceleração (%)	-1,122	2,929	-1,906	-0,337	-2,896 ^a	56	0,004*

120ms antes contato – RMS do Trícipite Braquial 120ms antes do contato inicial Sem e Com Bastões (%); **Durante apoio** – RMS do Trícipite Braquial durante o apoio Sem e Com Bastões (%); **60ms depois contato** – RMS do Trícipite Braquial 60ms depois do apoio Sem e Com Bastões (%); **Tempo desaceleração** – RMS do Trícipite Braquial durante o tempo de desaceleração Sem e Com Bastões (%)

a – baseado nas ordenações positivas (Apêndice 16)

Da observação da Tabela 8 podemos referir que a utilização dos bastões de caminhada teve um efeito estatisticamente significativo (* $p \leq 0,05$) no aumento da ativação do trícipite braquial em todos os momentos considerados. Esse aumento de ativação pela utilização dos bastões foi em média de $\approx -0,46 \pm 1,24\%$ 120ms antes do apoio, $\approx -0,45 \pm 1,24\%$ durante o apoio, $\approx -0,47 \pm 1,31\%$ 60ms depois do apoio, sendo que a maior ativação observada ocorre durante o tempo de desaceleração e é em média $\approx -1,12 \pm 2,93\%$.

Para um intervalo de confiança de 95%, a utilização dos bastões de caminhada levou ao aumento da ativação do trícipite braquial entre $\approx 0,13$ e $0,79\%$, $\approx 0,12$ e $0,79\%$, $\approx 0,12$ e $0,83\%$ e $\approx 0,34$ e $1,91\%$ 120ms antes do apoio, durante o apoio, 60ms após o apoio e durante o tempo de desaceleração respectivamente.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 15.

Em relação aos eretores da espinha direito (EE Dto) e esquerdo (EE Esq), as diferenças médias entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica durante a marcha sem e com bastões, em percentagem de RMS, podem ser visualizadas tabela seguinte.

Tabela 9: Diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica dos eretores da espinha direito e esquerdo durante a marcha sem e com bastões (RMS)

		Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias						
		Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	Teste de Wilcoxon	n	Significância
EE Dto	120ms antes Contato (%)	0,320	9,412	-2,200	2,841	-0,816 ^a	56	0,415
	Durante Apoio (%)	1,478	8,490	-0,796	3,751	-1,917 ^a	56	0,055
	60ms depois Contato (%)	1,736	7,994	-0,404	3,877	-1,680 ^a	56	0,093
	Tempo Desaceleração (%)	-9,092	11,531	-12,180	-6,004	-6,509 ^b	56	0,000*
EE Esq	120ms antes Contato (%)	0,034	6,350	-1,667	1,735	-1,884 ^b	56	0,060
	Durante Apoio (%)	0,428	5,823	-1,132	1,987	-1,631 ^b	56	0,103
	60ms depois Contato (%)	0,479	7,180	-1,444	2,402	-1,640 ^b	56	0,101
	Tempo Desaceleração (%)	0,413	5,685	-1,109	1,936	-1,370 ^b	56	0,171

120ms antes contato – RMS do Eretor da Espinha 120ms antes do contato inicial Sem e Com Bastões (%); Durante apoio – RMS do Eretor da Espinha durante o apoio Sem e Com Bastões (%); 60ms depois contato – RMS do Eretor da Espinha 60ms depois do apoio Sem e Com Bastões (%); Tempo desaceleração – RMS do Eretor da Espinha durante o tempo de desaceleração Sem e Com Bastões (%)

a – baseado nas ordenações negativas / b - baseado nas ordenações positivas (Apêndice 18)

A Tabela 9 mostra claramente que a utilização dos bastões de caminhada teve um efeito estatisticamente significativo ($*p \leq 0,05$) apenas no aumento da ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração. Esse aumento de ativação durante o tempo de desaceleração com a utilização dos bastões foi em média de $\approx -9,09 \pm 11,53\%$.

Considerando o mesmo intervalo de confiança, podemos referir que a ativação do eretor da espinha direito aumentou entre ≈ 6 e 12% durante o tempo de desaceleração.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 17.

Na tabela subsequente podemos observar as diferenças médias entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica dos gastrocnémio lateral (GL) e medial (GM) durante a marcha sem e com bastões, em percentagem de RMS.

Tabela 10: Diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica dos gastrocnémio lateral e medial durante a marcha sem e com bastões (RMS)

		Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias						
		Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	Teste de Wilcoxon	n	Significância
GL	120ms antes Contato (%)	0,284	2,378	-0,353	0,921	-2,618 ^a	56	0,009*
	Durante Apoio (%)	0,468	1,590	0,042	0,893	-3,271 ^a	56	0,001*
	60ms depois Contato (%)	0,538	2,234	-0,060	1,137	-2,724 ^a	56	0,006*
	Tempo Desaceleração (%)	0,453	1,715	-0,007	0,912	-3,369 ^a	56	0,001*
GM	120ms antes Contato (%)	0,460	6,616	-1,312	2,231	-0,449 ^a	56	0,654
	Durante Apoio (%)	0,610	6,092	-1,021	2,242	-0,604 ^a	56	0,546
	60ms depois Contato (%)	1,154	6,433	-0,569	2,876	-0,799 ^a	56	0,424
	Tempo Desaceleração (%)	0,589	6,034	-1,027	2,205	-0,653 ^a	56	0,514

120ms antes contato – RMS do Gastrocnémio 120ms antes do contato inicial Sem e Com Bastões (%); Durante apoio – RMS do Gastrocnémio durante o apoio Sem e Com Bastões (%); 60ms depois contato – RMS do Gastrocnémio 60ms depois do apoio Sem e Com Bastões (%); Tempo desaceleração – RMS do Gastrocnémio durante o tempo de desaceleração Sem e Com Bastões

a – baseado nas ordenações negativas (Apêndice 20)

A observação da Tabela 10 permite aferir que apenas o gastrocnémio lateral apresenta valores estatisticamente significativos ($*p \leq 0,05$), mostrando que os bastões de caminhada levaram a uma diminuição significativa na ativação do mesmo em todos os momentos considerados.

Essa diminuição foi em média de $\approx 0,28 \pm 2,38\%$ 120ms antes do apoio, de $\approx 0,47 \pm 1,59\%$ durante o apoio, de $\approx 0,54 \pm 2,23\%$ 60ms depois do apoio e de $\approx 0,45 \pm 1,72\%$ durante o tempo de desaceleração.

Assim, para um intervalo de confiança de 95%, a utilização dos bastões de caminhada levou à diminuição da ativação do gastrocnémio lateral entre $\approx 0,92$ e 0,35%,

$\approx 0,89$ e $0,04\%$, $\approx 1,14$ e $0,06\%$ e $\approx 0,91$ e $0,007\%$ 120ms antes do apoio, durante o apoio, 60ms após o apoio e durante o tempo de desaceleração respectivamente.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 19.

Por sua vez, a Tabela 11 permite observar diferenças médias entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do vasto lateral durante a marcha sem e com bastões, em percentagem de RMS.

Tabela 11: Diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do vasto lateral durante a marcha sem e com bastões (RMS)

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste de Wilcoxon	n	Significância
			Limite Inferior	Limite Superior			
120ms antes Contato (%)	0,262	2,780	-0,483	1,006	-2,292 ^a	56	0,022*
Durante Apoio (%)	0,482	1,991	-0,051	1,016	-1,248 ^a	56	0,212
60ms depois Contato (%)	0,460	2,169	-0,121	1,041	-0,547 ^a	56	0,585
Tempo Desaceleração (%)	0,469	2,058	-0,082	1,021	-1,313 ^a	56	0,189

120ms antes contato – RMS do Vasto Lateral 120ms antes do contato inicial Sem e Com Bastões (%); **Durante apoio** – RMS do Vasto Lateral durante o apoio Sem e Com Bastões (%); **60ms depois contato** – RMS do Vasto Lateral 60ms depois do apoio Sem e Com Bastões (%); **Tempo desaceleração** – RMS do Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração Sem e Com Bastões (%)

a – baseado nas ordenações positivas (Apêndice 22)

Ao observarmos as diferenças dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do vasto lateral (Tabela 11), podemos referir que a utilização dos bastões de caminhada levou a uma diminuição estatisticamente significativa ($*p \leq 0,05$) na ativação do vasto lateral apenas no período de pré ativação (120ms antes do apoio).

Essa diminuição de ativação com a utilização dos bastões de caminhada foi em média de $\approx 0,26 \pm 2,78\%$, sendo que, para o intervalo de confiança considerado, a diminuição apresentou valores entre $\approx 1,01$ e $0,48\%$.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 21.

A tabela seguinte permite visualizar as diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do tibial anterior durante a marcha sem e com bastões, em percentagem de RMS.

Tabela 12: Diferenças entre os pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do tibial anterior durante a marcha sem e com bastões (RMS)

	Média	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95% da diferença entre as médias		Teste de Wilcoxon	n	Significância
			Limite Inferior	Limite Superior			
120ms antes Contato (%)	1,504	6,417	-0,214	3,222	-2,056 ^a	56	0,040*
Durante Apoio (%)	2,732	8,70	0,402	5,062	-3,442 ^a	56	0,001*
60ms depois Contato (%)	3,667	11,189	0,671	6,664	-4,356 ^a	56	0,000*
Tempo Desaceleração (%)	2,578	8,388	0,331	4,824	-2,847 ^a	56	0,004*

120ms antes contato – RMS do Tibial Anterior 120ms antes do contato inicial Sem e Com Bastões (%); **Durante apoio** – RMS do Tibial Anterior durante o apoio Sem e Com Bastões (%); **60ms depois contato** – RMS do Tibial Anterior 60ms depois do apoio Sem e Com Bastões (%); **Tempo desaceleração** – RMS do Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração Sem e Com Bastões (%)

a – baseado nas ordenações negativas (Apêndice 24)

A análise da Tabela 12 permite aferir que a utilização dos bastões de caminhada levou à diminuição estatisticamente significativa ($*p \leq 0,05$) da ativação eletromiográfica do tibial anterior em todos os momentos considerados.

Essa diminuição foi em média de $\approx 1,5 \pm 6,42\%$ 120ms antes do apoio, de $\approx 2,73 \pm 8,70\%$ durante o apoio, de $\approx 3,67 \pm 11,19\%$ 60ms depois do apoio e de $\approx 2,58 \pm 8,39\%$ durante o tempo de desaceleração, com a utilização dos bastões.

Para um intervalo de confiança de 95%, a utilização dos bastões de caminhada levou à diminuição da ativação do tibial anterior entre $\approx 3,22$ e $0,21\%$ 120ms antes do apoio, $\approx 5,06$ e $0,4\%$ durante o apoio, $\approx 6,67$ e $0,67\%$ 60ms após o apoio e $\approx 4,82$ e $0,33\%$ durante o tempo de desaceleração.

A estatística descritiva destes pares de variáveis pode ser visualizada com maior detalhe no Apêndice 23.

Tendo em conta o efeito alcançado nas diferentes variáveis em estudo, pela utilização dos bastões de caminhada, pretendeu-se aprofundar um pouco mais a natureza desse efeito. Desta forma relacionamos, por grupo de análise, as alterações alcançadas nas diferentes variáveis em que foi verificado efeito pela utilização dos bastões e incluímos ainda variáveis relacionadas com a experiência de prática dos sujeitos.

Nas tabelas seguintes (Tabela 13 e Tabela 14) é possível observar essas associações tendo sido utilizado para este efeito o teste não paramétrico *rho* de Spearman, por não se ter verificado o ajustamento à normalidade (Apêndice 7) em

algumas das variáveis. Nas referidas tabelas é apenas visível se existe ou não associação e o sentido da associação existente entre as diferentes variáveis, pelo que as tabelas detalhadas se encontram no Apêndice 25 e Apêndice 26.

A tabela seguinte apresenta a existência ou não de associação e o sentido da mesma entre as variáveis tempo de prática, frequência de prática, diferenças significativas obtidas na flexão do tornozelo, joelho e anca.

Tabela 13: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática, diferenças significativas obtidas na flexão do tornozelo, joelho e anca

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	≠ Flex. T. AF (°)	≠ Flex. T. PO (°)	≠ Flex. J. RC (°)	≠ Flex. J. AM (°)	≠ Flex. J. AF (°)	≠ Flex. J. PO (°)	≠ Flex. A. CI (°)	≠ Flex. A. RC (°)
Tempo de Prática (anos)		*	ns	ns	ns	ns	*	*	ns	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns	ns	*	ns	ns	ns	ns	*
≠ Flex. T. AF (°)				ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns
≠ Flex. T. PO (°)					ns	ns	ns	ns	ns	ns
≠ Flex. J. RC (°)						ns	ns	ns	*	*
≠ Flex. J. AM (°)							ns	ns	ns	ns
≠ Flex. J. AF (°)								*	ns	ns
≠ Flex. J. PO (°)									ns	ns
≠ Flex. A. CI (°)										*
≠ Flex. A. RC (°)										

≠ Flex. T. AF (°) – Diferença Flexão Tornozelo Apoio Final; ≠ Flex. T. PO (°) - Diferença Flexão Tornozelo Pré-Oscilação; ≠ Flex. J. RC (°) - Diferença Flexão Joelho Resposta à Carga; ≠ Flex. J. AM (°) - Diferença Flexão Joelho Apoio Médio; ≠ Flex. J. AF (°) - Diferença Flexão Joelho Apoio Final; ≠ Flex. J. PO (°) - Diferença Flexão Joelho Pré-Oscilação; ≠ Flex. A. CI (°) - Diferença Flexão Anca Contato Inicial; ≠ Flex. A. RC (°) - Diferença Flexão Anca Resposta à Carga

* Correlação Positiva / * Correlação Negativa / ns - Não Significativa

Podemos pois verificar, que à medida que o tempo de prática na utilização de bastões de caminhada aumenta, também a frequência de prática aumenta. Esta maior experiência na utilização dos bastões parece estar inversamente relacionada com o grau de flexão do joelho nas fases de apoio final e pré-oscilação. Por sua vez, a frequência de prática relaciona-se diretamente com o grau de flexão do joelho e da anca na resposta à carga.

Em relação às diferenças obtidas nas variáveis cinemáticas, estas parecem mostrar algumas associações entre elas, nomeadamente na diferença da flexão do joelho na resposta à carga que se relaciona inversamente com a diferença da flexão da anca no contato inicial e diretamente na resposta à carga, sendo que estas duas se relacionam inversamente entre elas. Outro exemplo é a diferença da flexão do joelho no apoio final que se relaciona diretamente com a diferença da flexão do mesmo na pré-oscilação.

De seguida, na Tabela 14, é apresentada a existência ou não de associação e o sentido da mesma entre as variáveis tempo de prática, frequência de prática, diferenças significativas obtidas no tempo de apoio, máximo passivo, mínimo passivo, máximo ativo, tempo de desaceleração e impulso.

Tabela 14: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas nas variáveis cinéticas

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença Tempo de Apoio (ms)	Diferença Máximo Passivo (N)	Diferença Mínimo Passivo (N)	Diferença Máximo Ativo (N)	Diferença Tempo de Desaceleração (%)	Diferença Impulso (N.s)
Tempo de Prática (anos)		*	ns	ns	ns	ns	ns	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns	ns	ns	ns	ns	ns
Diferença Tempo de Apoio (ms)				*	*	ns	*	*
Diferença Máximo Passivo (N)					ns	ns	*	ns
Diferença Mínimo Passivo (N)						ns	*	*
Diferença Máximo Ativo (N)							*	ns
Diferença Tempo de Desaceleração (%)								*
Diferença Impulso (N.s)								

* Correlação Positiva / * Correlação Negativa / ns - Não Significativa

Por sua vez, é possível observar que as diferenças obtidas nas variáveis cinéticas (Tabela 14) não se relacionam significativamente com as variáveis tempo e frequência de prática, no entanto é possível observar associações entre as diferenças das variáveis cinéticas.

É assim possível constatar que a diferença do tempo de apoio se relaciona inversamente com a diferença do máximo passivo e diretamente com o mínimo passivo, a percentagem do tempo de desaceleração e o impulso. A diferença do máximo passivo

relaciona-se inversamente com a diferença obtida no tempo de desaceleração, sendo que esta se relaciona diretamente com a diferença alcançada no impulso, no mínimo passivo e no máximo ativo. Por último, o efeito obtido no mínimo passivo associa-se diretamente com o efeito alcançado no impulso.

As tabelas seguintes (Tabela 15 a Tabela 19) apresentam, respetivamente, a existência ou não de associação e o sentido da mesma entre as variáveis tempo de prática, frequência de prática, diferenças significativas obtidas na ativação eletromiográfica do trícipite braquial, do eretor da espinha direito, do gastrocnémio lateral, do vasto lateral e do tibial anterior.

Tabela 15: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas na ativação do trícipite braquial

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do Trícipite braquial 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial 60ms depois do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (anos)		*	ns	ns	ns	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns	ns	ns	ns
Diferença na ativação do Trícipite braquial 120ms antes do apoio (%)				*	*	*
Diferença na ativação do Trícipite braquial do apoio (%)					*	*
Diferença na ativação do Trícipite braquial 60ms depois do apoio (%)						*
Diferença na ativação do Trícipite braquial durante o tempo de desaceleração (%)						

* Correlação Positiva / ns - Não Significativa

As diferenças alcançadas na ativação do trícipite braquial durante a marcha não se associam com o tempo, nem com a frequência de prática, apresentando contudo, associações positivas entre elas (Tabela 15).

Tabela 16: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas na ativação do eretor da espinha direito

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (anos)		*	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			*
Diferença na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração (%)			

* Correlação Negativa / ns - Não Significativa

Pela observação da Tabela 16, podemos aferir que, por exemplo, quanto maior a frequência de prática menor será a diferença obtida na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração.

Tabela 17: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas na ativação do gastrocnêmio lateral

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral do apoio (%)	Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral 60ms depois do apoio (%)	Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (anos)		*	ns	ns	ns	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns	ns	ns	ns
Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral 120ms antes do apoio (%)				*	*	*
Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral do apoio (%)					*	*
Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral 60ms depois do apoio (%)						*
Diferença na ativação do Gastrocnêmio lateral durante o tempo de desaceleração (%)						

* Correlação Positiva / ns - Não Significativa

Tabela 18: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas na ativação do vasto lateral

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação vasto lateral 120ms antes do apoio (%)
Tempo de Prática (anos)		*	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns
Diferença na ativação vasto lateral 120ms antes do apoio (%)			

* Correlação Positiva / ns - Não Significativa

Tabela 19: Correlações existentes entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas na ativação do tibial anterior

	Tempo de Prática (anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do Tibial anterior 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do Tibial anterior do apoio (%)	Diferença na ativação do Tibial anterior 60ms depois do apoio (%)	Diferença na ativação do Tibial anterior durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (anos)		*	ns	ns	ns	ns
Frequência de Prática (Horas/Mês)			ns	ns	ns	ns
Diferença na ativação do Tibial anterior 120ms antes do apoio (%)				*	*	*
Diferença na ativação do Tibial anterior do apoio (%)					*	*
Diferença na ativação do Tibial anterior 60ms depois do apoio (%)						*
Diferença na ativação do Tibial anterior durante o tempo de desaceleração (%)						

* Correlação Positiva / ns - Não Significativa

Pela leitura da Tabela 17, Tabela 18 e Tabela 19 podemos aferir que as diferenças obtidas na ativação do gastrocnêmio lateral, vasto lateral e tibial anterior não se associam com o tempo, nem com a frequência de prática. É ainda possível verificar que tanto as diferenças da ativação do gastrocnêmio lateral como do tibial anterior se correlacionam diretamente entre si.

CAPÍTULO IV – DISCUSSÃO

Os estudos que tentam verificar os benefícios da utilização de bastões de caminhada em descidas mostram que, quando existem alterações significativas, estas recaem sobretudo sobre a diminuição das FRS (componente vertical) e sobre alterações cinemáticas que, por sua vez, levam a vantagens mecânicas essencialmente ao nível articular (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Koizumi, et al., 2008; Schwameder, et al., 1999).

Schwameder, et al. (1999) ao comparar a marcha em descida com e sem bastões de caminhada, chegou à conclusão que as reduções observadas nas forças compressivas e de cisalhamento anterior da articulação tíbio-femural se deveram essencialmente à força aplicada pelos sujeitos nos bastões de caminhada e à mudança observada na postura do tronco, com uma maior anteriorização do mesmo. Os resultados obtidos por nós na condição “com bastões”, vão ao encontro do defendido por este autor uma vez que, observámos um aumento estatisticamente significativo da flexão da anca e do joelho na resposta à carga (com a obtenção de uma correlação significativa e positiva entre as diferenças obtidas nas referidas variáveis), assim como um aumento estatisticamente significativo da ativação mioelétrica do tricípite braquial direito em todos os momentos analisados. O maior aumento da ativação do referido músculo ocorre durante o tempo de desaceleração, que corresponde a 78% do total do tempo de apoio, mostrando assim que está a haver um apoio no bastão de caminhada durante toda a fase de travagem. Este aspeto, em conjunto com o aumento da flexão da anca descrito anteriormente, permite-nos verificar que houve necessariamente uma anteriorização do tronco para poder ser aplicada força no bastão de apoio, levando portanto a uma diminuição das cargas articulares ao nível dos membros inferiores. Esta explicação, de transferência de parte da carga para os bastões, tem vindo a ser defendida por alguns autores (Knight & Caldwell, 2000; Schwameder, et al., 1999).

O simples fato de se estar a segurar o bastão de caminhada numa posição mais anterior e a exercer carga sobre ele, pode explicar o aumento da ativação do eretor da espinha direita observável durante o tempo de desaceleração. No entanto, essa ativação não parece ter sido suficiente para levar a uma hiperextensão lombar, tendo em conta os resultados cinemáticos descritos anteriormente.

O fato de afirmarmos que houve uma diminuição das cargas a que os membros inferiores estão sujeitos, foi corroborado pelos resultados obtidos nas variáveis cinéticas. Com o aumento estatisticamente significativo da percentagem do tempo de

desaceleração podemos afirmar que o tempo de travagem e de preparação para o contato inicial do passo seguinte aumentou, levando a um maior controlo no contato com o solo (fator que é comprovado pela obtenção de uma correlação significativa e negativa entre as diferenças alcançadas na percentagem do tempo de desaceleração e o máximo passivo, mostrando que o aumentar do tempo de desaceleração levará ao diminuir do máximo passivo). Assim sendo, e tendo em conta que quando se descreve e analisa a marcha, normalmente se descreve e analisa um único ciclo, com a ideia de que os seguintes serão iguais (Vaughan, et al., 1992), podemos aferir que a utilização dos bastões de caminhada levou à diminuição das forças verticais da passada seguinte. A comprovar esta afirmação temos a diminuição estatisticamente significativa do máximo passivo em aproximadamente 71N (como pode ser verificado no Apêndice 13), mostrando claramente que, a utilização dos bastões de caminhada leva à redução do pico de impacto da componente vertical das FRS e portanto, à redução das cargas a que os membros inferiores estão sujeitos durante uma descida. Como irá ser discutido mais adiante, esta redução dever-se-á essencialmente às alterações posturais que se conseguem obter pela utilização dos bastões e às vantagens mecânicas por elas criadas, assim como pelo aumento do tempo da fase de apoio. Sabe-se que, o aumento das cargas dinâmicas no joelho, particularmente durante a marcha, tem um grande contributo para a progressão de OA (Birmingham, et al., 2007; Fregly, et al., 2009; Simic, et al., 2010), assim como se sabe que a marcha em planos inclinados aumenta, em muito, a sobrecarga articular a que os membros inferiores estão sujeitos, aumentando o risco de lesão por sobreuso (Bohne & Abendroth-Smith, 2007; Jensen, et al., 2011; Knight & Caldwell, 2000; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999; Willson, et al., 2001). Posto isto, e tendo em conta os resultados obtidos por nós, nomeadamente no que diz respeito à diminuição das forças de impacto em aproximadamente 71N, podemos ambicionar a que os bastões de caminhada possam ser vistos como uma alternativa válida para a redução dessas mesmas cargas durante, por exemplo, um processo terapêutico.

Willson, et al. (2001) e Hansen, L, et al. (2008) defendem que durante a marcha em patamar, a utilização de bastões de caminhada leva a que o pico de flexão da articulação do joelho na primeira metade da fase de apoio seja significativamente superior, podendo-se especular que este aumento da flexão poderá induzir uma diminuição das forças verticais “osso-osso”. Por sua vez Kuster, et al. (1995) defende que durante a descida, em toda a fase de apoio unipodal, o joelho sofre um aumento da

flexão, quando comparado com a marcha em patamar, o que irá permitir um lento ajustamento do pé à “queda” que ocorre de um passo para o seguinte. O aumento significativo observável com a utilização dos bastões de caminhada na variável flexão do joelho na resposta à carga vai ao encontro do defendido por Willson, et al. (2001) e Hansen, L, et al (2008), mostrando assim que, se a utilização dos bastões durante uma descida também leva ao aumento estatisticamente significativo da flexão do joelho durante a primeira metade da fase de apoio, então os bastões levarão à diminuição das forças verticais (“osso-osso”). Por outro lado, o aumento estatisticamente significativo da flexão do joelho no apoio final, parece corroborar o defendido por Kuster, et al. (1995), uma vez que este aumento da flexão irá permitir um maior controlo do contato inicial do passo seguinte. Ambas as afirmações podem, mais uma vez, ser confrontadas e comprovadas com os resultados obtidos nas variáveis cinéticas máximo passivo e percentagem do tempo de desaceleração (Tabela 6).

Como foi afirmado anteriormente, a flexão do joelho sofreu um aumento durante o apoio final com a utilização dos bastões de caminhada. Podemos pois especular que este resultado levou a um aumento do deslocamento descendente do CoM, o que poderá justificar o acréscimo de $\approx 39\text{N}$ na propulsão necessária (Máximo Ativo) para reequilibrar o CoM, que por sua vez, segundo alguns autores, levará a um maior dispêndio energético que caracteriza a marcha com bastões (Adamczyk & Kuo, 2009; Kuo, 2002, 2007; Neptune, et al., 2004). A observação da Tabela 14 permite-nos aferir que, quanto maior o tempo de travagem maior será a propulsão realizada e que, o aumento do máximo ativo juntamente com o aumento do tempo de apoio poderão justificar o aumento estatisticamente significativo observado na força realizada ao longo do tempo (Impulso).

Através da Figura 3, podemos observar que durante a corrida o máximo passivo é duas vezes superior ao máximo passivo da marcha, sendo que o tempo de apoio equivale a um terço do total do apoio durante a marcha (Gottschall & Kram, 2005; Ounpuu, 1994; Vaughan, et al., 1992). Tendo em conta esta afirmação e os resultados por nós obtidos (Tabela 6 e Tabela 14), podemos afirmar que quanto maior for o tempo de apoio menor será o máximo passivo, ou seja, menor serão as forças de impacto a que os membros inferiores estão sujeitos.

Segundo Jones, et al. (1995), o limiar de rutura total do LCA aproxima-se de 1,6BW nas forças de cisalhamento para sujeitos de meia-idade. O valor médio obtido no atual estudo no máximo da componente antero-posterior das FRS foi de $\approx 0,7\text{BW}$ com e

sem bastões de caminhada, não havendo nenhum dos sujeitos da amostra com valores superiores a 1BW nesta componente (Tabela 7). Este facto pode-nos levar a pensar que, contrariamente ao defendido por Kuster, et al. (1994), durante um pós-operatório de reconstrução do LCA a realização de marcha em descida não tem que ser necessariamente contraindicada, pelo menos em planos inclinados até aos 15°. E, tendo em conta que, apesar de não ser estatisticamente significativa, há uma tendência para a diminuição da componente antero-posterior com a utilização dos bastões de caminhada, podemos especular que, a utilização dos bastões num pós-operatório de reconstrução de LCA poderá ser benéfica para não permitir que as forças de cisalhamento anterior se aproximem do limiar de rutura do referido ligamento.

Outra vantagem que se consegue alcançar pela utilização dos bastões de caminhada em relação às estruturas ligamentares é a redução da ativação mioelétrica de alguns grupos musculares, nomeadamente do vasto lateral (Tabela 11). Apesar desta redução ser estatisticamente significativa apenas na pré-ativação de 120ms, é possível observar uma tendência na redução da ativação do vasto lateral durante o apoio e durante o tempo de travagem, fases em que o vasto lateral apresenta a sua maior ativação (Apêndice 21). Ora, a redução da ativação mioelétrica está associada à redução da fadiga muscular (Schwameder, et al., 1999), o que será vantajoso para a proteção das estruturas passivas. Este fator vem mostrar mais uma vez que, a utilização dos bastões de caminhada permite um melhor aproveitamento das vantagens mecânicas conseguidas pelas alterações posturais alcançadas pela sua utilização sem ter que levar a uma “sobreutilização” das estruturas ativas. Esta associação pode-se alargar aos outros grupos musculares em estudo, uma vez que também é possível observar uma tendência para redução na ativação mioelétrica dos eretores da espinha e uma redução significativa do gastrocnémio lateral e do tibial anterior.

No entanto, é importante referir que uma das hipóteses criadas para a realização deste trabalho defendia que os bastões de caminhada levariam a reduções estatisticamente significativas na ativação muscular dos membros inferiores e da região lombar, fator que não se observou com a análise dos resultados obtidos.

Quanto às variáveis tempo e frequência de prática, é possível observar da Tabela 13 à Tabela 19 e do Apêndice 25 ao Apêndice 31 que ambas se associam diretamente, podendo falar-se em experiência de prática. Quando se tentam correlacionar estas variáveis com as diferenças alcançadas nas variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas, podemos salientar a associação inversa entre a frequência de prática e

a diferença na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração. Tendo em conta que com a utilização dos bastões foi obtido um aumento significativo da ativação do eretor da espinha direito durante esse momento, podemos afirmar que quanto maior for a experiência de utilização dos bastões de caminhada, menor será esse aumento de ativação no eretor da espinha contralateral ao apoio, mostrando claramente que a experiência dos indivíduos pode levar a uma utilização mais eficaz dos bastões de caminhada que, como foi descrito anteriormente, evitará uma “sobreutilização” das estruturas ativas. No entanto, como não são observáveis mais associações entre as diferenças das variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas e o tempo e frequência de prática, podemos referir que a experiência de utilização não parece influenciar em grande escala os efeitos/benefícios que possam trazer os bastões de caminhada. Este fator mostra-se deveras importante para a prática clínica e para a utilização dos bastões como estratégia terapêutica, uma vez que, mesmo indivíduos não treinados, poderão usufruir da utilização dos bastões de caminhada. Esta falta de associações importantes pode contudo estar relacionada com a grande variabilidade que se observa no tempo e frequência de prática da nossa amostra (respetivamente 9 ± 6 anos e 18 ± 24 horas/mês), o que nos leva a questionar qual seriam os resultados se a amostra fosse mais homogênea quanto ao tempo de e frequência da prática.

Uma vez que Schwameder, et al. (1999) conseguiu obter reduções nas FRS ao comparar a marcha em descida com e sem bastões de caminhada num plano inclinado com 25° e tendo em conta que quanto maior for o ângulo de inclinação do solo maiores serão as FRS a que os membros inferiores estão sujeitos (Kuster, et al., 1995; McIntosh, et al., 2006; Schwameder, et al., 2005; Schwameder, et al., 1999), então podemos supor que as reduções estatisticamente significativas das FRS pela utilização dos bastões de caminhada obtidas com o presente estudo, se possam vir a manter independentemente do ângulo de inclinação do solo, pelo menos até aos 25° analisados por Schwameder, et al. (1999). Por sua vez, esta diferença na inclinação utilizada pode justificar as diferenças de magnitude por nós obtidas e pelo referido autor na componente vertical das FRS, apresentando valores na ordem dos 8BW sem bastões e 7BW com bastões de caminhada. Podemos ainda presumir que a diminuição tendencial observada na componente antero-posterior e na ativação mioelétrica dos eretores da espinha e do vasto lateral pudessem vir a ser estatisticamente significativos caso o ângulo de inclinação por nós utilizado fosse superior.

CAPÍTULO V – CONCLUSÕES

No presente estudo pretendeu-se analisar o comportamento motor de indivíduos do sexo masculino com experiência na utilização de bastões de caminhada durante a marcha em declive com e sem bastões relativamente a aspetos cinemáticos, cinéticos e de atividade mioelétrica desenvolvidos. Nos parágrafos seguintes sumariza-se o conjunto de conclusões que dele emergiu.

A utilização dos bastões de caminhada durante a marcha em descida num declive com 15° provocou o aumento da flexão da anca na fase de contato inicial da marcha, o aumento da flexão da anca e do joelho na fase de resposta à carga, a diminuição da flexão do joelho na fase de apoio médio, o aumento da flexão do joelho e a diminuição da flexão do tornozelo nas fases de apoio final e pré-oscilação. Face a estas alterações é possível afirmar que o tronco sofreu uma anteriorização durante a fase de apoio;

Ao nível da atividade mioelétrica a utilização dos bastões de caminhada durante a marcha em descida num declive com 15° conduziu a uma diminuição na intensidade de ativação do gastrocnémio lateral, do vasto lateral e do tibial anterior e a um aumento da ativação do tricépite braquial durante o período de pré-ativação de 120ms. Durante a fase de apoio e durante o período de acomodação mioelétrica de 60ms verificou-se com a utilização dos bastões uma diminuição da ativação mioelétrica do gastrocnémio lateral e do tibial anterior e um aumento da ativação do tricépite braquial, assim como a diminuição da atividade mioelétrica do gastrocnémio lateral e do tibial anterior e o aumento da ativação do tricépite braquial e do eretor da espinha direito durante o tempo de travagem;

Relativamente à cinética foi possível verificar que a utilização dos bastões de caminhada neste desenho experimental levou à diminuição do pico de impacto e do mínimo passivo e ao aumento do tempo de apoio, do pico ativo, do tempo de desaceleração e do impulso.

Este conjunto de conclusões permite-nos afirmar que os bastões de caminhada se podem constituir como uma das ferramentas à disposição do fisioterapeuta, em situações em que a redução de cargas articulares seja necessária. São exemplo destas situações os casos de OA do joelho e/ou anca, e situações de pós-lesão ou pós-operatório ligamentar. Os bastões de caminhada poderão pois ser usados como método preventivo, uma vez que apesar de trazerem um aumento do dispêndio energético por parte de cada utilizador, são benéficos na redução da fadiga muscular dos membros

inferiores durante uma descida, aumentando por isso a proteção das estruturas passivas. Estes benefícios dever-se-ão também às alterações posturais que se conseguem obter pela utilização dos bastões e às vantagens mecânicas por elas criadas.

Tendo em conta os resultados benéficos alcançados com os bastões de caminhada durante a marcha em declive e uma vez que a sua utilização representa uma técnica acessível, eficaz e económica, os bastões podem vir a ser encarados enquanto estratégia usada no tratamento e prevenção de lesões. Esta mesma utilização poderá igualmente ser efetuada na promoção da saúde, introduzindo alterações ao nível da prática clínica, da prescrição de atividade física e sobretudo do aconselhamento para a saúde.

Por último, não podemos deixar de referir que seria deveras interessante continuar o estudo dos efeitos da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em planos inclinados, nomeadamente em subida e transportando uma carga externa.

CAPÍTULO VI - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACSM's. (2009). *American College of Sports Medicine - Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (8th ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *J Exp Biol*, 212(Pt 16), 2668-2678.
- Bentley, T. A., Page, S. J., & Laird, I. S. (2000). Safety in New Zealand's adventure tourism industry: the client accident experience of adventure tourism operators. *J Travel Med*, 7(5), 239-245.
- Birmingham, T. B., Hunt, M. A., Jones, I. C., Jenkyn, T. R., & Giffin, J. R. (2007). Test-retest reliability of the peak knee adduction moment during walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 57(6), 1012-1017.
- Bohne, M., & Abendroth-Smith, J. (2007). Effects of hiking downhill using trekking poles while carrying external loads. *Med Sci Sports Exerc*, 39(1), 177-183.
- Breyer, M. K., Breyer-Kohansal, R., Funk, G. C., Dornhofer, N., Spruit, M. A., Wouters, E. F., et al. (2010). Nordic walking improves daily physical activities in COPD: a randomised controlled trial. *Respir Res*, 11, 112.
- Chen, H. Y., Chien, C. C., Wu, S. K., Liao, J. J., & Jan, M. H. (2012). Electromechanical delay of the vastus medialis obliquus and vastus lateralis in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42(9), 791-796.
- Church, T. S., Earnest, C. P., & Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Res Q Exerc Sport*, 73(3), 296-300.
- Correia, P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento*. Cruz Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana - Universidade Técnica de Lisboa
- De Luca, C. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca, C. (2002). *Surface Electromyography: detection and recording*: DelSys Inc.
- De Witt, J. K., Hagan, R. D., & Cromwell, R. L. (2008). The effect of increasing inertia upon vertical ground reaction forces and temporal kinematics during locomotion. *J Exp Biol*, 211(Pt 7), 1087-1092.
- Dettmers, C., Sulzmann, M., Ruchay-Plossl, A., Gutler, R., & Vieten, M. (2009). Endurance exercise improves walking distance in MS patients with fatigue. *Acta Neurol Scand*, 120(4), 251-257.
- Donelan, J. M., Kram, R., & Kuo, A. D. (2002). Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J Biomech*, 35(1), 117-124.
- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A., & Schena, F. (2010). Physiological and perceptual responses to Nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. *Eur J Appl Physiol*, 108(6), 1141-1151.
- Foissac, M. J., Berthollet, R., Seux, J., Belli, A., & Millet, G. Y. (2008). Effects of hiking pole inertia on energy and muscular costs during uphill walking. *Med Sci Sports Exerc*, 40(6), 1117-1125.
- Fournet, D., Foissac, M., Baly, L., & Millet, G. (2008). Effects of Poles Stiffness, Slope and Type of Ground on Poling Forces in Hiking. In M. Estivalet & P. Brisson (Eds.), *The Engineering of Sports 7* (Vol. 2, pp. 297-302). Paris: Springer.
- Franz, J. R., Lyddon, N. E., & Kram, R. (2012). Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *J Biomech*, 45(2), 257-262.
- Fregly, B. J., D'Lima, D. D., & Colwell, C. W., Jr. (2009). Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee. *J Orthop Res*, 27(8), 1016-1021.

- Fritz, B., Rombach, S., Godau, J., Berg, D., Horstmann, T., & Grau, S. (2011). The influence of Nordic Walking training on sit-to-stand transfer in Parkinson patients. *Gait Posture*, 34(2), 234-238.
- Fritz, T., Caidahl, K., Osler, M., Ostenson, C. G., Zierath, J. R., & Wandell, P. (2011). Effects of Nordic walking on health-related quality of life in overweight individuals with type 2 diabetes mellitus, impaired or normal glucose tolerance. *Diabet Med*, 28(11), 1362-1372.
- Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech*, 38(3), 445-452.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical Basis of Human Movement* (3rd ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Hansen, E. A., & Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during Nordic walking with different pole lengths. *J Strength Cond Res*, 23(4), 1187-1194.
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scand J Med Sci Sports*, 18(4), 436-441.
- Hartvigsen, J., Morso, L., Bendix, T., & Manniche, C. (2010). Supervised and non-supervised Nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 11, 30.
- Hausdorff, J., & Alexander, N. (2005). *Gait Disorders - Evaluation and Management*. Boca Raton - Florida: Taylor & Francis Group.
- Health, S. N. I. o. P. (2010). *Physical Activity in the Prevention and Treatment of Disease* (2nd ed. Vol. 14). Sweden: Professional Associations for Physical Activity.
- INWA. (2008, 7th December 2010). International Nordic Walking Federation. Retrieved 13th March, 2012, from <http://www.inwa-nordicwalking.com/>
- Jensen, S. B., Henriksen, M., Aaboe, J., Hansen, L., Simonsen, E. B., & Alkjaer, T. (2011). Is it possible to reduce the knee joint compression force during level walking with hiking poles? *Scand J Med Sci Sports*, 21(6), e195-200.
- Jones, R. S., Nawana, N. S., Percy, M. J., Learmonth, D. J., Bickerstaff, D. R., Costi, J. J., et al. (1995). Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(7), 339-344.
- Knight, C. A., & Caldwell, G. E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Med Sci Sports Exerc*, 32(12), 2093-2101.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2nd ed.): Springer.
- Koizumi, T., Tsujiuchi, N., Takeda, M., & Murodate, Y. (2008). Physical Motion Analysis of Nordic Walking. In M. Estivalet & P. Brisson (Eds.), *The Engineering of Sport 7* (Vol. 1, pp. 379-385). Paris: Springer.
- Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Manttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., et al. (2007). Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scand J Med Sci Sports*, 17(4), 316-323.
- Kuo, A. D. (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *J Biomech Eng*, 124(1), 113-120.
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Hum Mov Sci*, 26(4), 617-656.
- Kuster, M., Sakurai, S., & Wood, G. A. (1995). Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(2), 79-84.
- Kuster, M., Wood, G. A., Sakurai, S., & Blatter, G. (1994). 1994 Nicola Cerulli Young Researchers Award. Downhill walking: a stressful task for the anterior cruciate

- ligament? A biomechanical study with clinical implications. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2(1), 2-7.
- Leemon, D., & Schimelpfenig, T. (2003). Wilderness injury, illness, and evacuation: National Outdoor Leadership School's incident profiles, 1999-2002. *Wilderness Environ Med*, 14(3), 174-182.
- LER, M.-o. (2009-2011, October 2012). Lower Extremity Review. Retrieved 25th November 2012, 2012, from <http://lowerextremityreview.com/article/effects-of-load-carriage-on-amputee-ambulation>
- Lobb, B. (2004). Load carriage for fun: a survey of New Zealand trampers, their activities and injuries. *Appl Ergon*, 35(6), 541-547.
- Mannerkorpi, K., Nordeman, L., Cider, A., & Jonsson, G. (2010). Does moderate-to-high intensity Nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? A prospective randomized controlled trial. *Arthritis Res Ther*, 12(5), R189.
- Martinez, L., & Ferreira, A. (2010). *Análise de Dados com SPSS - primeiros passos* (3a ed.). Lisboa: Escolar Editora.
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N., & Vickers, D. R. (2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *J Biomech*, 39(13), 2491-2502.
- Medved, V. (2001). *Measurement of Human Locomotion*: CRC Press LLC.
- Merletti, R., & Parker, P. (2004). *Electromyography - Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*: Wiley-Interscience.
- Morgulec-Adamowicz, N., Marszalek, J., & Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking - A New Form of Adapted Physical Activity. *Human Movement*, 12, 124-132.
- Morso, L., Hartvigsen, J., Puggaard, L., & Manniche, C. (2006). Nordic walking and chronic low back pain: design of a randomized clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disord*, 7, 77.
- Myklebust, B. M. (1990). A review of myotatic reflexes and the development of motor control and gait in infants and children: a special communication. *Phys Ther*, 70(3), 188-203.
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *J Biomech*, 37(6), 817-825.
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., & Saxton, J. M. (2008). Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 36(6), 689-694; discussion 695-686.
- Oscar, L.-H., Tun-Hing, L., & Kai-Ming, C. (2011). The Epidemiology of Ankle Sprain During Hiking in Uniformed Groups. *Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation*, 15, 10-16.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clin Sports Med*, 13(4), 843-863.
- Perrey, S., & Fabre, N. (2008). Exertion During Uphill, Level and Downhill Walking With and Without Hiking Poles. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7, 32-38.
- Pons-Villanueva, J., Segui-Gomez, M., & Martinez-Gonzalez, M. A. (2010). Risk of injury according to participation in specific physical activities: a 6-year follow-up of 14 356 participants of the SUN cohort. *Int J Epidemiol*, 39(2), 580-587.
- Progression7. Progression 7 Get Motivated! Get Results! Retrieved 24th November 2012, 2012, from www.progression7.com

- Schiffer, T., Knicker, A., Dannohl, R., & Struder, H. K. (2009). Energy cost and pole forces during Nordic walking under different surface conditions. *Med Sci Sports Exerc*, 41(3), 663-668.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Struder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *Eur J Appl Physiol*, 98(1), 56-61.
- Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., & Struder, H. K. (2011). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *Eur J Appl Physiol*, 111(6), 1121-1126.
- Schwameder, H., Lindenhofer, E., & Muller, E. (2005). Effect of walking speed on lower extremity joint loading in graded ramp walking. *Sports Biomech*, 4(2), 227-243.
- Schwameder, H., Roithner, R., Muller, E., Niessen, W., & Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *J Sports Sci*, 17(12), 969-978.
- Simic, M., Hinman, R. S., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., & Hunt, M. A. (2010). Gait modification strategies for altering medial knee joint load: A systematic review. *Arthritis Care Res (Hoboken)*.
- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2011). Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(5), 782-788.
- Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait Posture*, 29(1), 49-53.
- Sprod, L. K., Drum, S. N., Bentz, A. T., Carter, S. D., & Schneider, C. M. (2005). The effects of walking poles on shoulder function in breast cancer survivors. *Integr Cancer Ther*, 4(4), 287-293.
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1992). *Dynamics of Human Gait* (2nd ed.). Cape Town: Kiboho Publishers.
- Wall-Scheffler, C. M., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K., & Heiderscheit, B. (2010). Electromyography activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *Am J Phys Anthropol*, 143(4), 601-611.
- Wendlova, J. (2008). Nordic walking--is it suitable for patients with fractured vertebra? *Bratisl Lek Listy*, 109(4), 171-176.
- Willson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., & Steadman, J. R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc*, 33(1), 142-147.

APÊNDICES

Apêndice 1: Consentimento informado

Assunto: Pedido de colaboração no âmbito do estudo Benefícios da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida.

Exmo. Sr.,

Vimos solicitar a sua participação no estudo *Benefícios da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida*. A participação desejada compreende uma análise biomecânica da marcha, com e sem bastões, num plano inclinado. Para isso, serão feitas recolhas de vídeo, de dados eletromiográficos de superfície e de dados cinéticos, ou seja, das forças exercidas nos seus membros inferiores.

O estudo, desenvolvido em parceria com o Instituto Politécnico de Coimbra – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, tem como objetivo geral avaliar os benefícios da utilização dos bastões de caminhada durante uma descida.

A participação é voluntária podendo desistir a qualquer momento, não resultando em algum tipo de consequência. Os dados serão tratados confidencialmente e serão apenas usados para fins da referida investigação.

Caso surja alguma dúvida, não hesite em me contatar (964253097).

.

Gostaríamos de agradecer desde já pelo tempo disponibilizado.

Atenciosamente,

Fisioterapeuta Filipa Fonseca
(investigadora responsável pelo estudo)

Consentimento Informado

Eu, _____,
aceito participar no estudo *Benefícios da utilização de bastões de caminhada durante a marcha em descida*, elaborado em parceria com o Instituto Politécnico de Coimbra – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra.

Foi-me explicado pela investigadora responsável a finalidade deste estudo, bem como os seus objetivos, princípios e procedimentos, sendo que os compreendi na totalidade e os aceito.

Sei também que os meus dados vão ser tratados confidencialmente e permito que sejam usados para fins da referida investigação, mantendo-se sempre o meu anonimato e privacidade. De igual forma, sei que sou livre de recusar a participação e posso desistir a qualquer momento, não resultando daqui qualquer consequência.

Assinatura do participante:

Data: ____|____|____

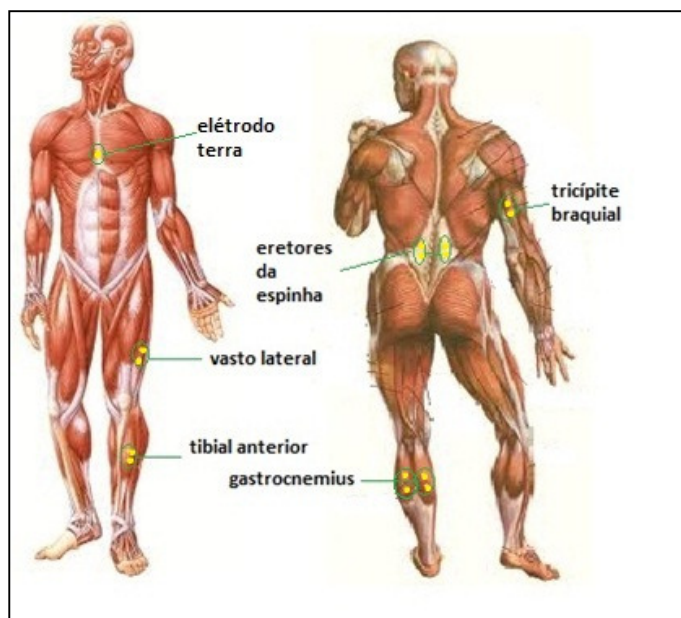
Assinatura da investigadora responsável:

Informações aos participantes

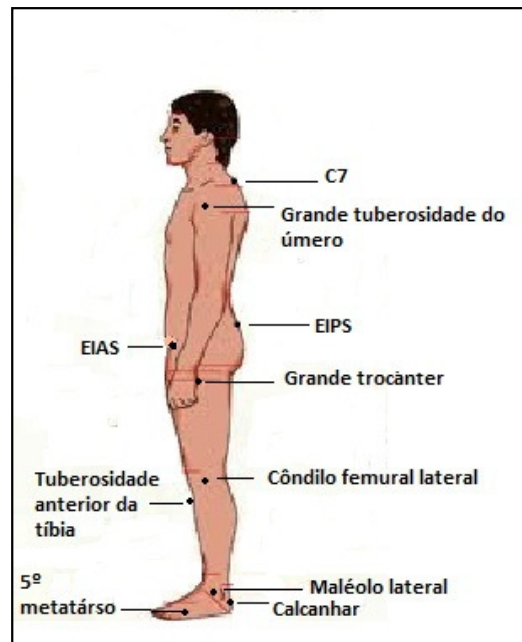
Objetivo do Estudo: verificar os aspetos cinemáticos (análise de vídeo), cinéticos (forças de reação do solo) e de atividade eletromiográfica (atividade elétrica dos músculos) desenvolvidos durante a marcha em declive com e sem bastões, em sujeitos do sexo masculino com experiência na utilização dos mesmos, e desta forma poder aferir quais os benefícios inerentes à utilização de bastões de caminhada.

Sequência dos Procedimentos:

1. Iniciaremos pela explicação do estudo e obtenção escrita da anuência na sua participação e passaremos ao preenchimento de um formulário de caracterização da amostra (que incluirá a aquisição de alguns dados antropométricos).
2. De seguida aparelhamos para recolha eletromiográfica, tendo para tal que proceder à preparação da pele através da depilação, esfoliação e limpeza com álcool. Após a preparação da pele, serão colocados os elétrodos numa região sem ativação muscular (elétrodo terra) e em 6 grupos musculares pedindo contração dos mesmos para maior precisão (trícipite braquial, eretor da espinha direito e esquerdo, gastrocnémios, tibial anterior e vasto lateral):



3. Depois serão colocados 10 marcadores refletivos nas localizações anatômicas abaixo definidas, que servirão para a análise cinemática do movimento efetuado na descida da rampa:



4. Serão ajustados os bastões à sua altura (com o cotovelo a 90° de flexão) e será realizado um treino de marcha numa rampa de madeira que irá simular uma descida com um declive de 15°. Esse treino servirá para familiarização com a instrumentação e para colocação de marcas identificadoras do início da marcha de cada indivíduo (com e sem bastões). Na referida rampa estará inserida uma plataforma de forças para aquisição de dados cinéticos, ou seja, das forças que estão a ser exercidas nos seus membros inferiores.
5. Ser-lhe-á pedido que desça a rampa com e sem bastões, aleatoriamente, a uma velocidade confortável. Quando utilizar os bastões, a técnica a ser utilizada é a mais comum, ou seja, o bastão que avança é o do lado contrário ao membro inferior que vai à frente.

Pedíamos-lhe que trouxesse o calçado que normalmente utiliza em caminhadas, uns calções e, se possível, uma camisola com manga cava.

Prevemos que a totalidade dos procedimentos possa demorar aproximadamente 1 hora.

Estamos muito gratos pela sua colaboração e disponibilidade que desde já agradecemos!

Caraterização da amostra

Data de Nascimento: ____/____/____

Peso: _____ Kg

Altura: _____ cm

Altura do bastão com o cotovelo a 90° de flexão: _____ cm

Tempo de prática: _____ anos

Frequência de prática: _____ horas/mês

Apêndice 4: Teste de Normalidade das Variáveis Cinemáticas

	<i>Kolmogorov-Smirnov^a</i>		
	Estatística	df	Significância
Flexão Tornozelo Contato Inicial Sem Bastões	0,116	56	0,060
Flexão Tornozelo Resposta à Carga Sem Bastões	0,100	56	0,200 [*]
Flexão Tornozelo Apoio Médio Sem Bastões	0,103	56	0,200 [*]
Flexão Tornozelo Apoio Final Sem Bastões	0,096	56	0,200 [*]
Flexão Tornozelo Pré-Oscilação Sem Bastões	0,107	56	0,168
Flexão Tornozelo Contato Inicial Com Bastões	0,106	56	0,176
Flexão Tornozelo Resposta à Carga Com Bastões	0,079	56	0,200 [*]
Flexão Tornozelo Apoio Médio Com Bastões	0,091	56	0,200 [*]
Flexão Tornozelo Apoio Final Com Bastões	0,110	56	0,090
Flexão Tornozelo Pré-Oscilação Com Bastões	0,081	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Contato Inicial Sem Bastões	0,095	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões	0,150	56	0,003
Flexão Joelho Apoio Médio Sem Bastões	0,108	56	0,155
Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões	0,072	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Pré-Oscilação Sem Bastões	0,068	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Contato Inicial Com Bastões	0,103	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões	0,107	56	0,165
Flexão Joelho Apoio Médio Com Bastões	0,072	56	0,200 [*]
Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões	0,152	56	0,003
Flexão Joelho Pré-Oscilação Com Bastões	0,115	56	0,063
Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões	0,093	56	0,200 [*]
Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões	0,104	56	0,196
Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões	0,069	56	0,200 [*]
Flexão Anca Apoio Final Sem Bastões	0,104	56	0,198
Flexão Anca Pré-Oscilação Sem Bastões	0,116	56	0,057
Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões	0,151	56	0,003
Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões	0,121	56	0,039
Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões	0,130	56	0,019
Flexão Anca Apoio Final Com Bastões	0,108	56	0,099
Flexão Anca Pré-Oscilação Com Bastões	0,119	56	0,045

^a Com correção de *Lilliefors*

* Limite mínimo da verdadeira significância

Apêndice 5: Teste de Normalidade das Variáveis Cinéticas

	<i>Kolmogorov-Smirnov^a</i>		
	Estatística	df	Significância
Tempo de Apoio Sem Bastões	0,113	56	0,072
Máximo Passivo Sem Bastões	0,059	56	0,200 [*]
Mínimo Sem Bastões	0,107	56	0,165
Máximo Ativo Sem Bastões	0,148	56	0,004
% Tempo de Desaceleração Sem Bastões	0,077	56	0,200 [*]
Impulso Sem Bastões	0,085	56	0,200 [*]
Máximo Antero-Posterior Sem Bastões	0,166	56	0,001
Tempo de Apoio Com Bastões	0,223	56	0,000
Máximo Passivo Com Bastões	0,093	56	0,200 [*]
Mínimo Com Bastões	0,101	56	0,200 [*]
Máximo Ativo Com Bastões	0,169	56	0,000
% Tempo de Desaceleração Com Bastões	0,088	56	0,200 [*]
Impulso Com Bastões	0,111	56	0,081
Máximo Antero-Posterior Com Bastões	0,066	56	0,200 [*]

^a Com correção de *Lilliefors*

* Limite mínimo da verdadeira significância

Apêndice 6: Teste de Normalidade das Variáveis Eletromiográficas

	<i>Kolmogorov-Smirnov^a</i>		
	Estatística	df	Significância
RMS Trícipite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,315	56	0,000
RMS Trícipite Braquial durante o apoio Sem Bastões	0,342	56	0,000
RMS Trícipite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,292	56	0,000
RMS Trícipite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,350	56	0,000
RMS Trícipite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões	0,165	56	0,001
RMS Trícipite Braquial durante o apoio Com Bastões	0,188	56	0,000
RMS Trícipite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões	0,187	56	0,000
RMS Trícipite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,279	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,210	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões	0,208	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,214	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,218	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões	0,288	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões	0,271	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões	0,291	56	0,000
RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,273	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,230	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões	0,292	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,278	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,289	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões	0,189	56	0,000
RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões	0,167	56	0,001
RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões	0,103	56	0,200*
RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,196	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,213	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral durante o apoio Sem Bastões	0,205	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,247	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,202	56	0,000

(Cont.)	Estatística	df	Significância
RMS Gastrocnemio Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões	0,316	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral durante o apoio Com Bastões	0,349	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões	0,350	56	0,000
RMS Gastrocnemio Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,348	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,228	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial durante o apoio Sem Bastões	0,195	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,195	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,187	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial 120ms antes do apoio Com Bastões	0,271	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial durante o apoio Com Bastões	0,269	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial 60ms depois do apoio Com Bastões	0,231	56	0,000
RMS Gastrocnemio Medial durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,274	56	0,000
RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,354	56	0,000
RMS Vasto Lateral durante o apoio Sem Bastões	0,393	56	0,000
RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,368	56	0,000
RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,391	56	0,000
RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões	0,389	56	0,000
RMS Vasto Lateral durante o apoio Com Bastões	0,407	56	0,000
RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões	0,402	56	0,000
RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,411	56	0,000
RMS Tibial Anterior 120ms antes do apoio Sem Bastões	0,471	56	0,000
RMS Tibial Anterior durante o apoio Sem Bastões	0,477	56	0,000
RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Sem Bastões	0,457	56	0,000
RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Sem Bastões	0,477	56	0,000
RMS Tibial Anterior 120ms antes do apoio Com Bastões	0,460	56	0,000
RMS Tibial Anterior durante o apoio Com Bastões	0,460	56	0,000
RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Com Bastões	0,454	56	0,000
RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Com Bastões	0,460	56	0,000

^a- Com correção de *Lilliefors*

* Limite mínimo da verdadeira significância

Apêndice 7: Teste de Normalidade das Variáveis Demográficas

	<i>Kolmogorov-Smirnov^a</i>		
	Estatística	df	Significância
Tempo de Prática (Anos)	0,169	67	0,000
Frequência de Prática (Horas/Mês)	0,279	67	0,000

^a. Com correção de *Lilliefors*

* Limite mínimo da verdadeira significância

Apêndice 8: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à flexão do tornozelo

		Média	n	Desvio Padrão
Par 1	Flexão Tornozelo Contato Inicial Sem Bastões (°)	-19,16	56	7,575
	Flexão Tornozelo Contato Inicial Com Bastões (°)	-20,30	56	7,577
Par 2	Flexão Tornozelo Resposta à Carga Sem Bastões (°)	-29,70	56	7,734
	Flexão Tornozelo Resposta à Carga Com Bastões (°)	-28,02	56	5,697
Par 3	Flexão Tornozelo Apoio Médio Sem Bastões (°)	-12,95	56	8,300
	Flexão Tornozelo Apoio Médio Com Bastões	-14,02	56	8,884
Par 4	Flexão Tornozelo Apoio Final Sem Bastões (°)	-3,73	56	7,749
	Flexão Tornozelo Apoio Final Com Bastões (°)	,57	56	7,823
Par 5	Flexão Tornozelo Pré-Oscilação Sem Bastões (°)	-8,89	56	8,254
	Flexão Tornozelo Pré-Oscilação Com Bastões (°)	-4,21	56	8,103

Apêndice 9: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à flexão do joelho

		Média	n	Desvio Padrão
Par 6	Flexão Joelho Contato Inicial Sem Bastões (°)	6,66	56	3,992
	Flexão Joelho Contato Inicial Com Bastões (°)	7,61	56	3,893
Par 7	Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões (°)	30,25	56	6,979
	Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões (°)	33,89	56	5,084
Par 8	Flexão Joelho Apoio Médio Sem Bastões (°)	39,98	56	7,436
	Flexão Joelho Apoio Médio Com Bastões (°)	37,86	56	7,421
Par 9	Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões (°)	42,66	56	7,912
	Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões (°)	45,36	56	8,094
Par 10	Flexão Joelho Pré-Oscilação Sem Bastões (°)	53,80	56	6,343
	Flexão Joelho Pré-Oscilação Com Bastões (°)	56,18	56	7,530

Apêndice 10: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à flexão do joelho

		n	Média de Ordenações
Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões / Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões	Ordenações Negativas	38 ^a	28,95
	Ordenações Positivas	14 ^b	19,86
	Igualdades	4 ^c	
	Total	56	
Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões / Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões	Ordenações Negativas	33 ^d	30,74
	Ordenações Positivas	20 ^e	20,83
	Igualdades	3 ^f	
	Total	56	

a. Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões < Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões

b. Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões > Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões

c. Flexão Joelho Resposta à Carga Sem Bastões = Flexão Joelho Resposta à Carga Com Bastões

d. Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões < Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões

e. Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões > Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões

f. Flexão Joelho Apoio Final Sem Bastões = Flexão Joelho Apoio Final Com Bastões

Apêndice 11: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à flexão da anca

		Média	n	Desvio Padrão
Par 11	Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões (°)	8,04	56	6,993
	Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões (°)	10,95	56	6,621
Par 12	Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões (°)	11,07	56	7,577
	Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões (°)	14,93	56	7,618
Par 13	Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões (°)	-0,73	56	7,953
	Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões (°)	0,45	56	7,261
Par 14	Flexão Anca Apoio Final Sem Bastões (°)	-16,82	56	10,757
	Flexão Anca Apoio Final Com Bastões (°)	-15,95	56	10,749
Par 15	Flexão Anca Pré-Oscilação Sem Bastões (°)	-20,59	56	8,994
	Flexão Anca Pré-Oscilação Com Bastões (°)	-20,14	56	9,977

Apêndice 12: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à flexão da anca

		n	Média de Ordenações
Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões / Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões	Ordenações Negativas	39 ^a	27,96
	Ordenações Positivas	12 ^b	19,63
	Igualdades	5 ^c	
	Total	56	
Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões / Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões	Ordenações Negativas	42 ^d	28,89
	Ordenações Positivas	13 ^e	25,12
	Igualdades	1 ^f	
	Total	56	
Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões / Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões	Ordenações Negativas	29 ^g	27,31
	Ordenações Positivas	21 ^h	23,00
	Igualdades	6 ⁱ	
	Total	56	
Flexão Anca Pré-Oscilação Sem Bastões / Flexão Anca Pré-Oscilação Com Bastões	Ordenações Negativas	31 ^j	25,26
	Ordenações Positivas	22 ^k	29,45
	Igualdades	3 ^l	
	Total	56	

a. Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões < Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões

b. Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões > Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões

c. Flexão Anca Contato Inicial Sem Bastões = Flexão Anca Contato Inicial Com Bastões

d. Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões < Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões

e. Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões > Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões

f. Flexão Anca Resposta à Carga Sem Bastões = Flexão Anca Resposta à Carga Com Bastões

g. Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões < Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões

h. Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões > Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões

i. Flexão Anca Apoio Médio Sem Bastões = Flexão Anca Apoio Médio Com Bastões

j. Flexão Anca Pré-Balanço Sem Bastões < Flexão Anca Pré-Balanço Com Bastões

k. Flexão Anca Pré-Balanço Sem Bastões > Flexão Anca Pré-Balanço Com Bastões

l. Flexão Anca Pré-Balanço Sem Bastões = Flexão Anca Pré-Balanço Com Bastões

Apêndice 13: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à análise cinética

		Média	n	Desvio Padrão
Par 16	Tempo de Apoio Sem Bastões (ms)	639,72	56	76,212
	Tempo de Apoio Com Bastões (ms)	721,72	56	82,023
Par 17	Máximo Passivo Sem Bastões (N)	1120,85	56	200,469
	Máximo Passivo Com Bastões (N)	1049,59	56	174,320
Par 18	Mínimo Passivo Sem Bastões (N)	407,84	56	64,382
	Mínimo Passivo Com Bastões (N)	378,94	56	81,006
Par 19	Máximo Ativo Sem Bastões (N)	569,74	56	128,920
	Máximo Ativo Com Bastões (N)	609,01	56	111,903
Par 20	% Tempo de Desaceleração Sem Bastões	77,514	56	3,529
	% Tempo de Desaceleração Com Bastões	78,881	56	3,146
Par 21	Impulso Sem Bastões (N.s)	371,75	56	73,694
	Impulso Com Bastões (N.s)	398,23	56	83,363
Par 22	Máximo Antero-Posterior Sem Bastões (N)	508,17	56	124,033
	Máximo Antero-Posterior Com Bastões (N)	488,46	56	105,383

Apêndice 14: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes às variáveis cinéticas

		n	Média de Ordenações
Tempo de Apoio Sem Bastões / Tempo de Apoio Com Bastões	Ordenações Negativas	55 ^a	29,00
	Ordenações Positivas	1 ^b	1,00
	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
Máximo Ativo Sem Bastões / Máximo Ativo Com Bastões	Ordenações Negativas	39 ^d	33,03
	Ordenações Positivas	17 ^e	18,12
	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
Máximo Antero-Posterior Sem Bastões / Máximo Antero-Posterior Com Bastões	Ordenações Negativas	26 ^g	25,35
	Ordenações Positivas	30 ^h	31,23
	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	

a. Tempo de Apoio Sem Bastões < Tempo de Apoio Com Bastões

b. Tempo de Apoio Sem Bastões > Tempo de Apoio Com Bastões

c. Tempo de Apoio Sem Bastões = Tempo de Apoio Com Bastões

d. Máximo Ativo Sem Bastões < Máximo Ativo Com Bastões

e. Máximo Ativo Sem Bastões > Máximo Ativo Com Bastões

f. Máximo Ativo Sem Bastões = Máximo Ativo Com Bastões

g. Máximo Antero-Posterior Sem Bastões < Máximo Antero-Posterior Com Bastões

h. Máximo Antero-Posterior Sem Bastões > Máximo Antero-Posterior Com Bastões

i. Máximo Antero-Posterior Sem Bastões = Máximo Antero-Posterior Com Bastões

Apêndice 15: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do Tricípite Braquial (RMS)

		Média	n	Desvio Padrão
Par 23	RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	0,591	56	0,618
	RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	1,048	56	0,881
Par 24	RMS Tricípite Braquial durante o apoio Sem Bastões (%)	0,604	56	0,621
	RMS Tricípite Braquial durante o apoio Com Bastões (%)	1,050	56	0,863
Par 25	RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	0,610	56	0,606
	RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	1,084	56	0,947
Par 26	RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	0,594	56	0,618
	RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	1,716	56	2,697

Apêndice 16: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à ativação eletromiográfica do Tricípite Braquial

		n	Média de Ordenações
RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	37 ^a	31,38
	Ordenações Positivas	19 ^b	22,89
RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
RMS Tricípite Braquial durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	37 ^d	30,73
	Ordenações Positivas	19 ^e	24,16
RMS Tricípite Braquial durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	34 ^g	32,79
	Ordenações Positivas	22 ^h	21,86
RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	
RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	37 ^j	31,16
	Ordenações Positivas	19 ^k	23,32
RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^l	
	Total	56	

a. RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões < RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões

b. RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões > RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões

c. RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Sem Bastões = RMS Tricípite Braquial 120ms antes do apoio Com Bastões

d. RMS Tricípite Braquial durante o apoio Sem Bastões < RMS Tricípite Braquial durante o apoio Com Bastões

e. RMS Tricípite Braquial durante o apoio Sem Bastões > RMS Tricípite Braquial durante o apoio Com Bastões

f. RMS Tricípite Braquial durante o apoio Sem Bastões = RMS Tricípite Braquial durante o apoio Com Bastões

g. RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões < RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões

h. RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões > RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões

i. RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Sem Bastões = RMS Tricípite Braquial 60ms depois do apoio Com Bastões

j. RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões < RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões

k. RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões > RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões

l. RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Sem Bastões = RMS Tricípite Braquial durante a fase de desaceleração Com Bastões

Apêndice 17: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica dos Eretores da Espinha direito e esquerdo (RMS)

		Média	n	Desvio Padrão
Par 27	RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	10,288	56	11,650
	RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	9,967	56	13,092
Par 28	RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões (%)	10,609	56	11,854
	RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões (%)	9,131	56	11,630
Par 29	RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	10,260	56	12,117
	RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	8,524	56	10,929
Par 30	RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	0,107	56	0,119
	RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	9,199	56	11,617
Par 31	RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	6,359	56	5,771
	RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	6,325	56	4,113
Par 32	RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões (%)	6,717	56	5,776
	RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões (%)	6,289	56	3,894
Par 33	RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	7,091	56	6,656
	RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	6,612	56	4,156
Par 34	RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	6,616	56	5,642
	RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	6,202	56	3,923

Apêndice 18: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à ativação eletromiográfica dos Eretores da Espinha direito e esquerdo

		n	Média de Ordenações
RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	26 ^a	26,85
	Ordenações Positivas	30 ^b	29,93
RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	19 ^d	29,63
	Ordenações Positivas	37 ^e	27,92
RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	27 ^g	21,93
	Ordenações Positivas	29 ^h	34,62
RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	19 ^j	29,21
	Ordenações Positivas	37 ^k	28,14
RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^l	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	35 ^m	29,40
	Ordenações Positivas	21 ⁿ	27,00
RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^o	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	35 ^p	28,51
	Ordenações Positivas	21 ^q	28,48
RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^r	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	33 ^s	30,27
	Ordenações Positivas	23 ^t	25,96
RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^u	
	Total	56	
RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	35 ^v	27,60
	Ordenações Positivas	21 ^w	30,00
RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^x	
	Total	56	

-
- a. RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões
 - b. RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões
 - c. RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha direito 120ms antes do apoio Com Bastões
 - d. RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões
 - e. RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões
 - f. RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha direito durante o apoio Com Bastões
 - g. RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões
 - h. RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões
 - i. RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha direito 60ms depois do apoio Com Bastões
 - j. RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões < RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões
 - k. RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões > RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões
 - l. RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Sem Bastões = RMS Eretor Espinha direito durante a fase de desaceleração Com Bastões
 - m. RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões
 - n. RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões
 - o. RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha esquerdo 120ms antes do apoio Com Bastões
 - p. RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões
 - q. RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões
 - r. RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha esquerdo durante o apoio Com Bastões
 - s. RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões < RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões
 - t. RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões > RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões
 - u. RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Sem Bastões = RMS Eretor Espinha esquerdo 60ms depois do apoio Com Bastões
 - v. RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões < RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões
 - w. RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões > RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões
 - x. RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Sem Bastões = RMS Eretor Espinha esquerdo durante a fase de desaceleração Com Bastões

Apêndice 19: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do Gastrocnêmio lateral e medial (RMS)

		Média	n	Desvio Padrão
Par 35	RMS Gastrocnêmio Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	3,077	56	3,029
	RMS Gastrocnêmio Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	2,793	56	3,028
Par 36	RMS Gastrocnêmio Lateral durante o apoio Sem Bastões (%)	3,163	56	2,921
	RMS Gastrocnêmio Lateral durante o apoio Com Bastões (%)	2,696	56	2,803
Par 37	RMS Gastrocnêmio Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	3,398	56	3,572
	RMS Gastrocnêmio Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	2,860	56	3,271
Par 38	RMS Gastrocnêmio Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	3,121	56	2,847
	RMS Gastrocnêmio Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	2,668	56	2,758
Par 39	RMS Gastrocnêmio Medial 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	4,836	56	4,743
	RMS Gastrocnêmio Medial 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	4,377	56	4,261
Par 40	RMS Gastrocnêmio Medial durante o apoio Sem Bastões (%)	5,035	56	4,493
	RMS Gastrocnêmio Medial durante o apoio Com Bastões (%)	4,425	56	3,975
Par 41	RMS Gastrocnêmio Medial 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	5,333	56	5,287
	RMS Gastrocnêmio Medial 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	4,180	56	3,502
Par 42	RMS Gastrocnêmio Medial durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	4,951	56	4,402
	RMS Gastrocnêmio Medial durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	4,362	56	4,059

Apêndice 20: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à ativação eletromiográfica do Gastrocnémio lateral e medial

		n	Média de Ordenações
RMS Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	18 ^a	26,50
	Ordenações Positivas	38 ^b	29,45
RMS Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Lateral durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	18 ^d	22,06
	Ordenações Positivas	38 ^e	31,55
RMS Gastrocnémio Lateral durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	18 ^g	25,78
	Ordenações Positivas	38 ^h	29,79
RMS Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	17 ^j	22,65
	Ordenações Positivas	39 ^k	31,05
RMS Gastrocnémio Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^l	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	25 ^m	29,72
	Ordenações Positivas	31 ⁿ	27,52
RMS Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^o	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Medial durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	26 ^p	27,85
	Ordenações Positivas	30 ^q	29,07
RMS Gastrocnémio Medial durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^r	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	25 ^s	28,00
	Ordenações Positivas	31 ^t	28,90
RMS Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^u	
	Total	56	
RMS Gastrocnémio Medial durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	26 ^v	27,62
	Ordenações Positivas	30 ^w	29,27
RMS Gastrocnémio Medial durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^x	
	Total	56	

-
- a. Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio com bastões
 - b. Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio com bastões
 - c. Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Lateral 120ms antes do apoio com bastões
 - d. Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio com bastões
 - e. Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio com bastões
 - f. Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Lateral do apoio com bastões
 - g. Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio com bastões
 - h. Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio com bastões
 - i. Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Lateral 60ms depois do apoio com bastões
 - j. Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões < Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões
 - k. Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões > Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões
 - l. Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões = Ativação Gastrocnémio Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões
 - m. Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio com bastões
 - n. Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio com bastões
 - o. Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Medial 120ms antes do apoio com bastões
 - p. Ativação Gastrocnémio Medial do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Medial do apoio com bastões
 - q. Ativação Gastrocnémio Medial do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Medial do apoio com bastões
 - r. Ativação Gastrocnémio Medial do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Medial do apoio com bastões
 - s. Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio sem bastões < Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio com bastões
 - t. Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio sem bastões > Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio com bastões
 - u. Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio sem bastões = Ativação Gastrocnémio Medial 60ms depois do apoio com bastões
 - v. Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração sem bastões < Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração com bastões
 - w. Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração sem bastões > Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração com bastões
 - x. Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração sem bastões = Ativação Gastrocnémio Medial durante o tempo de desaceleração com bastões

Apêndice 21: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do Vasto Lateral (RMS)

		Média	n	Desvio Padrão
Par 43	RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	1,629	56	3,006
	RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	1,367	56	2,141
Par 44	RMS Vasto Lateral durante o apoio Sem Bastões (%)	1,887	56	3,196
	RMS Vasto Lateral durante o apoio Com Bastões (%)	1,405	56	2,266
Par 45	RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	1,895	56	3,461
	RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	1,435	56	2,430
Par 46	RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	1,872	56	3,144
	RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	1,402	56	2,260

Apêndice 22: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à ativação eletromiográfica do Vasto Lateral

		n	Média de Ordenações
RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	33 ^a	32,70
	Ordenações Positivas	23 ^b	22,48
RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
RMS Vasto Lateral durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	35 ^d	27,17
	Ordenações Positivas	21 ^e	30,71
RMS Vasto Lateral durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	27 ^g	32,04
	Ordenações Positivas	29 ^h	25,21
RMS Vasto Lateral 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	
RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	34 ^j	28,21
	Ordenações Positivas	22 ^k	28,95
RMS Vasto Lateral durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^l	
	Total	56	

a. Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio sem bastões < Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio com bastões

b. Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio sem bastões > Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio com bastões

c. Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio sem bastões = Ativação Vasto Lateral 120ms antes do apoio com bastões

d. Ativação Vasto Lateral do apoio sem bastões < Ativação Vasto Lateral do apoio com bastões

e. Ativação Vasto Lateral do apoio sem bastões > Ativação Vasto Lateral do apoio com bastões

f. Ativação Vasto Lateral do apoio sem bastões = Ativação Vasto Lateral do apoio com bastões

g. Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio sem bastões < Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio com bastões

h. Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio sem bastões > Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio com bastões

i. Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio sem bastões = Ativação Vasto Lateral 60ms depois do apoio com bastões

j. Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões < Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões

k. Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões > Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões

l. Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração sem bastões = Ativação Vasto Lateral durante o tempo de desaceleração com bastões

Apêndice 23: Estatística descritiva dos pares de variáveis correspondentes à ativação eletromiográfica do Tibial Anterior (RMS)

		Média	n	Desvio Padrão
Par 47	RMS Tibial Anterior 120ms antes do apoio Sem Bastões (%)	8,471	56	24,603
	RMS Vasto Lateral 120ms antes do apoio Com Bastões (%)	6,967	56	19,779
Par 48	RMS Tibial Anterior durante o apoio Sem Bastões (%)	8,938	56	25,777
	RMS Tibial Anterior durante o apoio Com Bastões (%)	6,206	56	17,385
Par 49	RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Sem Bastões (%)	9,319	56	26,461
	RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Com Bastões (%)	5,651	56	15,872
Par 50	RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Sem Bastões (%)	8,897	56	25,730
	RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Com Bastões (%)	6,320	56	17,773

Apêndice 24: Ordenações do Teste de *Wilcoxon* correspondentes à ativação eletromiográfica do Tibial Anterior

		n	Média de Ordenações
RMS Tibial Anterior 120ms antes do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	22 ^a	24,82
	Ordenações Positivas	34 ^b	30,88
RMS Tibial Anterior 120ms antes do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^c	
	Total	56	
RMS Tibial Anterior durante o apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	16 ^d	23,50
	Ordenações Positivas	40 ^e	30,50
RMS Tibial Anterior durante o apoio Com Bastões	Igualdades	0 ^f	
	Total	56	
RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Sem Bastões /	Ordenações Negativas	16 ^g	16,50
	Ordenações Positivas	40 ^h	33,30
RMS Tibial Anterior 60ms depois do apoio Com Bastões	Igualdades	0 ⁱ	
	Total	56	
RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Sem Bastões /	Ordenações Negativas	17 ^j	26,41
	Ordenações Positivas	39 ^k	29,41
RMS Tibial Anterior durante a fase de desaceleração Com Bastões	Igualdades	0 ^l	
	Total	56	

a. Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio sem bastões < Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio com bastões

b. Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio sem bastões > Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio com bastões

c. Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio sem bastões = Ativação Tibial Anterior 120ms antes do apoio com bastões

d. Ativação Tibial Anterior do apoio sem bastões < Ativação Tibial Anterior do apoio com bastões

e. Ativação Tibial Anterior do apoio sem bastões > Ativação Tibial Anterior do apoio com bastões

f. Ativação Tibial Anterior do apoio sem bastões = Ativação Tibial Anterior do apoio com bastões

g. Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio sem bastões < Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio com bastões

h. Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio sem bastões > Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio com bastões

i. Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio sem bastões = Ativação Tibial Anterior 60ms depois do apoio com bastões

j. Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração sem bastões < Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração com bastões

k. Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração sem bastões > Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração com bastões

l. Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração sem bastões = Ativação Tibial Anterior durante o tempo de desaceleração com bastões

Apêndice 25: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática, diferença obtida nas variáveis cinemáticas correspondentes à flexão do tornozelo, joelho e anca

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença flexão Tornozelo Apoio Final (°)	Diferença flexão Tornozelo Pré-Oscilação(°)	Diferença flexão Joelho Resposta à Carga(°)	Diferença da Flexão do Joelho no Apoio Médio(°)	Diferença flexão Joelho Apoio Final(°)	Diferença flexão Joelho Pré-Oscilação(°)	Diferença da Flexão da Anca no Contato Inicial(°)	Diferença flexão Anca Resposta à carga(°)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	0,075	0,250	0,211	0,109	-0,285*	-0,278*	0,037	0,156
	Significância	.	0,000	0,585	0,064	0,118	0,424	0,033	0,038	0,788	0,250
	n	67	67	56	56	56	56	56	56	56	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	0,080	0,071	0,349**	0,124	-0,155	-0,148	-0,031	0,341*
	Significância		.	0,558	0,603	0,008	0,361	0,254	0,276	0,818	0,010
	n		67	56	56	56	56	56	56	56	56
Diferença flexão Tornozelo Apoio Final (°)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000	0,192	-0,043	0,035	-0,054	-0,094	-0,125	0,015
	Significância			.	0,157	0,750	0,798	0,692	0,491	0,358	0,911
	n			56	56	56	56	56	56	56	56
Diferença flexão Tornozelo Pré-Oscilação (°)	<i>Rho de Spearman</i>				1,000	0,073	-0,109	0,001	-0,097	-0,241	0,208
	Significância				.	0,592	0,423	0,994	0,475	0,074	0,124
	n				56	56	56	56	56	56	56
Diferença flexão Joelho Resposta à Carga (°)	<i>Rho de Spearman</i>					1,000	0,038	0,084	-0,089	-0,358**	0,538**
	Significância					.	0,781	0,540	0,516	0,007	0,000
	n					56	56	56	56	56	56
Diferença da Flexão do Joelho no Apoio Médio (°)	<i>Rho de Spearman</i>						1,000	-0,246	-0,195	0,257	-0,031
	Significância						.	0,067	0,150	0,056	0,819
	n						56	56	56	56	56
Diferença flexão Joelho Apoio Final (°)	<i>Rho de Spearman</i>							1,000	0,360**	-0,232	0,146
	Significância							.	0,006	0,085	0,282
	n							56	56	56	56
Diferença flexão Joelho Pré-Oscilação (°)	<i>Rho de Spearman</i>								1,000	-0,076	0,043
	Significância								.	0,579	0,755
	n								56	56	56
Diferença da Flexão da Anca no Contato Inicial (°)	<i>Rho de Spearman</i>									1,000	-0,546**
	Significância									.	0,000
	n									56	56
Diferença flexão Anca Resposta à carga (°)	<i>Rho de Spearman</i>										1,000
	Significância										.
	n										56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

* . Correlação significativa com $p \leq 0.05$

Apêndice 26: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferença obtida nas variáveis cinéticas

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença Tempo de Apoio (ms)	Diferença Máximo Passivo (N)	Diferença do Mínimo (N)	Diferença Máximo Ativo (N)	Diferença % do Tempo de Desaceleração (%)	Diferença Impulso (N.s)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	-0,059	0,161	0,044	0,057	-0,096	0,088
	Significância		0,000	0,666	0,237	0,745	0,676	0,483	0,517
	n	67	67	56	56	56	56	56	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	0,208	-0,250	-0,053	0,251	0,183	0,092
	Significância			0,124	0,063	0,697	0,062	0,177	0,500
	n		67	56	56	56	56	56	56
Diferença Tempo de Apoio (ms)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000	-0,476**	0,334*	0,160	0,924**	0,713**
	Significância				0,000	0,012	0,240	0,000	0,000
	n			56	56	56	56	56	56
Diferença Máximo Passivo (N)	<i>Rho de Spearman</i>				1,000	-0,241	-0,238	-0,491**	-0,152
	Significância					0,073	0,078	0,000	0,263
	n				56	56	56	56	56
Diferença do Mínimo (N)	<i>Rho de Spearman</i>					1,000	-0,100	0,413**	0,618**
	Significância						0,462	0,002	0,000
	n					56	56	56	56
Diferença Máximo Ativo (N)	<i>Rho de Spearman</i>						1,000	0,274*	0,079
	Significância							0,041	0,561
	n						56	56	56
Diferença % do Tempo de Desaceleração (%)	<i>Rho de Spearman</i>							1,000	0,673**
	Significância								0,000
	n							56	56
Diferença Impulso (N.s)	<i>Rho de Spearman</i>								1,000
	Significância								
	n								56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

*. Correlação significativa com $p \leq 0.05$

Apêndice 27:Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferença obtida nas variáveis eletromiográficas do trícipite braquial

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do Trícipite braquial 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial 60ms depois do apoio (%)	Diferença na ativação do Trícipite braquial durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	0,057	0,102	0,079	0,143
	Significância		0,000	0,676	0,454	0,565	0,294
	n	67	67	56	56	56	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	-0,114	-0,094	-0,110	-0,050
	Significância			0,402	0,492	0,419	0,715
	n		67	56	56	56	56
Diferença na ativação do Trícipite braquial 120ms antes do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000	0,970**	0,944**	0,917**
	Significância				0,000	0,000	0,000
	n			56	56	56	56
Diferença na ativação do Trícipite braquial do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>				1,000	0,964**	0,970**
	Significância					0,000	0,000
	n				56	56	56
Diferença na ativação do Trícipite braquial 60ms depois do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>					1,000	0,941**
	Significância						0,000
	n					56	56
Diferença na ativação do Trícipite braquial durante o tempo de desaceleração (%)	<i>Rho de Spearman</i>						1,000
	Significância						
	n						56

**. Correlação significativa com $p \leq 0.01$

Apêndice 28: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática, diferença obtida nas variáveis eletromiográficas do eretor da espinha direito

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	-0,030
	Significância	.	0,000	0,828
	n	67	67	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	-0,312*
	Significância		.	0,019
	n		67	56
Diferença na ativação do eretor da espinha direito durante o tempo de desaceleração (%)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000
	Significância			.
	n			56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

* . Correlação significativa com $p \leq 0.05$

Apêndice 29: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferença obtida nas variáveis eletromiográficas do gastrônêmio lateral

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do gastrônêmio lateral 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do gastrônêmio lateral do apoio (%)	Diferença na ativação do gastrônêmio lateral 60ms depois do apoio (%)	Diferença na ativação do gastrônêmio lateral durante o tempo de desaceleração (%)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	0,108	0,035	0,130	0,031
	Significância	.	0,000	0,428	0,797	0,341	0,823
	n	67	67	56	56	56	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	0,040	-0,031	-0,070	-0,011
	Significância		.	0,768	0,819	0,608	0,934
	n		67	56	56	56	56
Diferença na ativação do gastrônêmio lateral 120ms antes do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000	0,820**	0,592**	0,797**
	Significância			.	0,000	0,000	0,000
	n			56	56	56	56
Diferença na ativação do gastrônêmio lateral do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>				1,000	0,747**	0,987**
	Significância				.	0,000	0,000
	n				56	56	56
Diferença na ativação do gastrônêmio lateral 60ms depois do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>					1,000	0,711**
	Significância					.	0,000
	n					56	56
Diferença na ativação do gastrônêmio lateral durante o tempo de desaceleração (%)	<i>Rho de Spearman</i>						1,000
	Significância						.
	n						56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

Apêndice 30: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática, diferença obtida nas variáveis eletromiográficas do vasto lateral

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação vasto lateral 120ms antes do apoio (%)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	-0,147
	Significância	.	0,000	0,280
	n	67	67	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	0,021
	Significância		.	0,877
	n		67	56
Diferença na ativação vasto lateral 120ms antes do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000
	Significância			.
	n			56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

Apêndice 31: Correlações entre as variáveis: tempo e frequência de prática e diferenças significativas obtidas nas variáveis eletromiográficas do tibial anterior

		Tempo de Prática (Anos)	Frequência de Prática (Horas/Mês)	Diferença na ativação do tibial anterior 120ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do tibial anterior do apoio (%)	Diferença na ativação do tibial anterior 60ms antes do apoio (%)	Diferença na ativação do tibial anterior durante o tempo de desaceleração(%)
Tempo de Prática (Anos)	<i>Rho de Spearman</i>	1,000	0,511**	-0,280*	-0,244	-0,059	-0,220
	Significância	.	0,000	0,036	0,070	0,668	0,103
	n	67	67	56	56	56	56
Frequência de Prática (Horas/Mês)	<i>Rho de Spearman</i>		1,000	-0,038	0,062	0,212	-0,046
	Significância		.	0,780	0,652	0,116	0,735
	n		67	56	56	56	56
Diferença na ativação do tibial anterior 120ms antes do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>			1,000	0,704**	0,327*	0,772**
	Significância			.	0,000	0,014	0,000
	n			56	56	56	56
Diferença na ativação do tibial anterior do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>				1,000	0,596**	0,899**
	Significância				.	0,000	0,000
	n				56	56	56
Diferença na ativação do tibial anterior 60ms antes do apoio (%)	<i>Rho de Spearman</i>					1,000	0,440**
	Significância					.	0,001
	n					56	56
Diferença na ativação do tibial anterior durante o tempo de desaceleração (%)	<i>Rho de Spearman</i>						1,000
	Significância						.
	n						56

** . Correlação significativa com $p \leq 0.01$

* . Correlação significativa com $p \leq 0.05$

