

INFLUÊNCIA DAS ONDAS DE CHOQUE INDUZIDAS PELO
CONTATO INICIAL E DA ATIVIDADE MUSCULAR NA TRANSIÇÃO
CAMINHADA-CORRIDA

Kin Shung Hwang

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2006

HWANG, KIN SHUNG

Influência das ondas de choque induzidas pelo contato inicial e da atividade muscular na transição caminhada-corrída [Rio de Janeiro] 2006

X, 140 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Biomecânica
2. Transição Caminhada - Corrida
3. Marcha Humana
4. Acelerometria
5. Eletromiografia

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

“Só sei que nada sei” (Sócrates)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todas as pessoas que de alguma forma foram importantes na minha formação como ser humano: a minha família, aos meus amigos e aos meus professores.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores Carlos Gomes de Oliveira e Jurandir Nadal pela ajuda sempre que se fez necessário e pela oportunidade concedida.

Ao meu amigo e orientador de graduação, Luiz Alberto Batista por me guiar no início da jornada ao interessante mundo da Ciência, por acompanhar com interesse a minha carreira e pelas oportunidades de crescimento profissional oferecidas. É um prazer tê-lo colaborando agora na minha banca de Mestrado.

Aos professores Renan, "Marcão", Wagner Coelho, Márcio Nogueira e Infantsi, professores que ganharam minha admiração, seja pelo seu conhecimento ou pela sua didática.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica do IEFD/UERJ - onde tive o primeiro contato com a técnica da acelerometria, usada nesta Dissertação - que compartilharam momentos inesquecíveis de estudos, grande amizade e amadurecimento pessoal e profissional: Chris Corrêa, Glauber Ribeiro "Goró", Leticia Brito, Rachel Saraiva, Daniel Chagas, Lucas Rosadas e Nilson. Que a nossa união dure para sempre.

Ao pessoal do Laboratório de Biomecânica da EEFD/UFRJ: vocês tornaram-se amigos para toda a vida. Em especial, ao Marco Garcia pelo conhecimento de EMG passado, à Liliam Fernandes de Oliveira, pelas oportunidades e pelo voto de confiança, ao Aureliano Imbiriba, pelos ensinamentos de estatística e ao Eng. Magalhães pela ajuda técnica com a instrumentação e com o software de aquisição. E aos estagiários Leonardo Barbieri, Patrícia, Thiago Matta e Daniel Alves.

Àqueles que tive o prazer de conhecer durante a árdua jornada e tornaram-se amigos: Marcus Stecklow "Mosquito", Danilo Melges "Dmelges", Armel Lié Bakita, Adriane Muniz, Flor Roxana, Maurício Cagy, Paulo José, Moacir Marocolo, Washington e Roger Gomes.

Aos que já eram grandes amigos e vieram a se tornar colegas de Mestrado: Paulo Granja e Olivassé Nasario, fortalecendo ainda mais a nossa amizade.

E a alguns amigos especiais cujos momentos compartilhados foram essenciais para a manutenção da minha serenidade e equilíbrio emocional durante o curso: Jefferson Gomes, Adriano Lacerda, Sheila Silva, Luis Gustavo, Eduardo José "Dudu", Rodrigo Ferreira, Thiago Lemos, Giovane Tortelote e Fabiana Lima.

Aos pesquisadores que me ajudaram respondendo aos meus e-mails e compartilhando o seu conhecimento: Arkady Voloshin, Úrsula Heinz, Benno Nigg, Roberto Merletti, Clinton Rubin e Alan Hreljac.

Aos meus alunos do curso de Pós-graduação *Latu Sensu* em Biomecânica e em Desportos de Campo e Quadra da UFRJ e da Graduação em Educação Física da Universidade Católica de Petrópolis.

Aos amigos prof. Dirceu Gama e prof. Jefferson Retondar por me oportunizarem.

À Fátima Palha e aos amigos do LABOFISE/EEFD/UFRJ por cederem a esteira ergométrica e o laboratório.

Aos funcionários da COPPE: Diniz e Wesley que são importantes não apenas pelas suas funções, mas pela sua grandiosidade como seres humanos.

Ao NUICAF (Núcleo do Instituto de Ciências da Atividade Física da Aeronáutica) por ceder equipamentos essenciais à coleta de sinais.

Aos 39 voluntários que participaram do estudo, sem os quais esta pesquisa experimental não seria possível. Muito obrigado!

Ao CNPQ pela bolsa de estudos e à FAPERJ pelo auxílio financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

INFLUÊNCIA DAS ONDAS DE CHOQUE INDUZIDAS PELO CONTATO INICIAL E DA
ATIVIDADE MUSCULAR NA TRANSIÇÃO CAMINHADA-CORRIDA

Kin Shung Hwang

Março/2006

Orientadores: Jurandir Nadal

Carlos Gomes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Nós testamos a hipótese de que as ondas de choque na tíbia e na coluna vertebral lombar e a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna podem ser disparadores da transição caminhada-corrída (*TCC*). Trinta (30) sujeitos caminharam e correram numa esteira ergométrica em 5 velocidades: a 80, 90, 100, 110 e 120% da velocidade de transição (*VT*). As ondas de choque foram medidas através de acelerômetros piezoelétricos montados na pele, e o EMG foi monitorado através de eletrodos de superfície. Os dados foram analisados por dois modelos diferentes. Enquanto um modelo sugeriu que o EMG do tibial anterior pode ser o determinante da *TCC*, o outro não mostrou o mesmo. Parece que o uso de diferentes modelos para analisar a mesma data pode fornecer diferentes resultados e conclusões, o que nos leva a concluir que existe a necessidade de estabelecer um modelo de análise unificado para compreender o fenômeno da *TCC*.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

INFLUENCE OF THE HEEL-STRIKE INDUCED SHOCK WAVES AND
MUSCLE ACTIVITY ON THE WALK-RUN TRANSITION

Kin Shung Hwang

March/2006

Advisors: Jurandir Nadal

Carlos Gomes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

We tested the hypothesis that the shock waves at tibia and at low back spine and the electromyographical (EMG) activity at tibialis anterior, vastus lateralis and erector spinae muscles would drive the walk-run transition (WRT). Thirty (30) subjects walked and ran on a ergometric treadmill at 5 speeds: 80, 90, 100, 110 and 120% of the transition speed (*TS*). The shock waves were measured through skin-mounted piezoelectric accelerometers, and the EMG was monitored through surface electrodes. The data was analyzed with two different models. Whereas one model suggested that the tibialis anterior EMG could drive the WRT, the other do not show the same. It appears that the use of different models to analyze the same data could make different results and conclusions, which let us conclude that there is the need to establish an unified model of analysis to understand the *TCC* phenomenon.

ÍNDICE

FOLHA DE ROSTO.....	i
FICHA CATALOGRÁFICA.....	ii
EPÍGRAFE.....	iii
DEDICATÓRIA.....	iv
AGRADECIMENTOS.....	v
RESUMO.....	vii
ABSTRACT.....	viii
ÍNDICE.....	ix
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO.....	1
I.1. O PROBLEMA.....	1
I.2. DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS	3
I.3. OBJETIVOS.....	5
I.4. DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	5
I.5. HIPÓTESES.....	5
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	7
II.1. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO ENTRE A CAMINHADA E A CORRIDA: DESCRIÇÃO DO FENÔMENO	7
II.1.1. MODELAGEM DA LOCOMOÇÃO HUMANA.....	8
II.1.2. HIPÓTESE DA MINIMIZAÇÃO DO GASTO ENERGÉTICO	12
II.1.3. ESTUDOS ANALISANDO VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS	14
II.1.4. OUTROS FATORES INFLUENCIADORES DA <i>TCC</i>	17
II.1.5. MODELOS DE ESTUDOS DA TRANSIÇÃO CAMINHADA-CORRIDA	20
II.2. O USO DA ACELEROMETRIA NA MENSURAÇÃO DE ONDAS DE CHOQUE CORPORAIS DA LOCOMOÇÃO HUMANA	25
II.2.1. CINEMÁTICA DO CONTATO INICIAL	25
II.2.2. CINÉTICA DO CONTATO INICIAL	26
II.2.3. MENSURAÇÃO DAS ONDAS DE CHOQUE.....	30
II.2.4. ESTUDOS RELACIONANDO IMPACTOS E LESÕES	33
II.2.5. VARIÁVEIS QUE INFLUENCIAM AS FORÇAS DE IMPACTO E ACELERAÇÕES DO CORPO HUMANO.....	37
II.3. A ELETROMIOGRAFIA NA ANÁLISE DA LOCOMOÇÃO HUMANA	43
II.3.1. A ELETROMIOGRAFIA E SUA CONTRIBUIÇÃO NA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA....	43
II.3.2. GERAÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO.....	44
II.3.3. AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO	49
II.3.4. PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO NA LOCOMOÇÃO	55
II.3.5. NORMALIZAÇÃO	57
II.3.6. O SINAL ELETROMIOGRÁFICO E AS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E FISIOLÓGICAS	57
II.3.7. AÇÃO FÁSICA DOS MÚSCULOS DURANTE A CAMINHADA NORMAL	60
II.3.8. AÇÃO FÁSICA DOS MÚSCULOS DURANTE A CORRIDA NORMAL.....	62
CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS	64
III.1. AMOSTRA	64
III.2. MEDIDA DA VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO	65

III.3. ELETROMIOGRAFIA E ACELEROMETRIA.....	66
III.4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	69
III.5. ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS SINAIS.....	70
III.6. ANÁLISE DAS VARIÁVEIS COMO PREDITORAS DA TRANSIÇÃO.....	72
CAPÍTULO IV - RESULTADOS.....	73
IV.1 - VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO.....	73
IV.2. ONDAS DE CHOQUE.....	74
IV.2.1. MODELO DE PRILUTSKY E GREGOR (2001).....	74
IV.2.2. MODELO DE HRELJAC (1995).....	80
IV.3. PICOS DE EMGS NORMALIZADOS.....	81
IV.3.1. MODELO DE PRILUTSKY E GREGOR (2001).....	82
IV.3.2. MODELO DE HRELJAC (1995).....	87
CAPÍTULO V - DISCUSSÃO.....	90
V.1. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO.....	90
V.2. AS ACELERAÇÕES E AS TAXAS DE CARGAS.....	92
V.3. ELETROMIOGRAFIA.....	94
V.4. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO E OS MODELOS DE ESTUDO DAS VARIÁVEIS DETERMINANTES.....	96
V.5. LIMITES DO ESTUDO.....	102
CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO.....	105
REFERÊNCIAS.....	107
APÊNDICE A.....	124
APÊNDICE B.....	125
APÊNDICE C.....	127
APÊNDICE D.....	135

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

I.1. O PROBLEMA

A locomoção humana é um fenômeno de complexidade extraordinária (SAUNDERS, 1953). Objeto de estudo de pesquisadores desde o século VII (STEINDLER, 1953; SUTHERLAND, 2001), permanece sendo bastante discutida até a atualidade, e se dá, basicamente, através da caminhada e da corrida.

A prática de exercícios físicos tem sido associada ao tratamento e à prevenção de diversas doenças crônicas, como cardiopatias (WILLIAMS *et al.*, 2002), osteoporose (SWEZEI, 1996), diabetes (AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2003) e câncer (MCTIERNAN, 2003), tornando a corrida e a caminhada atividades bastante populares e praticadas, pela sua simplicidade e baixo custo.

Para uma prescrição de exercícios adequada, é necessário que seja respeitado o princípio da sobrecarga. Isto significa manipular combinações de frequência, intensidade e duração de exercícios adequados à população com a qual se trabalha, seja ela composta por atletas de alto rendimento, ou por sedentários (MCCARDLE *et al.*, 1998). Um parâmetro importante na intensidade da caminhada e da corrida é a velocidade de locomoção. Para velocidades menores que 6 km/h, a caminhada é mais eficiente, enquanto que, para velocidades acima de 8 km/h, a corrida é mais recomendada (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2000).

Ao aumentarem gradualmente a velocidade de caminhada, partindo de uma velocidade relativamente baixa, os humanos fazem uma transição aparentemente espontânea da caminhada para a corrida, quando tal velocidade atinge um determinado valor crítico. Apesar de este fenômeno ser bem descrito e relatado, as suas causas são desconhecidas (HRELJAC, 1993; MINETTI *et al.*, 1994; DIEDRICH E WARREN, 1995; KRAM *et al.*, 1997; RAYNOR *et al.*, 2002). Postula-se que tal transição ocorre como mecanismo poupador de energia (HOYT E TAYLOR, 1981; WICKLER *et al.*, 2003; GRIFFIN *et al.*, 2004), mas existem evidências contrárias a tal hipótese (HRELJAC, 1995). Como a *transição entre*

a caminhada e a corrida (*TCC*) pode ocorrer em apenas alguns segundos e até em poucos passos, sem permitir que se atinja um estado-estável¹, o verdadeiro disparador da *TCC* parece ser mecânico e não energético, e muitos estudos mostraram que a velocidade energeticamente ótima para a transição (a velocidade a partir da qual a corrida seria mais econômica do que a caminhada) fica acima da verdadeira *velocidade de transição (VT)*.

RAYNOR *et al.* (2002) afirmam que variáveis biomecânicas podem explicar melhor a transição entre caminhada e corrida. Estudos em animais indicam que o gasto energético aumenta durante esta transição, porém com diminuição das cargas mecânicas com potencial lesivo (FARLEY E TAYLOR, 1991), o que seria uma evidência contrária à hipótese da minimização do gasto calórico. Pesquisas que analisaram variáveis biomecânicas como possíveis disparadoras da *TCC* postularam que esta ocorreria com o objetivo de minimizar cargas lesivas, como estresses ósseos (BIEWENER E TAYLOR, 1986), variáveis relacionadas às forças de reação do solo (RAYNOR *et al.*, 2002), variáveis cinemáticas (GRILLNER *et al.*, 1979; NILSSON *et al.*, 1985; HRELJAC, 1995), e variáveis eletromiográficas (PRILUTSKY E GREGOR, 2001).

Existe grande dissenso na literatura: os resultados de HRELJAC (1993) não mostraram um disparador cinético, ao contrário dos estudos supracitados, havendo vários estudos a favor (HOYT E TAYLOR, 1981; WICKLER *et al.*, 2003; GRIFFIN *et al.*, 2004) e contra (FARLEY E TAYLOR, 1991; MINETTI *et al.*, 1994) a hipótese energética.

Segundo a presente revisão, a análise das variáveis determinantes da *TCC* consiste na adoção inicial de um *modelo de estudo das variáveis*, ou conjunto de *critérios* que a variável deveria atender para ser considerada um determinante. Os modelos consistem, em primeiro lugar, da escolha da variável a ser testada. Escolhida a variável dependente, ocorre a observação do comportamento desta com a manipulação e controle da variável independente (velocidade de caminhada ou de corrida). Os modelos têm diferido neste ponto, na forma como a velocidade é manipulada e como o comportamento da variável dependente é interpretado. As variáveis escolhidas podem ser classificadas em *desejáveis* ou *indesejáveis*. Variáveis *indesejáveis*: são aquelas cujo aumento em seus valores aproximaria o aparelho locomotor de uma condição de lesão ou ineficiência, que é o caso

¹ Consiste na porção plana ou platô da curva de captação de O₂, que reflete um equilíbrio entre a energia de que necessitam os músculos ativos e a produção de ATP através do metabolismo aeróbio (MCCARDLE *et al.*, 1996).

dos trabalhos citados acima, que mediram cargas lesivas, ou consumo de oxigênio. Mas existem estudos que analisaram as variáveis biomecânicas, considerando-as como sendo *desejáveis*, cujo aumento do valor seria positivo por levar o aparelho locomotor a uma situação de otimização da função de locomoção (RAYNOR *et al.*, 2002; NEPTUNE E SASAKI, 2005).

Um dos modelos mais utilizados é o de HRELJAC (1995), o qual considera que a variável indesejável deve aumentar com o aumento da velocidade de caminhada, e cujo valor deve apresentar uma queda abrupta com a transição para a corrida. A variável deve ainda ter a capacidade de estimular receptores aferentes (por exemplo, fusos neuromusculares) que possam sinalizar a necessidade de transição, e deve ter o mesmo valor crítico em diferentes situações (inclinações da esteira ou uso de sobrecargas no tronco). PRILUTSKY E GREGOR (2001) determinam que a variável indesejável (escolhida através de revisão bibliográfica) deve aumentar com o aumento da velocidade de locomoção, apresentando valores maiores na caminhada do que na corrida em velocidades acima da *VT* e valores maiores na corrida do que na caminhada em velocidades abaixo da *VT*. Estes dois autores apresentam modelos e critérios que além de serem distintos, são bastante exigentes e cobrem os critérios da maioria dos outros estudos experimentais sobre *TCC*.

A adoção de diferentes modelos e critérios parece levar à resultados e conclusões completamente distintos, como é o caso dos estudos de HRELJAC (1993) e RAYNOR *et al.* (2002): a mesma variável analisada foi considerada um determinante da *TCC* no segundo estudo, mas não no primeiro. Parece, portanto, que o modelo utilizado é bastante interveniente nos resultados. Contudo, não existe um modelo universalmente aceito e utilizado por todos os autores, o que pode estar levando aos discensos encontrados na literatura. Dessa forma, a influência dos modelos e critérios ainda deve ser objeto de investigação.

I.2. DETERMINAÇÃO DAS VARIÁVEIS

Como a literatura aponta como determinante da *TCC* um aspecto biomecânico, e a literatura é discensual, existem motivos para se abordar este fenômeno através dos métodos

da biomecânica. Os estudos que abordaram variáveis cinéticas utilizaram plataformas de força, sensores de estiramento (*strain gauges*) em animais ou modelos matemáticos para estimativa de cargas internas. O implante cirúrgico de sensores de estiramento em ossos é uma manobra invasiva que só tem sido feita em animais, mas estudos desta natureza fornecem resultados difíceis de inferir para os humanos e seu padrão específico de locomoção bípede.

Modelos matemáticos são limitados por assumir diversas premissas para serem aplicados, o que leva a erros importantes de estimativa. As plataformas de força, por sua vez, têm a limitação de fornecer o valor da carga apenas na planta do pé, enquanto as cargas ocorrem nos diversos tecidos do corpo. Não foi encontrado nenhum trabalho utilizando a tecnologia da acelerometria, que é capaz de fornecer uma medida mais localizada do efeito das cargas de impactos (ondas de choque) durante a locomoção.

Existem evidências de que as *ondas de choque*, relacionadas aos impactos produzidos durante a locomoção, podem levar a uma condição lesiva (VOLOSHIN & WOSK, 1982; VOLOSHIN & WOSK, 1983; BEJJANI *et al.*, 1988). Sendo assim, há razões para se testar a hipótese de que variáveis relacionadas à minimização de cargas biomecânicas de impactos, com potencial lesivo, podem explicar o fenômeno da *TCC* em seres humanos, hipótese que parece não ter sido testada ainda.

As variáveis medidas através da acelerometria mais comumente usadas são os picos de acelerações do instante de contato inicial de cada pé com o solo durante a marcha e as taxas de cargas. Os picos de acelerações relacionam-se ao impacto sofrido pelo pé no início da fase de apoio. As taxas de cargas são calculadas pela divisão do valor de pico pela duração destes impulsos, e estão mais relacionados às lesões do que apenas as acelerações em si (KELLY E O'CONNOR, 1996a; OGON *et al.*, 1999).

O local do corpo humano mais utilizado como representativo das intensidades das ondas de choque no corpo é a tíbia (VOLOSHIN, 2000; FERBER *et al.*, 2002), por ser um sítio bom para a fixação de acelerômetros (SAHA E LAKES, 1977; ZIEGERT E LEWIS, 1979): Estudos também podem ser vistos avaliando as ondas de choque no processo espinhoso da 3ª vértebra lombar (HELLIWELL *et al.*, 1989; OGON *et al.*, 1999).

A eletromiografia (EMG) é útil na avaliação do estado de contração muscular, cujo padrão pode ser bem relacionado ao controle das cargas mecânicas durante a marcha,

pois a intensidade do EMG no contato inicial do pé com o solo, por exemplo, pode conter respostas relacionadas ao reflexo de estiramento do impacto do calcanhar, que age como um sinal no sistema músculo-esquelético (MÜNDERMANN *et al.*, 2003).

I.3. OBJETIVOS

A partir das observações apresentadas acima, e considerando que a literatura não utiliza um modelo unificado na avaliação de variáveis que poderiam ser determinantes da transição da caminhada para a corrida, este estudo teve por objetivo determinar se variáveis relacionadas às ondas de choque na tíbia e na 3^a vértebra lombar, no instante de contato inicial e os sinais mioelétricos dos músculos eretores da coluna, tibial anterior e vasto lateral são determinantes da transição entre a caminhada e a corrida, através dos modelos e critérios de análise de dois autores distintos.

I.4. DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Partiu-se do pressuposto de que os modelos escolhidos são representativos de todos os outros modelos encontrados na literatura, por englobar a grande maioria dos critérios que vêm sendo adotados para análise, segundo a revisão realizada, e, portanto, são adequados para testar se as variáveis escolhidas são determinantes da *TCC*.

I.5. HIPÓTESES

Hipótese experimental

As variáveis analisadas, relacionadas às ondas de choque no contato inicial (picos de acelerações, taxas de cargas) na tíbia e em L3 e as variáveis eletromiográficas relacionadas às ações musculares no contato inicial (picos de EMGs) do eretor da coluna, vasto lateral e tibial anterior são determinantes da transição entre a caminhada e a corrida segundo os critérios de HRELJAC (1995) e PRILUTSKY E GREGOR (2001).

Segundo os critérios de HRELJAC (1995), para que qualquer uma das sete variáveis escolhidas seja um determinante da *TCC*, ela deve: 1) apresentar um aumento significativo em seu valor com o aumento da velocidade (diferenças significativas entre velocidades vizinhas); 2) apresentar uma queda significativa em seu valor com a transição da caminhada para a corrida (o seu valor na caminhada na *VT* deve ser significativamente maior ao ser comparado ao seu valor na corrida na *VT*).

Segundo os critérios de PRILUTSKY E GREGOR (2001), a variável deve: 1) apresentar um aumento significativo em seu valor com o aumento de velocidade (diferenças significativas entre velocidades vizinhas); 2) ser significativamente maior na caminhada do que na corrida em velocidades acima da *VT*; 3) ser significativamente maior na corrida do que na caminhada em velocidades abaixo da *VT*.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

II.1. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO ENTRE A CAMINHADA E A CORRIDA: DESCRIÇÃO DO FENÔMENO

Animais terrestres deslocam-se movendo seus membros através de padrões característicos chamados de marchas², mas cada marcha é usada em uma determinada faixa de velocidade. É necessária a possibilidade de escolha de uma grande faixa de velocidade de locomoção para que os animais possam exercer suas diversas funções e para que possam sobreviver: desde velocidades extremamente baixas para vencer grandes distâncias, usadas por animais em temporada migratória até velocidades máximas, usadas por animais que estão em situação de fuga de seus predadores, ou o contrário, caçando para obter seu alimento.

Quadrúpedes caminham em velocidades lentas, trotam em velocidades moderadas e galopam em velocidades rápidas. Mas os animais não se restringem, necessariamente, a uma marcha em particular a uma dada velocidade (GRIFFIN *et al.*, 2004). Os cavalos, por exemplo, podem ser treinados para trotar em velocidades mais altas do que o normal e para galopar em velocidades mais baixas do que o normal (FARLEY E TAYLOR, 1991).

Dos diversos padrões de locomoção terrestre que os humanos podem utilizar para deslocarem-se sobre o solo, dois são primariamente utilizados: a caminhada e a corrida. A primeira é comumente usada em baixas velocidades de locomoção e a segunda, em velocidades maiores (ALEXANDER, 1989; HRELJAC, 1993).

O aumento da velocidade de locomoção, tanto na caminhada, quanto na corrida, requer diversas adaptações. As alterações biomecânicas mais evidentes na caminhada são uma diminuição na duração do ciclo de passada e da fase de suporte, e, na corrida, são mudanças no padrão das forças de reação do solo (NILSSON E THORSTENSSON, 1989), aumento na frequência e comprimento de passo na corrida (WILLIAMS, 2000), mudanças

² Marcha é um padrão de locomoção característico de uma faixa limitada de velocidades, descrito por quantidades que mudam descontinuamente nas transições para outras marchas (ALEXANDER, 1989).

nos ângulos articulares e na intensidade e padrão da ação muscular dos músculos dos membros inferiores, revelados pelo sinal EMG (NILSSON *et al.*, 1985).

Quando os seres humanos iniciam uma caminhada e a velocidade de locomoção aumenta gradualmente, eles preferem mudar para a corrida a uma determinada velocidade, fenômeno esse denominado *transição entre a caminhada e a corrida (TCC)*. Esta transição ocorre intuitivamente porque é mais fácil correr do que caminhar, apesar de ser possível caminhar rápido em velocidades acima da *velocidade de transição (VT)* preferida (KRAM *et al.*, 1997). Embora se tenha citado anteriormente que existe uma gama relativamente grande de velocidades que podem ser usadas na locomoção, a *TCC* tem sido observada ocorrendo em uma faixa relativamente pequena de velocidades (THORSTENSSON E ROBERTSON, 1987).

A caminhada é bastante diferente da corrida em termos biomecânicos, principalmente em se tratando de padrões de forças de reação do solo, e de interações e flutuações de energia mecânica. É suficiente observar uma pessoa gradualmente aumentar sua velocidade de locomoção e transitar para a corrida, para perceber que existem diferenças óbvias entre os dois tipos de marcha. A transição da caminhada para a corrida não é algo gradual e suave; pelo contrário, é abrupta e repentina. Variáveis como o *duty factor*³, as forças de reação do solo e os movimentos do centro de gravidade do corpo apresentam alterações com a mudança de uma para outra forma de locomoção (FARLEY E FERRIS, 1998).

Apesar da transição entre a caminhada e a corrida ser um fenômeno bastante descrito, os seus determinantes não são conhecidos (HRELJAC, 1993; MINETTI *et al.*, 1994; DIEDRICH E WARREN, 1995; KRAM *et al.*, 1997).

II.1.1. MODELAGEM DA LOCOMOÇÃO HUMANA

Os modelos biomecânicos podem ser classificados como sendo conceituais, físicos ou matemáticos. Os modelos conceituais são usados para a compreensão de fenômenos, mas sem utilização de análise matemática. Um exemplo deste tipo de modelo é o "ovo rolando", usado para compreender-se a trajetória vertical do centro de gravidade na

³ *Duty Factor* é a fração da duração da passada em que cada pé está no solo (ALEXANDER, 1989).

caminhada. Conforme o ovo vai rolando, seu centro de gravidade sobe e desce, com sua energia potencial aumentando e diminuindo. Quando a sua energia potencial aumenta, a energia cinética diminui e vice-versa, da mesma forma como ocorre na caminhada.

Os modelos físicos podem ser usados para representar o funcionamento de um determinado mecanismo, ao mesmo tempo, auxiliando na compreensão do fenômeno modelado e tornando-o mais concreto do que meras ilustrações e textos no papel. Estes mesmos modelos podem ser usados para observações difíceis de se reproduzir em situação real, e podem confirmar os resultados da modelagem matemática. O terceiro tipo de modelo útil na biomecânica, o modelo matemático, tem sido mais utilizado do que os modelos físicos (ALEXANDER, 2003). Considerando que os modelos matemáticos não existem sozinhos, mas partem de premissas baseadas na física, uma possível pergunta seria o porquê de separar tais modelos. Os modelos são físicos e equacionados matematicamente. Por outro lado, os resultados obtidos com modelos matemáticos devem ser interpretados considerando os aspectos físicos. Entretanto, ao se tentar juntar os dois enfoques durante o estudo pode-se incorrer em questões de difícil e desnecessária interpretação.

O modelo mais simples (Figura II.1.1) para a caminhada bípede é o “pêndulo invertido”, que idealiza a massa total do corpo em um ponto em uma perna rígida sem massa (ALEXANDER, 2003; KRAM *et al.*, 1997; GRIFFIN *et al.*, 2004).

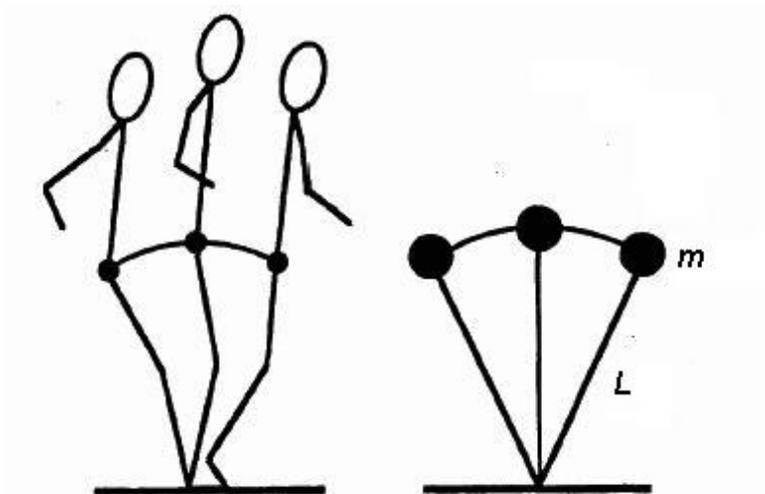


Figura II.1.1. Modelo do pêndulo invertido e uma figura em palitos representando o início, meio e final da fase de apoio da caminhada. O modelo consiste em uma massa m e uma perna rígida L (FARLEY E FERRIS, 1998).

Nenhuma energia mecânica é necessária para manter os movimentos de um pêndulo ideal porque as flutuações de energia cinética e de energia potencial são iguais em magnitude, e estão defasadas em 180° (KRAM *et al.*, 1997).

A principal força que determina os movimentos modelados pelo pêndulo é a gravidade, que precisa ser de magnitude pelo menos igual à força centrípeta necessária para manter a trajetória do centro de gravidade em arco circular. A força centrípeta necessária é $m \cdot v^2 / L$. Aplicando este modelo ao corpo humano, m é a massa corporal, v é a velocidade horizontal do centro de gravidade e L é o comprimento dos membros inferiores (CMMII). Caminhar acima da velocidade crítica é, de acordo com esse modelo, impossível, porque a força gravitacional precisa ser menor do que a força centrípeta e os pés perderiam o contato com o solo. A taxa entre força centrípeta e a força gravitacional é conhecida como o número adimensional de Froude $= (m \cdot v^2 / L) / m \cdot g = v^2 / g \cdot L$. Acima de um valor de número de Froude de 1,0 a caminhada é impossível neste modelo (KRAM *et al.*, 1997).

Esse modelo sugere que indivíduos (não se pode aplicar modelo do pêndulo invertido a todos os animais) com MMII mais longos transitariam da caminhada para a corrida em velocidades maiores do que indivíduos com MMII mais curtos (KRAM *et al.*, 1997). Em adolescentes, por exemplo, foi encontrada uma correlação de 0,71 entre comprimento dos membros inferiores e VT (TSEH *et al.*, 2002). Além disso, em três grupos de adultos saudáveis com comprimentos de membros inferiores diferentes - grupo curto (MMII = 0,90 cm); grupo médio (MMII = 0,95); grupo longo (MMII = 1,06 cm) - foi observada diferença entre o grupo de membros inferiores curtos e médios (THORSTENSSON E ROBERTSON, 1987). Aparentemente, também os quadrúpedes transitam sempre no mesmo número de Froude (0,35), permitindo tanto a predição da VT nestes animais como a comparação de animais de tamanhos diferentes (GRIFFIN *et al.*, 2004).

Considerando que o número de Froude é composto de três variáveis, sendo elas a velocidade, a gravidade e o comprimento dos membros inferiores, KRAM *et al.* (1997) testaram a hipótese de que a alteração da gravidade alteraria a VT mas manteria o mesmo número de Froude. A simulação da gravidade reduzida (valores de 1,0, 0,8, 0,6, 0,5, 0,4, 0,2 e 0,1 g) mostrou que a diminuição desta leva à diminuição da VT (valores obtidos, respectivamente: 1,98, 1,84, 1,65, 1,55, 1,39, 1,18 e 0,97 m/s), mas o número de Froude manteve-se próximo a 0,5 (0,45, 0,49, 0,53, 0,56, 0,83 e 1,13), diferindo substancialmente

apenas para as duas gravidades mais baixas, de 0,1 e 0,2, onde o número de Froude desviou-se muito de 0,5, mas os autores não souberam explicar o porquê deste valor.

Apesar de parecer um modelo eficaz para compreender as trocas de energias cinética e potencial, o modelo do pêndulo invertido não produz padrões de forças de reação do solo da caminhada correlacionados com dados experimentais, não sendo válido para estudo dos movimentos verticais do CGC, o que é uma limitação do modelo (PANDY, 2003).

Se na caminhada as energias potencial e cinética estão fora de fase, na corrida não pode haver troca substancial entre estas energias, pois suas flutuações estão quase em fase uma com a outra. As energias cinética e potencial alcançam seu valor mínimo na metade da fase de contato com o solo. Então, a troca entre as duas conserva menos de 5% do trabalho mecânico necessário para levantar e acelerar o CGC na corrida. Entretanto, uma quantidade significativa de energia é convertida através do armazenamento e retorno de energia elástica nos tecidos elásticos. A corrida é, então, modelada como uma *bola quicando* (Figura II.1.2). Qualquer marcha que consiste neste armazenamento e recuperação de energia elástica pode ser modelado desta forma, seja o saltito dos cangurus ou o trote e o galope de quadrúpedes (FARLEY E FERRIS, 1998).

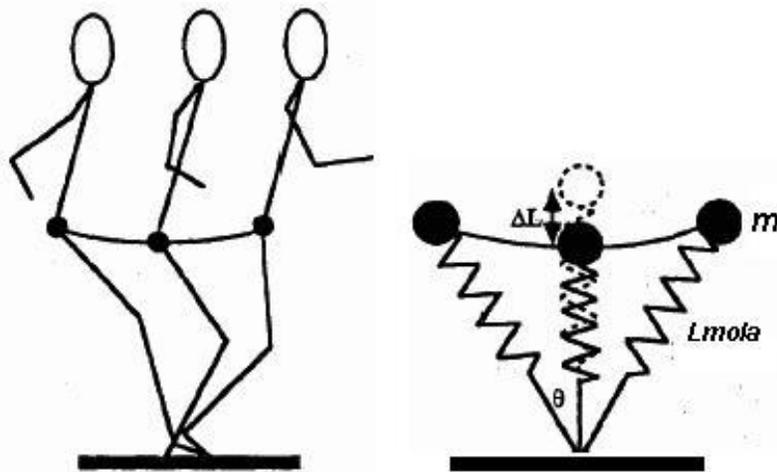


Figura II.1.2. Modelo da bola quicando utilizado para modelar a corrida humana. Este modelo é útil na análise do armazenamento e recuperação de energia elástica nos componentes elásticos em série da unidade músculo-tendínea na corrida bípede (FARLEY E FERRIS, 1998).

II.1.2. HIPÓTESE DA MINIMIZAÇÃO DO GASTO ENERGÉTICO

Como os modelos de locomoção supracitados são válidos para predição de trocas energéticas, e aparentemente os animais sempre transitam em velocidades correspondentes ao mesmo número de Froude, a primeira hipótese que tentou explicar o determinante deste fenômeno afirmava que os animais e os humanos transitam para a minimização do gasto calórico. Já havia sido demonstrado por MARGARIA na década de 30 que em velocidades acima de 2 m/s, as corridas seriam mais econômicas metabolicamente do que as caminhadas (MARGARIA *et al.*, 1963).

Em uma observação mais minuciosa deste aspecto, a caminhada humana dependeria de alguns mecanismos para minimização do custo energético. A trajetória suave do centro de gravidade do corpo (CGC), tanto em seu deslocamento horizontal quanto em seu deslocamento vertical, as trocas entre energia cinética e potencial, a transferência de momento angular da perna de balanço para o tronco no final do balanço, a utilização eficiente dos músculos bi-articulares, da relação força-velocidade, da relação comprimento-tensão e do ciclo alongamento-encurtamento são fatores que contribuem para a eficiência da caminhada humana na economia de energia (WATERS E MULROY, 1999).

A trajetória suave do CGC ocorre graças a diversos movimentos das articulações dos membros inferiores durante o ciclo da caminhada. Cada movimento é um dos "seis determinantes da marcha humana" (SAUNDERS *et al.*, 1953). Esses determinantes ou movimentos seriam: 1) rotação pélvica (eleva o ângulo de inflexão da intersecção entre os arcos formados pelo caminho do CGC), 2) inclinação pélvica (reduz o deslocamento vertical do CGC pela metade), 3) flexão de joelho de apoio (diminui as oscilações verticais), 4 e 5) mecanismos conjuntos entre as articulações dos joelhos e dos tornozelos (suavizam os pontos de intersecções entre os arcos que descrevem o movimento do CGC), 6) deslocamento pélvico lateral (reduz o deslocamento lateral do CGC) (SAUNDERS *et al.*, 1953). Esta hipótese proposta por Saunders e colegas parte de um modelo de "marcha em compasso", que seria uma marcha bípede com pernas sem articulações e sem pé, extremamente ineficiente para a locomoção. Conforme as articulações e movimentos citados acima (os seis determinantes) vão sendo adicionados ao modelo de marcha em

compasso, a marcha vai obtendo seu padrão normal e mais complexo, e a trajetória do CGC vai sendo suavizada, demonstrando uma maior eficiência.

A transferência de *momentum* angular da perna (outro mecanismo que contribui para a economia energética da caminhada) ocorre no início da fase de balanço, quando a velocidade anterior da perna de balanço é zero, e os músculos flexores do quadril contraem-se para gerar torque e acelerar o segmento anteriormente. Na metade do balanço a perna atinge uma velocidade anterior correspondente a mais de duas vezes a velocidade média da caminhada. Então, os ísquios-surais contraem-se no final do balanço para “frear” este segmento, preparando-se para o contato inicial e levando a velocidade novamente a zero. Como a origem dos ísquios-surais são os ísquios, existe uma transferência de *momentum* angular da perna para o tronco (WATERS E MULROY, 1999).

TAYLOR (1985) sugeriu em sua revisão que a otimização do uso da energia elástica poderia influenciar na escolha do tipo de marcha, na determinação da velocidade máxima de locomoção e da energia metabólica consumida. De acordo com esta hipótese, os animais escolheriam uma marcha e uma frequência de locomoção compatível com o uso otimizado e maximizado da energia elástica contida nos componentes elásticos em série da unidade músculo-tendínea, minimizando, portando o dispêndio calórico.

Pesquisas motivadas pela necessidade de confirmação desta hipótese utilizaram técnicas da fisiologia, como a ergoespirometria, para estudo da velocidade de transição energeticamente ótima, ou velocidade de transição teórica (V_{TT}), que corresponde à velocidade a partir da qual a caminhada passa a ser mais dispendiosa do que a corrida. Estes estudos mostraram que a V_{TT} teria que ser igual à velocidade de transição medida ou velocidade de transição preferida (V_T). Os resultados dos estudos de HOYT E TAYLOR (1981) em animais mostraram que a V_T seria idêntica à V_{TT} : então, trotar em velocidades abaixo da V_T entre caminhada e trote e caminhar em velocidade acima da mesma seria mais dispendioso. Porém este estudo não mediu a velocidade de transição e simplesmente assumiu que a V_{TT} corresponderia à V_T .

WICKLER *et al.* (2003) encontrou resultados em animais a favor da hipótese da minimização do gasto energético, pois a V_{TT} sempre ocorreu na faixa de V_T s, sendo correlacionadas. Outra variável deste mesmo estudo, usada para confirmar sua hipótese, foi o tempo de contato, menor durante o galope do que durante o trote em velocidades abaixo

da *VTT*. O tempo de contato ou de suporte é inversamente proporcional ao gasto calórico, pois quanto menor este tempo, maior é a força de impulsão necessária na locomoção. Estes mesmos resultados foram confirmados por GRIFFIN *et al.* (2004).

Por outro lado, a transição entre a caminhada e a corrida pode ocorrer em apenas alguns segundos ou até em alguns passos com o aumento da velocidade, o que parece sugerir que o verdadeiro disparador da *TCC* é mecânico, e não energético, mecanismo que implicaria em atingir o "estado estável" para que os sensores metabólicos pudessem enviar o comando para a transição (MINETTI *et al.*, 1994; FARLEY E TAYLOR, 1991), pois as transições ocorrem como resultado de alguma informação que o corpo sente ou percebe (GRIFFIN *et al.*, 2004).

II.1.3. ESTUDOS ANALISANDO VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS

O mesmo grupo que havia afirmado, em estudos com cavalos (HOYT E TAYLOR, 1981), que a transição entre a caminhada e a corrida ocorria com o objetivo de minimização do gasto energético veio a publicar, 10 anos depois, um artigo que contradiz tais resultados. FARLEY E TAYLOR (1991) observaram que cavalos (pôneis de *Shetland*) transitam do trote para o galope a 14,76 km/h, velocidade onde o custo energético do galope é 13% maior do que o trote. A velocidade de transição ótima para minimização do gasto energético seria 19,08 km/h, o que mostra que a transição do trote para o galope ocorreu numa velocidade inferior à preconizada pela hipótese da minimização do gasto energético. Ao mesmo tempo, foi observado um aumento nas forças de reação verticais do solo de 0,81 a 1,14 vezes o peso corporal de cada animal com o aumento da velocidade de trote, e estas forças caíram em média 14% com a transição. Os autores formularam, então, a hipótese de que um disparador mecânico, como forças músculo-esqueléticas, seria mais razoável do ponto de vista dos transdutores biológicos para justificar a transição entre o trote e o galope.

BIEWENER E TAYLOR (1986) mensuraram através de *strain gauges* implantados nos ossos de três cabras, as cargas de deformação ósseas durante o trote e o galope destes animais: os valores caíram com a transição do trote para o galope. Os picos de cargas de estresses ósseos pareceram determinar a velocidade máxima de locomoção, pois não houve

diferença significativa nos seus valores no trote e no galope. Novamente uma variável cinética pareceu influenciar o tipo de marcha escolhida e a velocidade máxima.

Apesar dos primeiros estudos sobre a hipótese do disparador mecânico terem sido feitos em animais, atualmente focaliza-se a confirmação desta hipótese em seres humanos. HRELJAC (1993), em uma revisão bibliográfica, identificaram cinco variáveis cinéticas com potencial para serem influenciadoras da *TCC* em humanos. O autor submeteu 20 sujeitos a caminhadas e corridas em velocidades abaixo e acima da *VT*. Nenhuma das variáveis analisadas (pico de força de frenagem ântero-posterior, pico de força de propulsão ântero-posterior, os dois impulsos propulsivos de freio, e taxa de carga máxima) atendeu a todos os critérios estabelecidos pelo seu modelo de análise. Porém este autor não deu maiores detalhes sobre a revisão feita e como foram selecionadas tais variáveis dentre tantas possibilidades.

RAYNOR *et al.* (2002) testaram diversas variáveis mecânicas e energéticas, e determinaram que as taxas de cargas e o tempo até o primeiro pico de força, duas variáveis cinéticas, foram as mais promissoras como prováveis influenciadoras da *TCC*. Variáveis antropométricas e picos de torque de extensão e flexão apresentaram correlações com a *VT* de muito fracas a moderadas, e as variáveis energéticas de consumo de oxigênio (VO_2) e de custo de transporte não apresentaram o comportamento esperado.

NEPTUNE E SASAKI (2005) mostraram através da cinemetria, da medida das forças de reação do solo, da eletromiografia e do uso de um modelo musculo-esquelético que a *TCC* pode ocorrer com o objetivo de levar os músculos extensores plantares do tornozelo (sóleo e gastrocnêmio) a um "estado contrátil otimizado", isto é, uma relação comprimento-tensão e uma relação força-velocidade favoráveis, que permitiria a estes músculos contraírem-se com uma eficiência maior, desempenhando melhor o seu papel de impulsão do centro de gravidade. Neste estado contrátil otimizado, os músculos seriam capazes de produzir mais tensão muscular com menor ativação muscular.

Pode ser difícil atribuir a variáveis de apenas um tipo (apenas variáveis cinéticas) a influência na *TCC*, uma vez que os diversos tipos de variáveis podem se influenciar reciprocamente. Por exemplo, uma variável cinemática, como a velocidade de movimento angular (ω) de uma determinada articulação, dependeria da geração de um torque (T) em torno daquela articulação, e o torque é uma variável cinética que depende da capacidade

neuromecânica e fisiológica do músculo motor primário de gerar tensão (F) no seu sítio de inserção. Além disso, variáveis antropométricas como o comprimento do segmento, teriam sua contribuição aumentando ou diminuindo o braço de alavanca. Uma necessidade maior de torque articular dependeria da geração de maior força de contração muscular, que por sua vez levaria a um gasto calórico maior (VO_2 ou consumo de oxigênio). Portanto, certamente há uma dependência mútua das diversas variáveis.

Analisando variáveis cinemáticas, HRELJAC (1995) encontrou duas que atenderam a todos os seus critérios de análise, e que podem potencialmente ser as disparadoras da transição: o pico de aceleração angular do tornozelo e o pico de velocidade angular do tornozelo. Se estas variáveis forem realmente determinantes da transição, é provável que sinais eletromiográficos dos músculos da perna (que atravessam a articulação do tornozelo) estejam elevados para atender às demandas de torque e geração de movimentos.

Outra variável cinemática que aumenta com a velocidade é o comprimento de suporte (distância entre os pés durante a fase de suporte), diminuindo em aproximadamente 50% com a ocorrência da transição (NILSSON *et al.*, 1985). GRILLNER *et al.* (1979) observaram também um aumento no ângulo de flexão do joelho com o aumento da velocidade tanto da caminhada quanto da corrida. Porém, este ângulo foi maior na caminhada do que na corrida em velocidades de até 2,5 m/s e maior na corrida do que na caminhada acima daquela velocidade. Como a flexão do joelho está relacionada a uma diminuição da distância entre o eixo de movimento do quadril e o centro de gravidade do membro inferior, e esta diminuiria o torque na flexão de quadril, os autores deste estudo sugerem que a transição ocorreria com a finalidade de otimizar esta variável. Mas estes autores não realizaram um teste de medida da VT , e normalmente a VT ocorre em valores inferiores a 2,5 m/s.

A atividade muscular, evidenciada pelo EMG dos músculos dos membros inferiores, mostrou-se maior nos músculos que têm função flexora na fase de balanço (tibial anterior, ísquio-surais e íleo-psoas) durante a corrida em velocidades acima da VT , e por outro lado, os músculos que têm função extensora na fase de apoio (glúteo máximo, vasto medial, sóleo e gastrocnêmios) tiveram sinais eletromiográficos menos elevados na caminhada em velocidades abaixo da VT , isto é, velocidades nas quais normalmente se caminha. Estes resultados sugerem, segundo seus autores (PRILUTSKY E GREGOR, 2001),

que a maior demanda dos músculos que controlam o balanço dispararia a transição entre a caminhada e a corrida, e que a maior demanda dos músculos da fase de suporte dispararia a transição entre a corrida e a caminhada.

Um outro estudo (SASAKI E NEPTUNE, 2005) indica que a transição pode ocorrer para melhor utilização das fibras musculares. O trabalho total das fibras musculares e dos componentes elásticos em série foi estimado através de um modelo musculo-esquelético que simulou os principais músculos dos membros inferiores. O trabalho total das fibras foi cerca de 20% maior na corrida do que na caminhada na velocidade abaixo da VT (a 80%) e menor na corrida do que na caminhada na velocidade acima da VT (a 120%). O uso dos componentes elásticos em série foi sempre maior na corrida. A mudança da caminhada para a corrida pode mudar também o padrão do EMG dos músculos flexores e extensores, cujos picos passam a ocorrer antes do toque do pé, ao invés de depois (NILSSON *et al.*, 1985).

II.1.4. OUTROS FATORES INFLUENCIADORES DA TCC

As velocidades de transição teóricas (VTT) foram diferentes de acordo com o tipo de treinamento do sujeito, quando $VTTs$ maiores foram observadas em velocistas do que em fundistas e indivíduos destreinados (BEAUPIED *et al.*, 2003). Este trabalho não mediu a velocidade de transição dos sujeitos, sendo esta uma limitação do estudo e considerou duas velocidades de transição teóricas. A primeira VTT seria a $St1$, definida como a velocidade onde o consumo de oxigênio na caminhada é maior que o consumo de oxigênio na corrida. E a segunda, a $St2$, definida como a velocidade onde o trabalho mecânico interno na caminhada é maior do que na corrida. Outra limitação deste estudo está na falta de controle das variáveis antropométricas, pois a estatura dos sujeitos foi diferente (estatura média dos destreinados: 1,76 m; dos fundistas: 1,76 m e dos velocistas: 1,84 m). Logicamente, se a estatura dos sujeitos é proporcional ao comprimento dos seus membros inferiores e se esta é uma variável importante no modelo do pêndulo invertido - e já foi demonstrado que esta interfere no valor da VT (THORSTENSSON E ROBERTSON, 1987; TSEH *et al.*, 2002) - fica difícil dizer se as diferenças foram devidas à influência do nível e tipo de treinamento ou se foram causadas pela antropometria.

A idade parece não influenciar na *VT* em indivíduos jovens. TSEH *et al.* (2002) compararam três grupos de 10 jovens cada (de 11, 13 e 15 anos) e encontraram diferenças significativas na *VT* apenas entre os jovens de 11 anos e os demais, mas tais diferenças podem ter ocorrido por influência do comprimento dos membros inferiores e não devido à idade, uma vez que a aquela variável antropométrica pode influenciar na *VT*, e esta tende a ser menor em jovens de 11 anos do que nas outras faixas etárias analisadas.

O primeiro trabalho - segundo a presente revisão - a testar fatores psicológicos foi o de DANIELS E NEWELL (2003). Os 20 sujeitos de seu estudo realizaram protocolos de determinação da *VT*, sendo ao mesmo tempo submetidos a testes de solução de problemas matemáticos com dois níveis de dificuldades (fácil e difícil). Houve diferença significativa entre os valores obtidos de *VT* com e sem tarefas cognitivas, mas não houve diferença entre tarefas fáceis e difíceis. A explicação para o fato observado foi a seguinte: como a *TCC* poderia ocorrer para alívio de sensações de esforço muscular localizado, é possível que as tarefas cognitivas perturbassem a sensação de esforço de receptores, atrasando a *VT*.

Os discensos entre alguns dos estudos acima parecem ocorrer devido a diferenças nos protocolos utilizados para medição da *VT* e devido a diferenças nas características da população testada (WICKLER *et al.*, 2003).

Analisando os trabalhos que utilizaram algum tipo de medida da *VT* entre a caminhada e a corrida, ou algum protocolo de medida da *VT*, observa-se que existem alguns elementos que são comuns a quase todos os protocolos, mas que variam entre os estudos.

O primeiro elemento é a *velocidade inicial* (VI), uma velocidade que deve ser baixa o suficiente para permitir a caminhada no início do protocolo. Esta VI pode ser um valor único para todos os sujeitos (PRILUTSKY E GREGOR, 2001; RAYNOR *et al.*, 2002; DANIELS E NEWELL, 2003; NEPTUNE E SASAKI, 2005), estabelecido de forma subjetiva (HRELJAC, 1993; TSEH *et al.*, 2002), ou uma velocidade que pode depender de algum referencial (KRAM *et al.*, 1997). A escolha por um valor fixo para todos os sujeitos pode fazer com que a duração do teste seja diferente para os diferentes indivíduos em estudo, pois um valor de VI pré-estabelecido pode ser elevado para sujeitos que têm valores baixos de transição, fazendo com que o teste tenha uma duração muito curta, ou pode fazer com que o teste tenha uma duração bem maior em sujeitos com *VTs* mais altas, como é o caso de sujeitos com membros inferiores mais longos.

O segundo elemento para análise das diferenças entre os protocolos é o valor da *Frequência de Incremento (FI)* de velocidade. Como a determinação da *VT* consiste em colocar o indivíduo numa velocidade de caminhada (*VI*) e ir aumentando a velocidade, os diversos autores têm utilizado diferentes *FIs*. Ainda dentro dos ritmos de incrementos, tem-se outros dois elementos, o valor do *incremento (I)* e o *tempo* entre um incremento e outro (*T*). Valores de incrementos *I* têm variado de apenas 0,1 km/h até 0,72 km/h e os valores de *T* têm variado de 10 a 120 s. A revisão realizada nesta pesquisa não encontrou estudos demonstrando que os diferentes protocolos têm influência significativa na *VT*, mas tais valores têm uma variabilidade tão grande que é difícil não suspeitar que haja alguma influência, seja do valor de *I*, de *T* ou de *VI*.

MONTEIRO E ARAÚJO (2001) afirmam que algumas esteiras podem limitar os incrementos, pela falta de precisão nos aumentos de velocidade. Acelerações elevadas poderiam levar à superestimação do valor de transição: por exemplo, se a *VT* do indivíduo é 7,0 km/h, a velocidade ou estágio atual do sujeito é 6,9 km/h e a esteira aceita apenas incrementos de 0,3 km/h, sua velocidade no próximo estágio, que provocaria a transição para a corrida seria de 7,2 km/h, hiperestimada em 0,2 km/h. Assim, uma esteira com incrementos de 0,1 km/h permitiria uma resolução maior.

O terceiro elemento que caracteriza as diferenças entre os protocolos é a definição de Velocidade de Transição. Diferenças nos resultados e conclusões dos estudos de WICKLER *et al.* (2003) e FARLEY E TAYLOR (1991) foram atribuídas a diferenças nas definições: enquanto estes definiram a *VT* entre trote e galope em cavalos como a velocidade mínima de galope que pode ser sustentada por um minuto, os primeiros definiram a *VT* como sendo a velocidade máxima de trote. As definições em geral consideram a *VT* como sendo a primeira velocidade onde ocorre a transição para a corrida. O tempo de manutenção deste tipo de marcha, para que a velocidade em questão possa ser considerada a *VT*, é considerado 30 s (HRELJAC, 1993; NEPTUNE E SASAKI, 2005). Outros estudos consideraram a *VT* como sendo a média de alguns testes (TSEH *et al.*, 2002). Os valores de *VTs* medidas em alguns estudos, com os elementos identificados nos protocolos podem ser resumidos na Tabela II.1.1.

Tabela II.1.1. Características dos elementos em comum identificados nos diversos protocolos de medida da *VT*: para cada autor consta a *velocidade inicial (VI)*, a *frequência de incremento (FI)*, a *definição* de velocidade de transição e o valor de velocidade de transição.

Autor	VI (velocidade inicial)	FI (frequência de incremento)	Definição de VT	VT
HRELJAC (1993)	velocidade confortável de caminhada	0,36 a 0,72 km/h por 30 s	corrida contínua por 30 s e indicação pelos sujeitos de que aquela seria a marcha preferida	7,38 km/h
MINETTI <i>et al.</i> (1994)	não consta	0,1 km/h	a 1ª troca espontânea de marcha, confirmada pelo próprio sujeito	não consta
KRAM <i>et al.</i> (1997)	velocidade pré-determinada - 1,08 km/h	0,36 km/h a cada 30 s (mas sem tempo limite para a tomada de decisão)	a 1ª velocidade onde a corrida era mantida por 3 incrementos consecutivos	7,13 km/h
PRILUTSKY E GREGOR (2001)	5,04 km/h	0,36 a 0,72 km/h por minuto	a 1ª velocidade de corrida que o sujeito considerou mais confortável	7,56 km/h
RAYNOR <i>et al.</i> (2002)	4,2 km/h	0,4 km/h por minuto	a 1ª velocidade na qual ocorreu a transição para a corrida	7,15 km/h
TSEH <i>et al.</i> (2002)	randômica, 6,12 a 6,59 km/h	0,16 km/h a cada 10 s	1ª velocidade de adoção da corrida (a média de 5 testes)	7,24, 7,49 e 7,63 km/h
DANIELS E NEWELL (2003)	6,12 km/h	0,36 km/h a cada 2 minutos	a 1ª velocidade escolhida pelos sujeitos como sendo a mais confortável	7,38 km/h
NEPTUNE E SASAKI (2005)	2,16 km/h	0,36 km/h a cada 30 s	a velocidade onde o sujeito correu por pelo menos 30 s	7,06 km/h

II.1.5. MODELOS DE ESTUDOS DA TRANSIÇÃO CAMINHADA-CORRIDA

Para a determinação das variáveis influenciadoras ou disparadoras da transição e para que elas possam ser testadas, é necessário que seja feita antes a seleção dos modelos de estudos a serem seguidos. Esses modelos são formados por um conjunto de critérios que

as variáveis "candidatas" devem satisfazer para serem consideradas disparadoras da transição entre a caminhada e a corrida.

A literatura mostra que há dois tipos de variáveis, no presente estudo identificadas como *desejáveis* e *indesejáveis*. As variáveis indesejáveis são aquelas cujo aumento de valor é considerado algo negativo, aproximando o sistema locomotor de uma condição de lesão ou de ineficiência na realização da tarefa de locomoção. Por exemplo, um aumento nas forças de reação do solo pode ser lesivo (BIEWENER E TAYLOR, 1986; FARLEY E TAYLOR, 1991), um aumento no gasto calórico pode levar a uma locomoção menos econômica (HOYT E TAYLOR, 1981; WICKLER *et al.*, 2003; GRIFFIN *et al.*, 2004), e aumentos em variáveis cinemáticas podem estar relacionados a uma necessidade maior de contração muscular e de geração de torque articular, levando indiretamente à fadiga muscular ou desconforto muscular (NILSSON *et al.*, 1985; HRELJAC, 1995; PRILUTSKY E GREGOR, 2001) ou aumento no trabalho interno (BEAUPIED *et al.*, 2003). Todas estas variáveis devem teoricamente ter seus aumentos evitados, por estarem envolvidas direta ou indiretamente com conseqüências negativas. Então, segundo este modelo, a variável indesejável deveria aumentar com a velocidade até um valor crítico e diminuir com a transição.

As variáveis desejáveis, por sua vez, são aquelas cujo aumento em magnitude ou freqüência poderia otimizar a função de locomoção. Poucos são os estudos que tentaram analisar as variáveis por esta ótica, e são estudos mais recentes. NEPTUNE E SASAKI (2005) mostraram que os músculos extensores plantares do tornozelo do tornozelo tiveram um aumento de 90 e 86% (sóleo e gastrocnêmios, respectivamente) na força de propulsão mesmo com níveis de ativação (EMG) apenas 10 e 27% maiores com a transição. A explicação para tal fenômeno é que a transição levou a um estado contrátil otimizado, com relações comprimento-tensão e força-velocidade favoráveis. Isso levaria a uma eficiência maior, isto é, maior impulsão com menor recrutamento de fibras musculares e menor dispêndio calórico.

RAYNOR *et al.* (2002) observaram que o tempo até o 1º pico de força e as taxas de cargas diminuiram com a velocidade e aumentaram com a transição. Este aumento no tempo até o 1º pico de força permitiria um tempo maior para que as forças com potencial lesivo pudessem ser amortecidas, prevenindo tais lesões, e as taxas de cargas seriam

relacionadas à capacidade do sistema músculo-esquelético de armazenar e utilizar a energia elástica. Conseqüentemente, as interpretações das variáveis desejáveis são contrárias às das variáveis indesejáveis, pois estabelecem que elas devem diminuir com a velocidade e aumentar subitamente com a transição.

Para testar as variáveis, de maneira geral, os sujeitos são levados a locomoverem-se através de caminhadas e corridas em velocidades acima e abaixo da VT , ou seja, os sujeitos caminham e correm em velocidades altas, típicas de corridas (acima da VT) e em velocidades baixas, típicas de caminhadas (abaixo da VT). Alguns testes consistem em séries ascendentes, onde a velocidade é aumentada até que ocorra a transição, e a variável é monitorada neste processo.

Os modelos experimentais para teste de variáveis mais concisos, bem delineados e exigentes são os de HRELJAC (1995) e de PRIUTSKY E GREGOR (2001). Abaixo segue uma descrição dos critérios adotados por cada um destes modelos.

HRELJAC (1995) estabelece que a variável deve obedecer a quatro critérios para ser determinante da TCC (A Figura II.1.3. mostra o comportamento teórico de uma variável): 1) a variável escolhida (se indesejável) deve apresentar uma mudança abrupta com a transição - se o seu valor aumenta com a velocidade, ele deve diminuir subitamente com a transição; 2) a variável deve retornar a valores normais de caminhada com a diminuição da velocidade; 3) a variável precisa ser capaz de estimular receptores que transmitam um sinal, o qual dispara a TCC ; 4) a variável deve ter valores semelhantes nas transições em diferentes condições de teste, mesmo que a VT se altere para tais condições. Por exemplo, em diferentes graus de inclinação da esteira a VT pode ter valores diferentes, mas a variável deveria ter o mesmo valor na transição, em todas as condições. Alterações na carga, por sua vez, têm produzido modificações na VT . HRELJAC (1993), HRELJAC (1995) e MINETTI *et al.* (1994) mediram a VT em diferentes inclinações. Os dois primeiros trabalhos utilizaram três inclinações da esteira (cargas) diferentes (0, 10 e 15% de inclinação) e o terceiro utilizou inclinações de -15 a +15% em passos de 5%, num total de sete condições diferentes. Todos estes autores encontraram uma diminuição no valor da VT com o aumento da inclinação da esteira. RAYNOR *et al.* (2002) utilizaram cargas de 0, 15 e 30% do peso corporal em torno do tronco dos sujeitos, e também encontraram uma diminuição da VT com o aumento da carga. Em cavalos, o acréscimo de uma carga de 23%

do peso corporal preso firmemente ao corpo e distribuído entre as patas traseiras e dianteiras levou à diminuição da V_T de 14,65 para 11,95 km/h (FARLEY E TAYLOR, 1991).

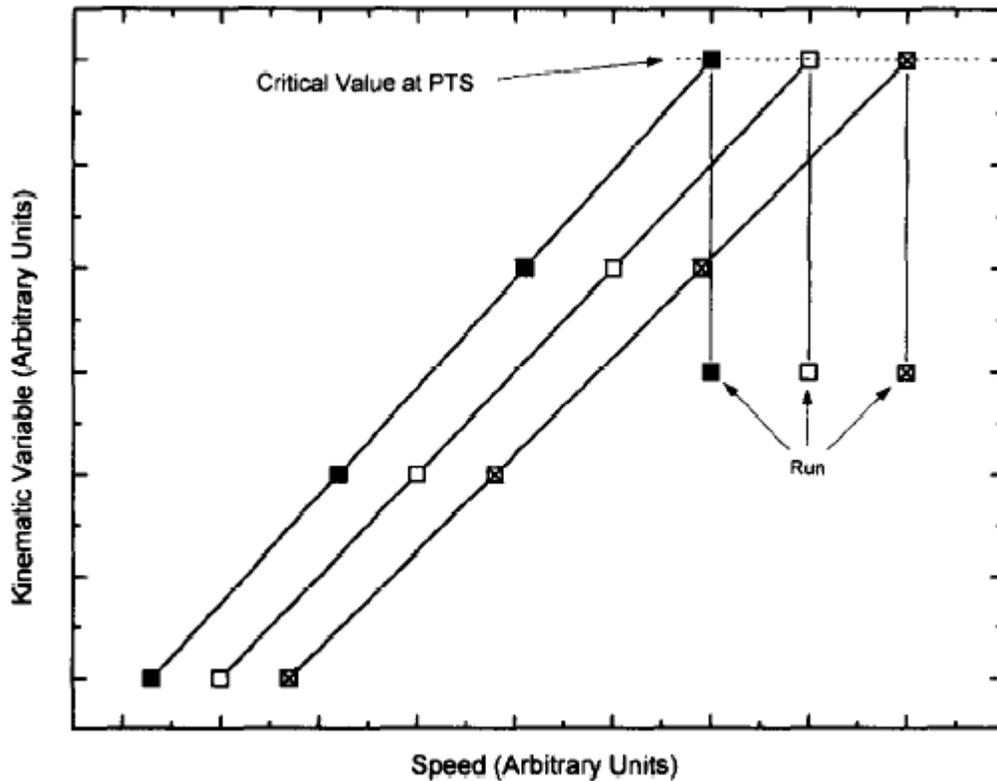


Figura II.1.3. Esquema resumindo os critérios exigidos pelo modelo de HRELJAC (1995). A transição ocorreria no valor crítico da variável.

Segundo PRILUTSKY E GREGOR (2001), o primeiro critério é encontrar uma variável indesejada para ser testada, cujos valores altos devem ser evitados. O segundo critério é o aumento da variável concomitantemente com o aumento da velocidade. O terceiro critério é que a variável deve apresentar valor maior na caminhada do que na corrida com o incremento da velocidade acima de valores da velocidade de transição, e reduzir-se ao mudar da caminhada para a corrida. E o último critério, válido apenas para a análise da transição entre corrida e caminhada (o sentido inverso): a variável torna-se maior na corrida do que na caminhada ao transitar-se da corrida para a caminhada, com o decréscimo da velocidade a valores abaixo da velocidade de transição preferida. A Figura II.1.4. ilustra todos os critérios destes autores.

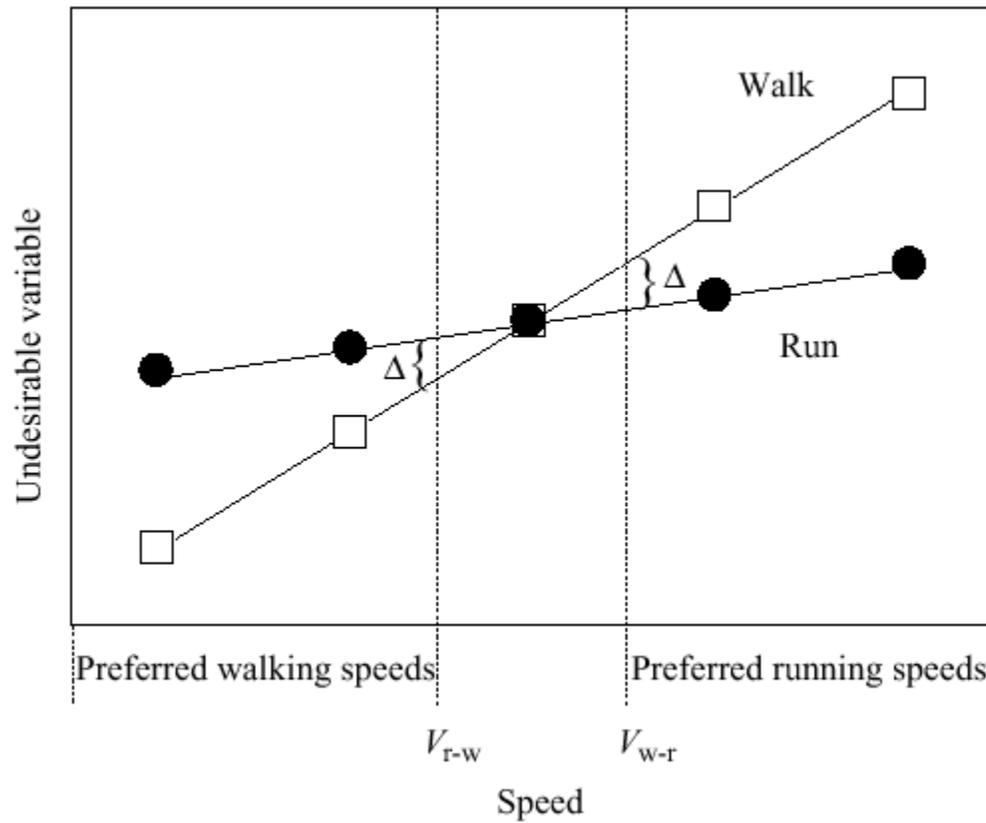


Figura II.1.4. Critérios utilizados por PRILUTSKY E GREGOR (2001). A variável deveria apresentar valor maior na corrida abaixo da VT e na caminhada acima da VT , para justificar a TCC .

II.2. O USO DA ACELEROMETRIA NA MENSURAÇÃO DE ONDAS DE CHOQUE CORPORAIS DA LOCOMOÇÃO HUMANA

II.2.1. CINEMÁTICA DO CONTATO INICIAL

A cinemática é a parte da mecânica que se preocupa com a descrição do movimento, ignorando as suas causas. O estudo da cinemática da marcha humana é feito dividindo-se a mesma em ciclos. O *ciclo da marcha* (Figura II.2.1) é um importante ponto de partida para o seu estudo. Considera-se o início do ciclo, tanto na caminhada quanto na corrida, quando o pé entra em contato com o solo, instante chamado de *contato inicial* (CI) (NOVACHEK, 1998).

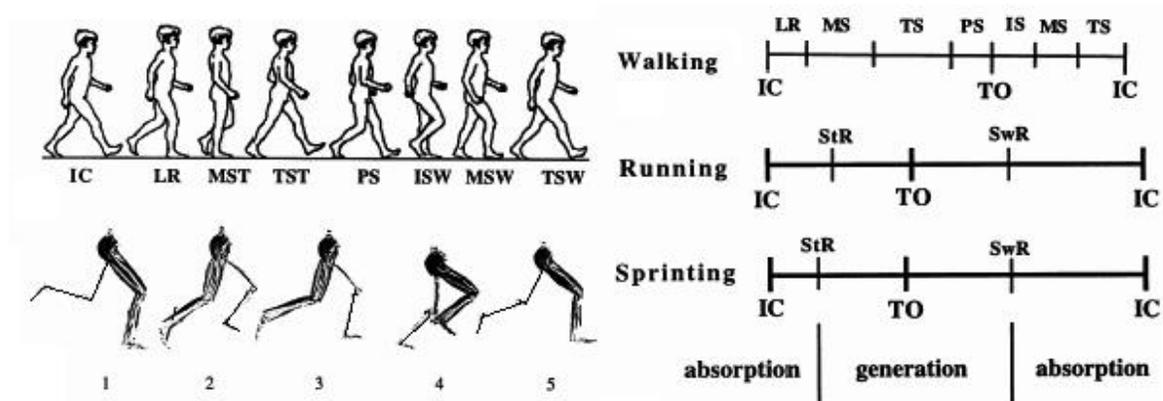


Figura II.2.1. O ciclo da marcha na caminhada, na corrida e no *sprinting* com os instantes de contato inicial (IC) e toe off (TO) – extraída de NOVACHEK (1998).

Ao avaliar-se os movimentos articulares no plano sagital, observa-se que na caminhada e na corrida o contato inicial ocorre com o retropé ou calcanhar. Apenas no *sprinting*⁴ os corredores aterrissam com o antepé. O padrão de aterrissagem com o calcanhar na caminhada ocorre mesmo com uma certa extensão do tornozelo graças à posição da tíbia, mas na corrida é necessário um movimento maior de flexão do tornozelo. Na caminhada, o tornozelo estende-se enquanto o pé desce no solo, mas na corrida, o tornozelo flexiona-se enquanto o peso corporal é transferido à perna de apoio, isso porque na corrida o tornozelo já está em situação de extensão do tornozelo no CI, e o período de

⁴ Corrida na velocidade máxima que o corredor pode realizar.

*absorção*⁵ é mais curto. No plano frontal, ocorre um movimento de adução de quadril, sendo um mecanismo de amortecimento de impactos (NOVACHECK, 1998). Os movimentos de flexão plantar do tornozelo na corrida (através da contração excêntrica de extensores plantares do tornozelo) e de extensão plantar do tonozelo na caminhada, imediatamente após o impacto também têm uma função importante no amortecimento de impactos (MANN, 1986).

II.2.2. CINÉTICA DO CONTATO INICIAL

A cinética é a área de estudo que examina as forças que agem sobre um sistema (HAMILL E KNUTZEN, 1999). É necessária a compreensão destas forças na corrida, pois a maioria das lesões que ocorrem nesta tarefa motora são por *overuse*⁶ (CAVANAGH E LAFORTUNE, 1980; KNUTZEN E HART, 1996), resultando de cargas de impactos repetidas do pé. Além disso, o desenho de calçados para corrida, a escolha das melhores superfícies para prática de atividade física e outros fatores cinéticos dependerão da compreensão de tais forças (CAVANAGH E LAFORTUNE, 1980).

A distinção entre as características da força de reação vertical do solo na caminhada e na corrida pode ser observada na Figura II.2.2. Na caminhada existe pelo menos um pé em contato com o solo sempre, e fases de duplo suporte, onde os dois pés estão em contato com o solo. Na corrida, existem fases aéreas, em que nenhum dos pés está em contato com o solo. Devido a esta diferença, a magnitude do componente vertical é bem maior na corrida (FARLEY E FERRIS, 1998).

Na caminhada ocorrem dois picos durante a fase de apoio, sendo que o primeiro pico – chamado de pico passivo – ocorre na primeira metade da fase de apoio, e caracteriza a abaixamento do Centro de Gravidade Corporal (CGC), e o segundo pico – chamado de pico ativo – caracteriza o impulso de aceleração do CGC. Na corrida, existem também dois picos, sendo que o primeiro tem curta duração, podendo ser chamado de pico passivo ou pico de impacto. O segundo pico é resultado do impulso, e geralmente é maior que o primeiro (HAMILL E KNUTZEN, 1999).

⁵ Período da corrida em que ocorre diminuição da velocidade de deslocamento anterior do centro de gravidade corporal, ou seja, aceleração negativa.

⁶ Lesões por excesso de uso, isto é, por acúmulo de microtraumatismos ou microlesões.

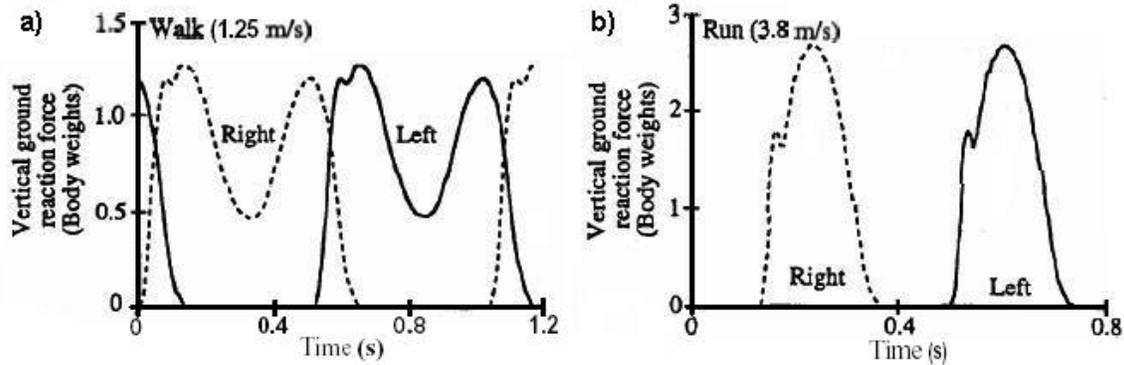


Figura II.2.2. Forças de reação do solo verticais para a caminhada (a) e corrida (b) (FARLEY E FERRIS, 1998).

No instante de impacto do calcanhar com o solo é registrada, através de plataformas de força, a força transiente do contato inicial (Figura II.2.3), antes do pico passivo da força de reação vertical do solo. O impacto ocorre no curto período de 10 a 40 ms e sua magnitude e frequência dependerão de diversos fatores (Tabela II.2.1). Tanto as forças transientes que ocorrem no contato inicial da caminhada, quanto no impacto da corrida, geram uma vibração transiente que se propaga através de toda a estrutura corporal do calcanhar até o crânio (SMEATHERS, 1989; WHITTLE, 1999; VOLOSHIN, 2000). Essa vibração transiente pode ser descrita na literatura pelos seguintes termos: ondas de choque, ondas de impactos, ondas de *stress*, forças impulsivas ou acelerações corporais.

As vibrações podem ser definidas como uma "variação no tempo da magnitude de uma quantidade que descreve o movimento ou a posição de um sistema mecânico, quando a magnitude é alternadamente maior e menor que um valor médio" (GRIFFIN, 1990). A magnitude destes movimentos oscilatórios pode ser medida em seu deslocamento, em sua velocidade, mas em geral, a medida de sua aceleração é mais conveniente. A magnitude da vibração pode ser expressa tanto em m/s^2 , r.m.s., ou 'g', que corresponde à aceleração devido à gravidade, onde 1 g é padronizado como $9,80665 m/s^2$ ao nível do mar (GRIFFIN, 1990). No caso de acelerações corporais por impactos no movimento humano, a literatura pertinente expressa a amplitude em gravidades (g).

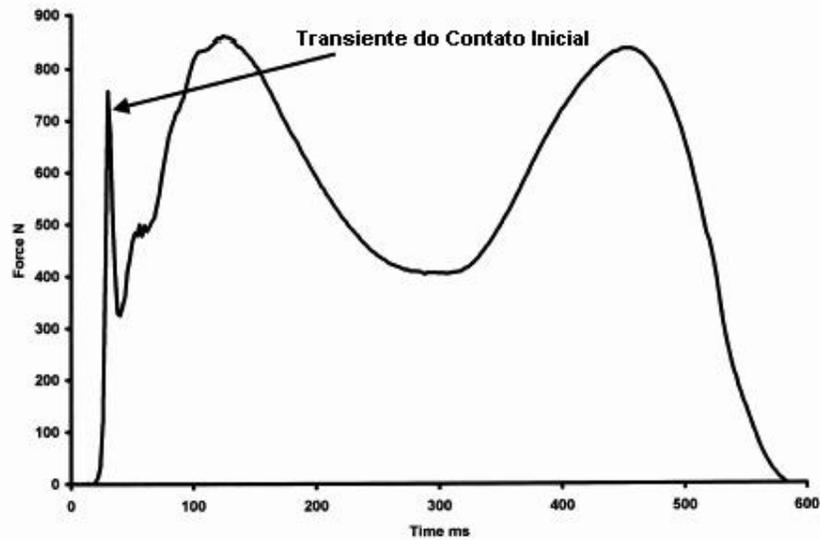


Figura II.2.3. Força transiente do contato inicial, antes do pico passivo de força durante a caminhada humana. Valores expressos em Newtons (N) (WHITTLE, 1999).

Tabela II.2.1. Características da amplitude das acelerações relacionadas às ondas de choque segundo diversos autores em diferentes situações

Autor	Tarefa Motora	Local	Amplitude Média (g)
LIGHT e MCLELLAN (1977)	caminhada	tíbia e dentes	2-8
VOLOSHIN (2000)	caminhada (0,89-1,79 m/s) com os próprios calçados	tíbia	5,65
LEDOUX E HILLSTROM (2001)	caminhada (1,32 e 1,37 m/s) descalço	calcâneo	4,79 e 5,24
OGON <i>et al.</i> (1999)	corrida a 1,5 m/s (+/-15%) com calçados idênticos	L3	2,25 e 1,74
DERRICK <i>et al.</i> (1998)	corrida a 3,83 m/s	tíbia e frontal	5,7-11,3 e 1,1-1,9
LAFORTUNE E HENNIG (1991)	corrida a 4,5 m/s e caminhada a 1,5 m/s	tíbia	5,32 e 3,10

Uma observação do CGC durante a caminhada nos planos sagital, frontal e transversal mostra um deslocamento oscilatório, cuja minimização é o maior mecanismo de redução do esforço muscular, e, conseqüentemente, de redução da energia (PERRY, 2005). Esta passagem do CGC deve ser suave. A elevação do CGC inicia durante a fase de apoio simples, até aproximadamente 30% do ciclo da marcha, quando atinge a altura máxima, e, portanto, a quantidade máxima de energia potencial e mínima de energia cinética.

Momentos antes da fase de duplo apoio, a altura do CGC é mínima, a quantidade de energia cinética é máxima e a quantidade de energia potencial é mínima. Essa relação recíproca se mantém durante o ciclo (SUTHERLAND *et al.*, 1998). As oscilações desses dois tipos de energia ocorrem com fase invertida no caso da caminhada. No caso da corrida, esta relação é diferente (Figura II.2.4), pois os dois tipos de energia estão em fase: se na caminhada, a eficiência dependia da troca entre os dois tipos de energia, na corrida, isso dependerá do armazenamento e retorno da energia potencial do alongamento das estruturas elásticas, e da transferência de energia de um segmento corporal a outro por músculos bi-articulares como o reto femoral e ísquio-surais (NOVACHEK, 1998).

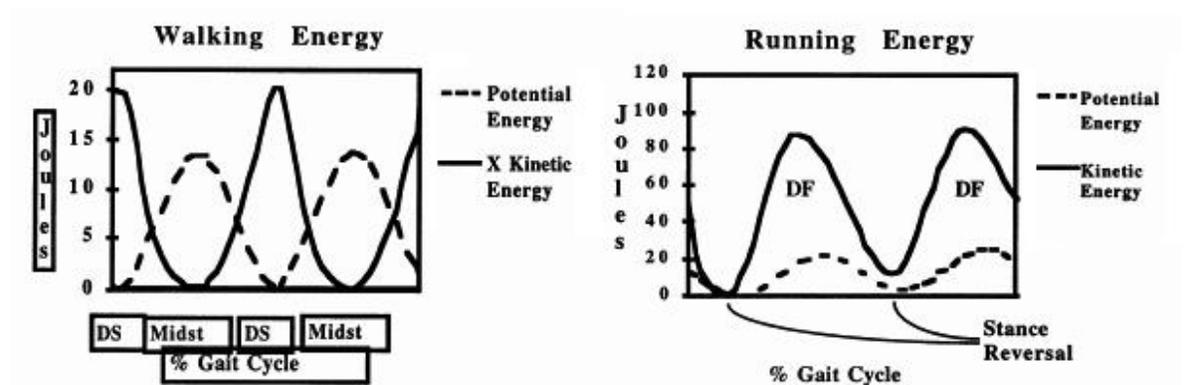


Figura II.2.4. Relação entre energias Potencial e Cinética na caminhada e na corrida (NOVACHEK, 1998).

Para a compreensão das medidas de forças de reação verticais, considere-se um sujeito com massa de 68 Kg que caminha a um comprimento de passo de 76,2 cm, o que corresponde a 2.110 passos por milha (1.609,34 m) caminhada (MANN, 1986). Então, ele amortece no contato inicial, considerando um impacto de 80% do peso corporal, um total de 114.959 kg (127 tons) por milha acumulados, ou 63,5 tons em cada um dos pés. Se o mesmo sujeito correr uma milha, com um passo de 1,37 m, ele tem aproximadamente 1.175 passos e amortece, considerando um impacto de 250% do peso corporal, um total somado de 199.864,1 kg (220 tons) ou 110 tons por pé (MANN, 1986). Além disso, deve-se considerar que um indivíduo que caminha uma milha em 20 minutos, enquanto o mesmo corre a mesma milha na metade deste tempo ou menos. Através destas estimativas, torna-se evidente que a extremidade inferior tem como uma de suas principais funções o amortecimento de forças (MANN, 1986).

II.2.3. MENSURAÇÃO DAS ONDAS DE CHOQUE

As abordagens teóricas e experimentais para se investigar as situações envolvendo impactos e seus efeitos mecânicos podem ser classificadas em: medida de forças de reação do solo, medida de acelerações segmentais, estimativas de forças agindo em estruturas internas através de dinâmica inversa e modelos de simulação (NIGG, COLE E BRUGGEMANN, 1995).

A maior parte das pesquisas tem utilizado plataformas de força ou acelerômetros: as primeiras permitem examinar as forças de reação do solo que ocorrem na superfície plantar, enquanto os acelerômetros são mais versáteis quanto ao controle das condições que podem ser avaliadas durante os impactos, e podem fornecer uma medida mais localizada do efeito dos impactos. Múltiplos acelerômetros podem ser utilizados ao mesmo tempo (DERRICK E MERCER, 2004). Considerando a metodologia empregada no presente estudo, esta revisão se deterá aos métodos de investigação das acelerações segmentares através de acelerômetros.

Segundo WHITTLE (1999) e VOLOSHIN (2000), o "padrão ouro" para medidas de acelerações corporais consiste na inserção cirúrgica de um ou mais transdutores diretamente nos ossos (Figura II.2.5), técnica denominada "*Bone Mounted Transducers - BMT*" ou "*Bone Mounted Accelerometers - BMA*" (Acelerômetros Montados nos Ossos).

Um dos primeiros trabalhos utilizando o BMA é o de LIGHT E MCLELLAN (1977), onde o sujeito da pesquisa foi um dos próprios autores (MCLELLAN), sugerindo uma dificuldade desta técnica: submeter voluntários a um procedimento invasivo. Em outro trabalho do mesmo grupo (LIGHT, MCLELLAN E KLENERMAN, 1980) o mesmo método foi realizado no mesmo sujeito, com o objetivo de analisar o efeito da caminhada descalço e com diferentes calçados nos sinais acelerométricos. Os dois estudos foram limitados a um sujeito.

Vários trabalhos publicados utilizando este método foram do grupo do pesquisador LAFORTUNE. Este método foi utilizado, por exemplo, para medir a contribuição da gravidade, dos movimentos angulares da tíbia e do impacto com o solo no sinal total fornecido pelo acelerômetro durante a caminhada e a corrida (LAFORTUNE E HENNIG, 1991), para mostrar a importância do uso de acelerômetros triaxiais na medida das

acelerações ósseas nos três eixos mecânicos ortogonais - ântero-posterior, médio-lateral e próximo-distal - (LAFORTUNE, 1991) e para calcular uma função de transferência entre as forças de reação do solo resultantes e as acelerações tibiais axiais (LAFORTUNE, LAKE E HENNIG, 1995).

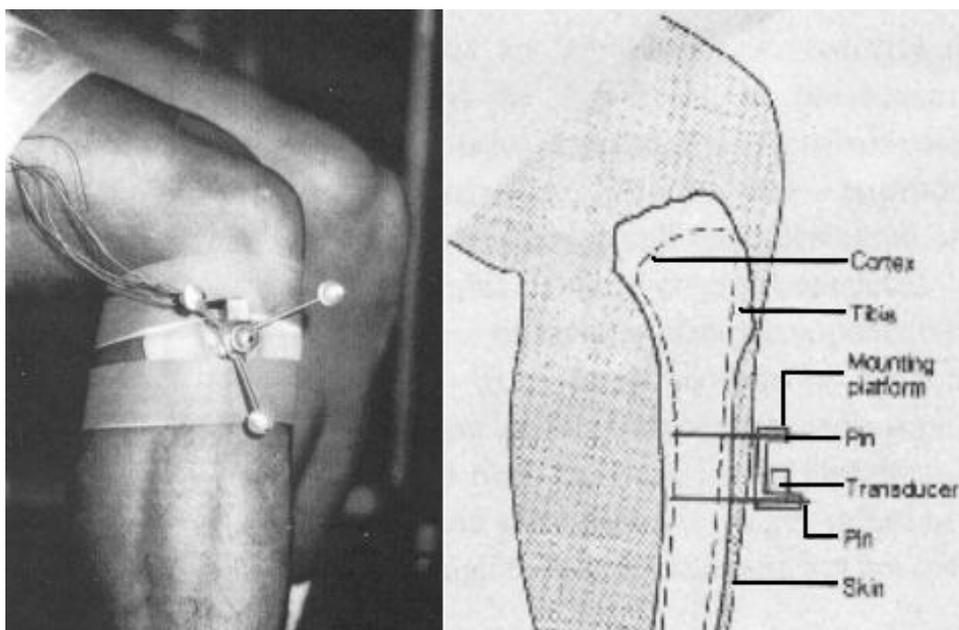


Figura II.2.5. Ilustração da montagem utilizando o BMA na tíbia, o método invasivo para mensuração de ondas de choque, considerado o padrão-ouro (LAFORTUNE, 1991; LIGHT *et al.*, 1980).

A técnica é descrita da seguinte forma: um pino de tração de *Steinmann* de 4,7 mm de diâmetro é inserido manualmente na tíbia do sujeito, após este ter o periósteo e tecidos moles anestesiados com uma injeção de 2 cc de *xilocaina*. Para prevenir a interação entre o pino e tecidos moles, é feita uma incisão em forma de cruz. O pino é introduzido 6 a 7 cm no osso a partir da borda ântero-lateral, 3 cm abaixo do platô tibial e na direção póstero-medial, perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia, ficando 1,5 cm do pino exposto externamente. O acelerômetro é montado na parte externa do pino de Steinmann, orientado paralelamente ao eixo longitudinal da tíbia. Os cuidados após o experimento consistiram na utilização de 500 mg de penicilina a cada 6 horas por 7 dias, e observação da recuperação através de raio-X após 4 semanas do teste. Não foram relatadas complicações subseqüentes aos testes (LAFORTUNE, 1991). LIGHT, MCLELLAN E KLENERMAN (1980) utilizaram dois arames de *Kirschner* ao invés do pino de Steinmann.

As desvantagens deste método são óbvias: 1) por se tratar de uma técnica invasiva, existem riscos para com a saúde dos voluntários; 2) existe a dificuldade de se conseguir voluntários; 3) técnicas cirúrgicas só podem ser realizadas por médicos, tornando o estudo dependente deste profissional; 4) a aprovação por Comitê de Ética em Pesquisa fica mais difícil.

Apesar do padrão ouro para mensuração de ondas de choque no aparelho músculo-esquelético ser o BMA, existe um método alternativo e não-invasivo chamado "*Skin-Mounted Accelerometers ou SMA*" (Acelerômetros Montados na Pele), validado para o mesmo intuito (WHITTLE, 1999; VOLOSHIN, 2000; DERRICK E MERCER, 2004).

O Método SMA foi validado a partir de comparações com o padrão ouro, o BMA. KIM *et al.* (1993) analisaram os sinais de SMA *in vitro*, em uma perna amputada, através de impactos simulados e controlados por pêndulos. Os sinais de SMA foram considerados válidos para medidas de acelerações longitudinais produzidas no contato inicial da locomoção humana.

SAHA E LAKES (1977) conduziram três experimentos diferentes em dois sujeitos (*in vivo*) e um fêmur humano (*in vitro*) com o objetivo de analisar o comportamento das acelerações produzidas pelo impacto de um martelo de 98 g. O primeiro experimento submeteu os sujeitos a impactos iguais, mas com diferentes forças de compressão (pré-carga) entre o acelerômetro e a pele. O segundo, com um acelerômetro montado no fêmur, simulou diferentes espessuras de tecidos moles com borrachas de diferentes espessuras. Enfim, o terceiro fez a mesma simulação de tecidos moles com borrachas entre o martelo e o osso. A espessura dos tecidos moles simulados e a pré-carga influenciaram nos sinais.

ZIEGERT E LEWIS (1979) investigaram a diferença entre os métodos SMA e BMA, considerando os efeitos dos tecidos moles. A validade do SMA dependeu em grande parte da massa do acelerômetro, com acelerômetros de menor massa produzindo resultados bastante precisos. A rigidez entre o acelerômetro e o osso também foi considerada uma variável importante, enquanto a rigidez das tiras usadas para prender o acelerômetro, a rigidez muscular e a massa muscular foram desprezadas por terem efeitos insignificantes.

A partir das conclusões dos trabalhos acima, foi possível estabelecer algumas recomendações para o uso do método SMA: 1) a utilização de acelerômetros de massa reduzida; 2) a escolha de locais para montagem no corpo que tenham uma quantidade

mínima de tecido entre a pele e o osso; 3) uma montagem firme do transdutor na pele, para minimização do movimento relativo entre osso e transdutor.

II.2.4. ESTUDOS RELACIONANDO IMPACTOS E LESÕES

Apesar da relação entre impactos e lesões parecer óbvia, ainda existem autores que não consideram que impactos sejam uma causa das lesões que ocorrem na locomoção. FREEMAN (1975) discute sobre a provável ligação entre anormalidades mecânicas articulares e diversos casos de osteoartrose secundária. Alguns exemplos citados pelo autor são: 1) a meniscectomia, que causa aumento da pressão de contato do lado meniscectomizado da articulação, e aumenta as chances de desenvolvimento de uma osteoartrose daquele lado; 2) incongruência da articulação do quadril (congenita ou adquirida), reduzindo a área de contato, e, portanto, a pressão, torna aquela articulação mais susceptível ao desenvolvimento de osteoartrose; e 3) o desenvolvimento desta doença em cotovelos de operadores de brocas pneumáticas. Então, cargas cíclicas têm possibilidade de causar fadiga mecânica, um processo onde a estrutura em questão pode fraturar devido a cargas de magnitude relativamente baixa aplicadas numerosas vezes.

RADIN E PAUL (1972) levantaram a hipótese de que os fatores mecânicos seriam responsáveis pela osteoartrite primária: degenerações articulares estão relacionadas às especificidades das atividades, por exemplo, os jogadores de futebol têm alta incidência de artrite severa nos pés, tornozelos e joelhos. As cargas mecânicas com características impulsivas e intermitentes, como os impactos na caminhada e corrida criam altos estresses longitudinais nas articulações, levando a microfraturas trabeculares e conseqüente remodelagem óssea e aumento da sua rigidez, diminuindo sua capacidade de amortecimento de choques mecânicos. Isto aumentaria o estresse nas cartilagens, levando à sua falha e degeneração.

Um modelo matemático foi desenvolvido por KELLY E O'CONNOR (1996a) para descrever o comportamento de uma cartilagem sob ação de cargas aplicadas rapidamente (impactos). As cartilagens respondem às cargas mecânicas em três fases: nos primeiros 200 ms não há tempo para a exsudação do fluido pela rede de colágeno. Então ocorre uma mudança no formato sem mudança em seu volume. Depois de 10-100 s ocorre uma

resposta viscoelástica permitindo o relaxamento da cartilagem. São necessários até 20.000 s (333,33 min) para que o equilíbrio seja alcançado. Então, de acordo com este modelo, não é apenas a magnitude das cargas que determina o potencial lesivo de uma atividade, mas sua duração: um grande percentual das osteoartrites do joelho ocorrem na sua parte ântero-medial, mantendo a parte posterior intacta.

Na posição de flexão do joelho, os côndilos femorais estão em contato com o platô tibial anterior, local sujeito a cargas de grande magnitude, em tarefas motoras como subir e descer escadas. Na fase de contato inicial da caminhada e da corrida, onde ocorrem cargas aplicadas rapidamente (impactos) em torno de 300% do peso corporal o joelho está quase estendido, posição onde o platô tibial anterior está em contato com os côndilos femorais.

Se o impacto é um fator relacionado à incidência de lesões, supõe-se que o uso de materiais que amortecem e minimizam as forças de impactos e as acelerações corporais, como calçados esportivos, órteses plantares e palmilhas viscoelásticas, podem diminuir a incidência de lesões causadas por estas cargas mecânicas.

Submetidos a um treinamento básico, 390 recrutas da infantaria Israelense foram divididos em dois grupos, um utilizando tênis de basquete (n = 187) e outro utilizando as botas comuns de infantaria (n = 203). Após 14 semanas de treinamento intensivo verificou-se que as fraturas por *estresse* do metatarso e as lesões por *overuse* dos pés diminuíram significativamente com o emprego do tênis, apesar das lesões por *overuse* em geral não terem sido influenciadas pelo tipo de calçado. Os autores deste estudo assumiram que fraturas por estresse do metatarso podem ser causadas pela magnitude das forças de impacto, e afirmaram que pode-se associar os resultados encontrados à capacidade de proteção e amortecimento dos calçados (MILGROM *et al.*, 1992). Apesar disso não foi feita uma análise comparando a capacidade de amortecimento e a flexibilidade dos tênis de basquete e das botas de infantaria usadas, o que dificulta uma justificativa mais plausível destes resultados.

Em outro estudo, o uso de neoprene na bota de militares teve um efeito de redução da incidência de lesões totais, de 36,6% para 25,8% no grupo experimental e redução da síndrome do *stress* tibial, de 6,8% para 2,8%. No grupo experimental não houve incidência de nenhuma fratura por *stress*, enquanto no grupo controle houve incidência de 1,5%

(SCHWELLNUS *et al.*, 1990). Nesse estudo a capacidade de amortecimento do neoprene não foi testada, não permitindo, portanto, afirmar que a redução nas lesões conseguida foi devido à redução das cargas de impactos.

As vantagens de estudos experimentais utilizando militares são que existe a possibilidade de adquirir-se amostras grandes (390 no primeiro estudo e 1.388 no segundo), e todos os sujeitos passam pelo mesmo treinamento. Outras condições também tendem a ser bem controladas, como alimentação, repouso, acesso a consultas médicas e padronização nos calçados.

A) Estudos em Animais

Vários estudos pioneiros sobre a relação entre as cargas de impactos foram realizados pelo grupo do pesquisador E. L. RADIN em animais. RADIN E PAUL (1971) estudaram articulações metacarpo-falângicas bovinas *in vitro*, submetendo-as a ensaios mecânicos de atrito e de impactos, e as cartilagens se mostraram muito pouco tolerantes a este último tipo de carga, se comparado às cargas de atrito.

SIMON *et al.* (1972) submeteram 58 porcos da Guiné a impactos nas patas através de máquinas de impactos, sendo sacrificados após 3 a 21 dias para análise das articulações. Os resultados encontrados compreenderam perda de mucopolissacarídeos (sinal de degeneração articular), inflamação e aumento na rigidez óssea devido aos impactos.

RADIN *et al.* (1973) submeteram uma das patas de coelhos da Nova Zelândia a impactos verticais de magnitude igual à do peso corporal (8-10 libras) a 60 ciclos/min e duração de 1 h/dia. Os animais foram sacrificados em grupos, a cada 2 dias até 30 dias para análise. As alterações foram mais pronunciadas nos joelhos de animais sacrificados mais posteriormente, com uma duração maior do experimento, e, portanto, às cargas. A seqüência de alterações com o tempo de exposição às cargas foi: efusão, aumento na rigidez óssea, perda de mucopolissacarídeos superficialmente, perda de mucopolissacarídeos profundamente e alterações grosseiras nas cartilagens. DEKEL E WEISSMAN (1978) também encontraram alterações similares submetendo uma pata de Coelhos da Nova Zelândia a cargas de atrito e impactos, e a pata contralateral dos animais à cargas de atrito apenas, como forma de controle. Apenas as patas que sofreram cargas de impactos apresentaram alterações degenerativas físicas e bioquímicas, demonstrando a ação

destas cargas na saúde articular. Estes autores afirmam que existe tanto um limiar abaixo do qual não ocorre degeneração articular, quanto uma relação positiva entre duração da carga e a extensão das lesões.

RADIN *et al.* (1982) submeteram ovelhas adultas a caminhadas no concreto por 4 h diárias por 9 meses ou 2,5 anos para serem comparadas a ovelhas andando em gramado (controle). O grupo de 9 meses não apresentou alterações histológicas grosseiras, mas mancavam e apresentaram calcificação ligamentar. O grupo de 2,5 anos apresentou uma depleção de glicosaminoglicanos (hexosamina) nas cartilagens, principalmente nas áreas de sustentação de peso. A perda de hexosamina pode ser um indicador de osteoartrose.

Uma das críticas concernentes aos estudos de impactos em animais refere-se à validade da extrapolação de tais resultados para humanos. Até mesmo variações intra-espécies têm sido relatadas. Por exemplo, a osteoartrose idiopática do quadril é mais comum em sujeitos da etnia caucasiana, segundo FREEMAN *et al.* (1975). Dessa forma, pode-se supor que as variações entre espécies são significativas. Outras restrições são que as cargas consideradas em alguns estudos são anormais e não-fisiológicas, cujas magnitude e frequência jamais ocorreriam em situações normais e, em muitos dos estudos nem houve controle das características das cargas. Alguns estudos utilizaram as patas traseiras dos animais, mas geralmente são as patas dianteiras as responsáveis pelo amortecimento, enquanto as patas traseiras seriam as responsáveis pela impulsão, na locomoção quadrúpede. Porcos da Nova Guiné são animais que nunca alcançam a maturidade esquelética, diferente dos seres humanos. Finalmente, tais estudos não efetuaram o controle da ação muscular, que pode influenciar nas ondas de choque.

B) Estudos com Seres Humanos

Se comparados aos estudos com animais, estudos experimentais em humanos são escassos. HRELJAC *et al.* (2000) analisaram diversas variáveis antropométricas, cinéticas, cinemáticas e os métodos de treinamento em corredores, e concluíram que os picos de forças de impactos verticais e as taxas de cargas verticais máximas foram maiores ($p = 0,004$ e $0,001$, respectivamente) no grupo que havia tido lesões por *overuse*, ao serem comparados a um grupo de corredores que nunca teve uma lesão durante sua carreira.

FERBER *et al.* (2002) observaram que corredoras competitivas de provas de distância que haviam tido uma fratura por *stress* dos membros inferiores tinham picos de acelerações tibiais 22% maiores, valores de pico-a-pico 26% maiores, forças verticais de reação do solo 36% maiores, taxas de cargas instantâneas 32% maiores e taxas de cargas médias 34% maiores, quando comparadas a corredoras que não desenvolveram este tipo de fratura.

Na dança Flamenca, seus praticantes são submetidos a impactos repetitivos do pé contra o solo. Em um estudo biomecânico e clínico foram encontrados picos de frequências e de amplitudes de acelerações na tuberosidade tibial (TT) de 4-8 Hz e 2,5-7 g e na espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) de 4-16 Hz e 0,5-1 g. Os valores das frequências que ocorrem na EIAS explicam a alta incidência de complicações urogenitais (50% dos 29 dançarinos submetidos à avaliação clínica), uma vez que a frequência de ressonância da massa abdominal é de 4-8 Hz coincidindo com a frequência da EIAS nesta dança (BEJANI *et al.*, 1988).

II.2.5. VARIÁVEIS QUE INFLUENCIAM AS FORÇAS DE IMPACTO E ACELERAÇÕES DO CORPO HUMANO

A) Variáveis Cinemáticas

Ao medir picos de acelerações tibiais durante a caminhada na esteira, com aumento progressivo da velocidade, VOLOSHIN (2000) encontrou fortes correlações positivas com a velocidade ($r^2 = 0,995$). Em média, os picos de acelerações tibiais aumentaram de 2,26 até 5,65 g para velocidades de 0,89 a 1,79 m/s. Por regressão linear, foi possível determinar a seguinte relação entre aceleração (A) e velocidade do CGC (V):

$$A = 3,82 \cdot V - 1,199 \quad (\text{II.2.1})$$

Em outro estudo, usando velocidades superiores, durante a corrida (3, 4, 5, e 6 m/s) foi observado um aumento nos picos de impactos com o aumento na velocidade (NIGG *et al.*, 1987), cuja regressão linear é descrita pela seguinte relação:

$$F_{zi} = 0,29 \cdot V + 0,48 \quad (\text{II.2.2})$$

onde F_{zi} é pico de força de impacto vertical e V é velocidade.

Existe uma tendência de aumento das cargas de impacto no corpo com o aumento do comprimento de passada em corredores do sexo masculino (DERRICK *et al.*, 1998). Nesse estudo, os 10 sujeitos testados correram a uma velocidade constante de 3,81m/s, em cinco comprimentos de passada: -20%, -10%, +10% e +20% do PSL e no próprio PSL (*Preferred Stride Length* - Comprimento de Passada Preferido). Paralelamente aos aumentos nos comprimentos de passada e às médias das acelerações, houve maior absorção de energia dos impactos pelos músculos do quadril, joelho e tornozelo.

CLARKE *et al.* (1985) também verificaram a influência da frequência de passada na magnitude das acelerações tibiais, a 5% e 10% acima e abaixo da frequência de passada preferida, e nela mesma. As acelerações aumentaram com a diminuição das frequências de passada. Os autores explicaram que as menores frequências de passada para uma velocidade de corrida constante (de 3,8 m/s) estão relacionadas a um maior tempo de fase aérea, conseguido através de uma altura maior do Centro de Gravidade nesta fase, levando a um maior momentum linear na queda e impactos maiores.

B) Características Antropométricas e Estruturais

VOLOSHIN E WOSK (1984) não encontraram correlação entre ondas de impacto e a massa corporal total de quatro grupos de sujeitos: saudáveis, com lombalgia, com dor em um dos joelhos e meniscectomizados, em uma amostra total de 75 sujeitos. Baseando-se nestes resultados, eles criticam o tratamento conservativo para doenças degenerativas do joelho e lombalgias que consiste na redução da massa corporal total. Mas talvez a crítica destes autores tenha sido muito simplificada, pois eles não consideraram outras cargas que podem estar associadas a uma massa corporal total excessiva - como o aumento da força Peso – e que podem contribuir para mais lesões.

A altura do arco plantar longitudinal medial parece influenciar nas cargas ao nível do processo espinhoso da 3ª vértebra lombar de corredores não competitivos, uma vez que em um grupo de arco plantar longitudinal medial baixo foram observados valores de acelerações e de taxas de cargas significativamente maiores em L3 (OGON *et al.*, 1999). Por outro lado, LEDOUX E HILLSTROM (2001) não encontraram diferenças significativas nos picos de acelerações medidos no calcâneo durante a marcha para dois grupos, um com pés planos e outro com pés alinhados de forma neutra.

Os *heel pads* ou *coxins gordurosos* nos calcanhares são estruturas especializadas em suporte de cargas compressivas e em amortecimento de choques (JAHSS *et al.*, 1992). Estas estruturas localizam-se sob o calcâneo, a primeira estrutura corporal a contatar o solo na locomoção, e poderiam ser considerados fundamentais como um primeiro mecanismo de absorção do impacto durante a marcha. Entretanto, nem todos os autores acreditam que o *heel pad* tem funções de amortecimento de impactos. DE CLERCQ *et al.* (1994), com uma amostra reduzida por motivos éticos devido ao uso de cineradiografia, mostraram que este tecido do calcanhar, durante a corrida descalço a 4,5 m/s tem uma taxa de deformação duas vezes maior do que durante a corrida com calçados. Como esta taxa é considerada muito alta, este tecido não serviria para amortecimento de impactos, mas apenas para redistribuição de cargas.

Esta função para tal estrutura foi observada quando, ao compararem as pressões em calcanhares com estes sítios normais com anormais (atrofiados, menos densos e até dolorosos), JAHSS *et al.* (1992) afirmaram que os primeiros têm um padrão de transmissão de mais força através de regiões de alta pressão. As almofadas de calcanhares anormais distribuem mais uniformemente as forças através de todas as regiões, pois como não têm capacidade de suportar altas cargas, compensam transmitindo parte da força por uma grande área de baixa pressão.

C) Doenças e Lesões

VOLOSHIN *et al.* (1981) mostraram que a atenuação das acelerações da tuberosidade tibial até o osso frontal, durante a caminhada, é maior em sujeitos saudáveis do que em sujeitos com alguns tipos de doenças, lesões ou sintomas (metatarsalgia, dor no tornozelo, dor no joelho, lombalgia, dor e rigidez cervical, e dor de cabeça). Os resultados

deste estudo sugerem que articulações patológicas têm uma reduzida capacidade de atenuar ondas de choque que se propagam da perna até a cabeça.

VOLOSHIN E WOSK (1983) observaram que joelhos saudáveis têm uma capacidade de atenuação cerca de 20% maior do que joelhos dolorosos ou joelhos meniscectomizados. A atenuação foi calculada como a taxa entre as acelerações da tuberosidade tibial e as acelerações nos côndilos mediais do fêmur. Porém, os autores não controlaram o tempo de recuperação após a cirurgia de meniscectomia – em alguns dos joelhos dolorosos que passaram por artroscopia – nem citaram se houve reabilitação. Como o período pós-cirúrgico leva à atrofia e enfraquecimento dos músculos responsáveis pelo amortecimento ativo, não há como definir se a diferença na atenuação deveu-se à dor no joelho e à ausência do menisco ou pela falta de força e controle motor dos músculos atrofiados, ou ainda à marcha antálgica.

Uma menor capacidade de amortecimento das ondas de choque na coluna está relacionada a lombalgias idiopáticas. Vinte e quatro sujeitos lombálgicos apresentaram valores de atenuação inferiores a não-lombálgicos (VOLOSHIN E WOSK, 1982). HELLIWELL *et al.* (1989), por sua vez, mostraram que portadores de espondilite anquilosante têm uma deficiência na atenuação de ondas de choque durante a caminhada, na frequência de 25 Hz. A coluna normal teria a capacidade de atenuar ondas de choque acima de 15 Hz e isto pode se dever à rigidez da coluna patológica, que se comporta como uma estrutura sem flexibilidade e com amortecimento comprometido. A velocidade e o comprimento de passo dos sujeitos com espondilite foi inferior, o que pode limitar a interpretação dos resultados, pois já se observou que estas variáveis cinemáticas interferem nas cargas (VOLOSHIN, 2000; DERRICK *et al.*, 1998).

D) Os Calçados

LIGHT E MCLELLAN (1977), em um dos primeiros estudos utilizando a técnica da acelerometria para medida de ondas de choque, compararam a caminhada descalço, com calçados normais e com calçados amortecedores de impactos. Calçados amortecedores teriam menores frequência e amplitude, quando comparados a calçados comuns e à caminhada descalço. SIMON *et al.* (1981) compararam as frequências das Forças de Reação

na caminhada com plataformas de força em sujeitos descalços e usando os próprios calçados. A caminhada com calçados forneceu frequências de até 50 Hz, enquanto a caminhada descalço teve componentes de até 75 Hz, mas em ambas as situações houve grande potência em frequências de 1 a 10 Hz.

Segundo NIGG *et al.* (1987) a rigidez dos calçados atenuou em até 10% os picos de Forças de Reação Verticais do solo, mas este valor não foi significativo, contrariamente ao esperado. A rigidez dos calçados aumentou a velocidade de pronação e alterou a posição do vetor de Força de Reação Vertical do solo, que incidiu mais lateralmente ao calçado. Esta lateralização afastou o vetor Força do eixo da articulação subtalar, aumentando o momento nesta articulação e a quantidade e velocidade de pronação, permitindo uma maior distância para "desacelerar" o corpo. Botas de infantaria de poliuretano de dupla densidade tiveram acelerações na caminhada ao nível da tibia 19% maiores do que tênis de basquete de EVA (Etileno Vinil-Acetato) (MILGROM *et al.*, 1992).

O uso de calçados pode minimizar as deformações da estrutura de amortecimento do calcanhar (*heel pad*). Sujeitos correndo com calçados de “bom amortecimento” tiveram valores de deformação relativa do *heel pad* de $35,5 \pm 2,5\%$, enquanto a deformação relativa nos mesmos sujeitos correndo descalços foi de $60,5 \pm 5,5\%$, sendo esta última considerada o valor fisiológico máximo de deformação (DE CLERCQ *et al.*, 1994). Uma limitação na interpretação dos resultados de estudos analisando a influência dos calçados é que raramente são fornecidas informações sobre as características mecânicas dos calçados como rigidez e dureza.

Quando se fala em calçado, é preciso considerar o tipo de superfície onde ocorre a marcha, pois a interação entre o calçado e o corpo é importante em situações de impacto. Por exemplo, o tipo de superfície pode influenciar na magnitude dos picos de forças verticais de reação do solo em um primeiro saltito (FRANCIS *et al.*, 1996). A rigidez da superfície causa mais adaptações cinemáticas no plano sagital do que a rigidez dos calçados (HARDIN *et al.*, 2004). Superfícies mais rígidas causam mudanças no ângulo de contato e velocidade angular máxima do quadril e joelho e no ângulo máximo do quadril. Além disso, o tornozelo apresenta um aumento na velocidade angular máxima com a rigidez do calçado e da superfície (HARDIN *et al.*, 2004).

E) Fadiga Muscular

Os primeiros autores a investigarem a efetividade do sistema músculo-esquelético na atenuação de ondas de choque em situações de fadiga parecem ter sido LIGHT *et al.* (1980). VOLOSHIN *et al.* (1998) submeteram 22 sujeitos saudáveis a uma corrida de 30 minutos no limiar anaeróbio, em esteira. Foram medidos os picos de aceleração, freqüências de aceleração média e mediana na tuberosidade tibial e no sacro através de acelerômetros e o PETCO₂ - um indicador de diminuição da performance e do início do estado de fadiga - através de ergoespirometria. Os autores encontraram um aumento significativo das acelerações após 20 minutos. Até o 30º minuto houve um aumento acima de 60% nas acelerações da tuberosidade tibial e de 35% no nível do sacro. Houve um aumento significativo na freqüência mediana das acelerações da tuberosidade tibial após o 25º minuto. Houve também aumento na freqüência média no sacro no 25º e 30º minuto. O fenômeno observado foi atribuído a uma inabilidade de atenuação das ondas de impacto ao sistema locomotor, em situações de fadiga. Um trabalho com metodologia e resultados idênticos foi publicado por VERBITSKY *et al.* (1998), porém, sem acelerações no sacro.

MIZRAHI *et al.* (1997) dividiram uma amostra de sujeitos saudáveis em dois grupos. Um grupo obteve uma diminuição significativa no PETCO₂ no final de uma corrida de 30 minutos. O outro grupo não demonstrou tal mudança significativa. Foram medidas as acelerações tibiais e a atividade eletromiográfica do quadríceps e do gastrocnêmio. A amplitude da aceleração aumentou constantemente com o tempo de corrida no grupo fadigado, o mesmo não ocorrendo com o grupo não-fadigado. Entretanto, para os resultados da eletromiografia, não foram encontradas diferenças significativas.

II.3. A ELETROMIOGRAFIA NA ANÁLISE DA LOCOMOÇÃO HUMANA

II.3.1. A ELETROMIOGRAFIA E SUA CONTRIBUIÇÃO NA ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

A descoberta da eletromiografia está ligada ao desenvolvimento de instrumentos eletro-eletrônicos e à habilidade de mensurar tal fenômeno (CRAM E KASMAN, 1998). A relação entre a contração muscular e a eletricidade foi documentada pela primeira vez por Luigi Galvani em 1791, quando ele provocou contrações musculares através de descargas elétricas em estudos animais, descoberta considerada como sendo o nascimento da Neurofisiologia, segundo BASMAJIAN E DE LUCA (1985). Os mesmos autores definiram a eletromiografia como sendo “... o estudo da função muscular através da pesquisa do sinal elétrico que emana dos músculos”.

Os primeiros pesquisadores a utilizar a eletromiografia para fins cinesiológicos - ou a KEMG, de “*Kinesiological EMG*” – encontraram imensas dificuldades. Os eletromiógrafos foram inicialmente concebidos para verificação de potenciais de ação anormais, e testes de atrasos na velocidade de condução neural, para aplicação clínica. A quantidade de canais era pequena para monitoração de vários músculos ao mesmo tempo, pouca atenção era dada à eliminação ou atenuação de ruídos dos cabos e interferência de 50 ou 60 Hz. Os eletrodos invasivos eram dolorosos, grandes (0,0006 polegadas de diâmetro), não haviam métodos de sincronização do sinal de EMG com o ciclo da marcha, não existia a telemetria, e os computadores só começaram a ser usados mais tarde. Os engenheiros dos laboratórios eram obrigados a desenvolver toda a aparelhagem devido à falta de instrumentos comerciais (SUTHERLAND, 2001).

A eletromiografia foi uma das técnicas que auxiliaram o notável cientista Vern Inman e seus colegas a levarem a ciência da análise da marcha a uma evolução dramática na década de 40, tanto em indivíduos normais quanto em amputados. Na década seguinte, após a morte do Dr. Inman, os residentes de ortopedia de seu laboratório e outros pesquisadores, inspirados pelo seu trabalho, investigaram métodos melhores de aquisição de dados da marcha (SUTHERLAND, 2001).

Atualmente, o EMG é uma ferramenta de avaliação muscular potencial, tanto para o clínico quanto para o pesquisador, podendo ser usado para estudos da marcha (KAMEN E

CALDWELL, 1996). BASMAJIAN E DE LUCA (1985) já afirmavam que "De toda eletromiografia feita em anos recentes, estudos em locomoção fornecem a maior promessa em aplicação clínica".

II.3.2. GERAÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO

Potenciais bioelétricos são produzidos por atividade eletroquímica em células excitáveis, como aquelas que compõem o tecido muscular. Eletricamente, este tecido pode exibir um potencial de repouso e, quando apropriadamente estimulado, um potencial de ação (CLARK, 1978). Um potencial de ação é uma mudança rápida no potencial da membrana seguido por um retorno ao potencial de repouso. Este potencial propaga-se com a mesma forma e amplitude por toda a célula muscular, permitindo que todas as suas partes se contraíam (BERNE E LEVY, 1993).

Existe uma diferença de potencial através do sarcolema muscular, atribuída a gradientes de concentração iônicos bem conhecidos. Os íons Na^+ e Cl^- existem em grandes concentrações na matriz extracelular do músculo, enquanto o K^+ existe em concentrações maiores dentro da célula muscular (140 mmol/l de K^+ no meio interno para 2,5 mmol/l de K^+ no meio externo, em músculos esqueléticos de sapos, segundo CLARK, 1978). Existe, portanto, um gradiente de difusão tendendo à efusão de íons K^+ , tornando o interior da célula mais negativo com relação ao meio externo (isto é, as cargas positivas são removidas do interior da célula), mas também ocorre a inibição da saída de K^+ devido às cargas positivas no meio extracelular.

O potencial de membrana em repouso ocorre na tensão elétrica onde o gradiente de concentração é igual e oposto ao gradiente elétrico entre os íons, e é chamado de potencial de equilíbrio para o potássio E_k . Este fenômeno é explicado pela *equação de Nernst* (II.3.1) e assume o K^+ como sendo o principal íon no estado de repouso (CLARK, 1978):

$$E_k = \frac{R \cdot T}{n \cdot F} \ln \frac{[K]_o}{[K]_i} \quad (\text{II.3.1})$$

onde R é a constante universal dos gases, T é a temperatura absoluta em °K, F é a constante de Faraday, n é a valência do K^+ , $[K]_o$ e $[K]_i$ são as concentrações extra- e intracelulares, respectivamente, em moles/litro. Uma expressão mais precisa (II.3.2) para o potencial de equilíbrio da membrana E considera a influência de outros íons nos meios interno e externo, e assume um campo elétrico através da membrana:

$$E = \frac{R \cdot T}{F} \ln \left\{ \frac{P_k [K]_o + P_{Na} [Na]_o + P_{Cl} [Cl]_i}{P_k [K]_i + P_{Na} [Na]_i + P_{Cl} [Cl]_o} \right\} \quad (\text{II.3.2})$$

onde $T =$ temperatura do local (20°C), $P_{Na} = 2 \times 10^{-8}$ cm/s, $P_K = 2 \times 10^{-6}$ cm/s e $P_{Cl} = 4 \times 10^{-6}$ cm/s, $[K]_o = 4$ mmol/l, $[Na]_o = 145$ mmol/l, $[Cl]_o = 120$ mmol/l, $[K]_i = 155$ mmol/l, $[Na]_i = 12$ mmol/l e $[Cl]_i = 4$ mmol/l. Utilizando os valores de coeficientes de permeabilidade (P) e de concentrações iônicas acima, de músculos esqueléticos de sapos, obtém-se o valor de -85 mV, que é bem próximo a valores medidos de E daquele tecido (CLARK, 1978). O valor de potencial de repouso de fibras musculares humanas, de aproximadamente -90 mV (-70 mV segundo MERLETTI E PARKER, 1999) pode ser afetado pelo treinamento físico e pode variar de acordo com o tamanho da fibra e com o tipo de fibra considerado. Fibras de contração rápida (tipo II) possuem uma maior densidade de canais de Na^+ na placa terminal, ao serem comparadas às fibras de contração lenta (tipo I), mas estas últimas apresentam uma maior permeabilidade geral ao Na^+ e uma maior atividade de Na^+ , tendo, portanto, um potencial de repouso da membrana de 9 a 15 mV mais positivo (KAMEN E CALDWELL, 1996).

CLARK (1978) descreveu como os potenciais de repouso e de ação da célula são medidos: um microeletrodo é inserido na membrana celular (que possui de 7 a 15 nm), com a ajuda de um micromanipulador. O diâmetro da ponta do microeletrodo deve ser pequeno com relação ao tamanho da célula. A Figura II.3.1 mostra o sinal obtido de um axônio, mostrando o potencial de repouso, gravado no instante de penetração da micropipeta e o potencial de ação, causado por um estímulo elétrico.

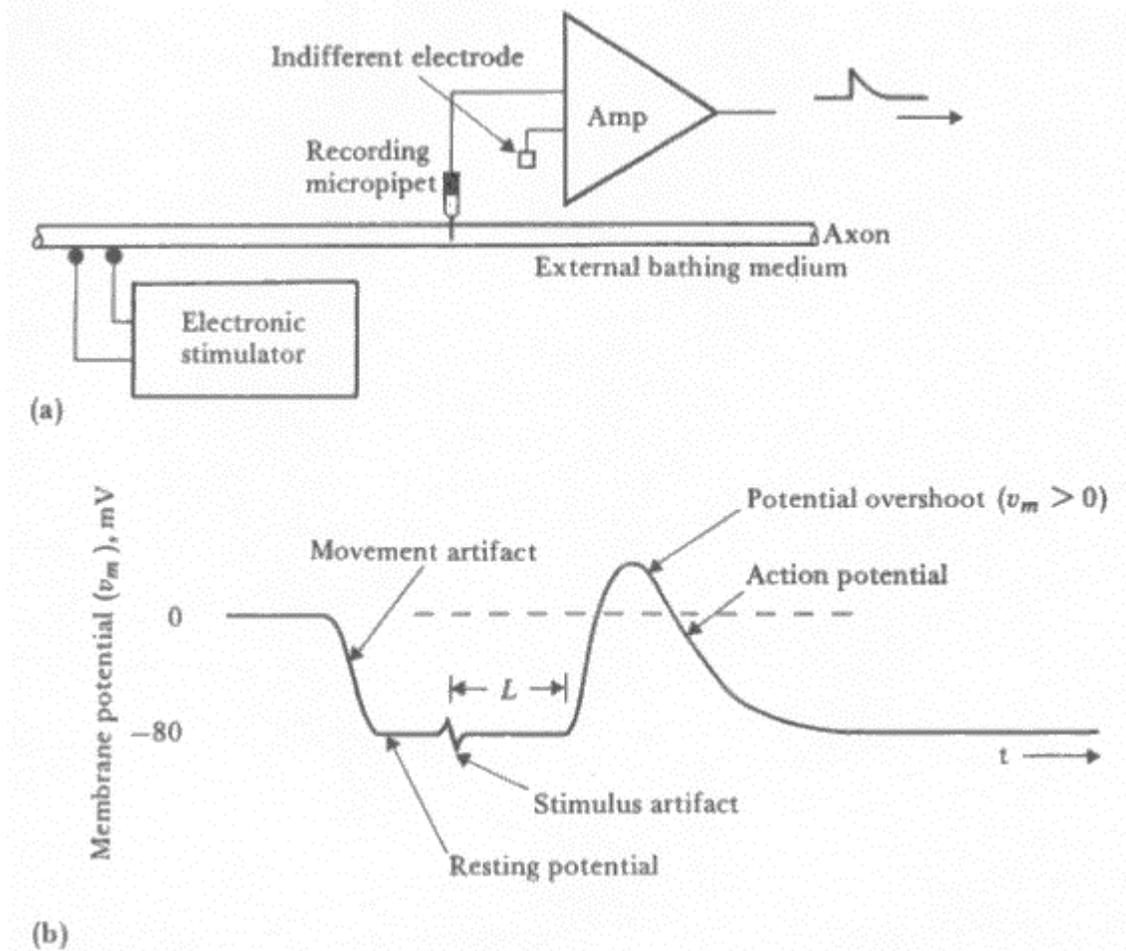


Figura II.3.1. Sinal amplificado e gravado de um axônio estimulado eletronicamente, obtido por uma micropipeta (BERNE E LEVY, 1993).

O potencial de ação ocorre a através de eventos eletroquímicos a partir da zona da placa terminal, após a geração de um impulso de amplitude suficiente, resultante da ativação de um motoneurônio. Com a influência deste impulso na membrana celular, a sua permeabilidade ao Na^+ aumenta, causando influxo deste íon e o conseqüente aumento na sua concentração intracelular e, em seguida, uma reversão na sua polaridade para aproximadamente 30 mV. O aumento na condutância do Na^+ é imediatamente seguido por um incremento na permeabilidade ao K^+ (condutância) e ao seu efluxo, repolarizando a célula. O potencial de ação propaga-se em ambas as direções a partir da placa terminal (KAMEN E CALDWELL, 1996) a uma velocidade de 3-5 m/s (MERLETTI E PARKER, 1999). Tal potencial de ação só é disparado quando a fibra é despolarizada suficientemente, seguindo a resposta do tipo "tudo ou nada": qualquer estímulo sublimiar falha em provocar um

potencial de ação, enquanto qualquer estímulo que ultrapasse o limiar (“threshold”) produz um potencial de ação de amplitude completa (Figura II.3.2).

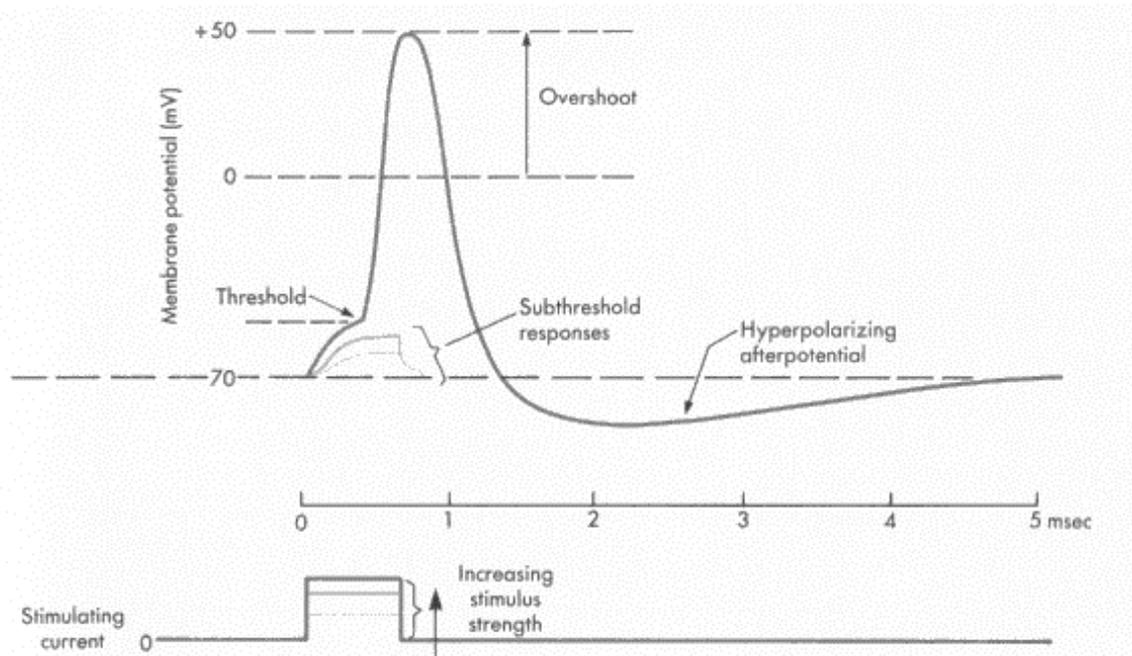


Figura II.3.2. Ilustração do princípio do *tudo-ou-nada*: estímulos abaixo de um limiar não produzem o potencial de ação, mas ao ultrapassar o limiar, ocorre o potencial de amplitude completa (BERNE E LEVY, 1993).

Normalmente, um potencial de ação propagando-se por um motoneurônio de uma unidade motora (UM) – a unidade funcional do músculo estriado -, ativa todas as fibras musculares inervadas por ele, que serão despolarizadas e acompanhadas por um movimento de íons, gerando um campo eletromagnético. Um eletrodo localizado nesta área detectará o somatório dos potenciais de ação de cada fibra, ou o *potencial de ação da unidade motora* (PAUM). Segundo WINTER (1990) um PAUM possui uma amplitude de $\cong 100 \mu\text{V}$, e segundo BASMAJIAN *et al.* (1975) a maioria dos PAUMs têm amplitude total de cerca de $250 \mu\text{V}$. A forma de onda do sinal detectado dependerá da posição do eletrodo com relação às fibras ativas: se as superfícies dos eletrodos estiverem paralelas às fibras musculares, os potenciais de ação terão uma forma bifásica, e os sinais das fases dependerão da direção de aproximação da despolarização da membrana com relação ao local de detecção (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985). A Figura II.3.3 esquematiza duas unidades motoras (A e B) e a contribuição individual das fibras musculares para as características de amplitude e de

frequência do sinal detectado na superfície. A soma destas duas unidades motoras é o sinal polifásico de EMG de superfície (KAMEN E CALDWELL, 1996).

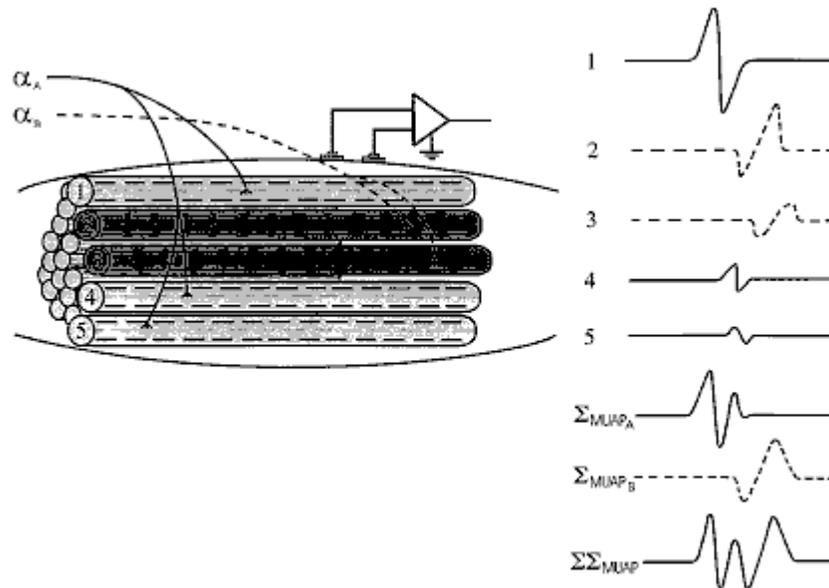


Figura II.3.3. Potenciais de ação de cinco fibras musculares de duas unidades motoras α_A e α_B na formação da PAUM.

Objetivando a sustentação de contrações musculares, as unidades motoras são ativadas repetidamente. Uma sequência de PAUMs é chamada de *trem de potenciais de ação de unidades motoras* ou TPAUMs (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985). O modelo mais básico do sinal de eletromiografia de superfície (SEMG) é a soma algébrica de PAUMs (MCGILL, 2004):

$$x(t) = \sum_{i=1}^N s_i(t) * m_i(t) \quad (\text{II.3.3})$$

onde N = número de UMs ativas, $s_i(t)$ = trem de impulsos representando os instantes de ativação da i ésima UM, $m_i(t)$ = o PAUM da i ésima UM e (*) é a convolução. Cada termo $s_i(t) * m_i(t)$ representa um TPAUM, que são somados algebricamente.

O sinal de EMG pode ser sintetizado pela soma linear de TPAUMs, ao serem detectadas pelos eletrodos. Na Figura II.3.4 25 TPAUMs geradas matematicamente são adicionadas para formar o sinal de EMG na parte inferior da figura (EMG signal).

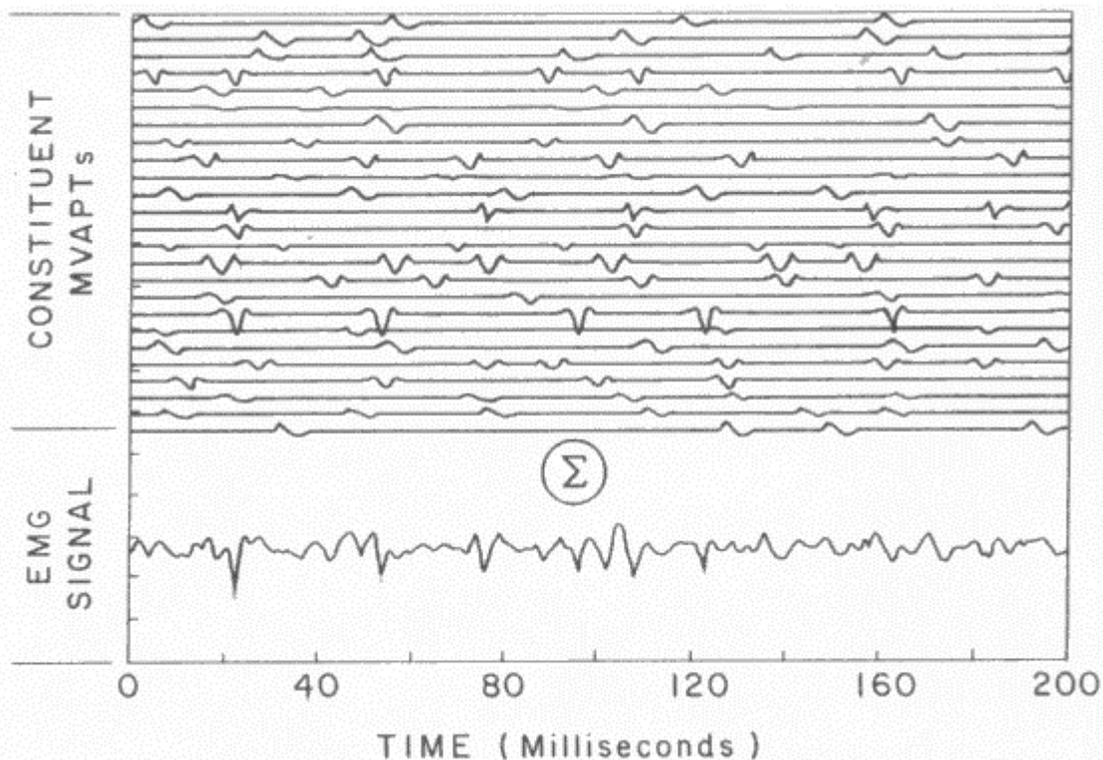


Figura II.3.4. Sinal de EMG formado pela soma de 25 TPAUMs geradas matematicamente (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985).

II.3.3. AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO

Os sinais mioelétricos são captados por eletrodos, que existem em uma grande variedade de tipos e construções. Os tipos de eletrodos mais usados na eletromiografia são os eletrodos de agulha, de arame e de superfície (Figura II.3.5). Seu uso depende do princípio de que eles precisam ser relativamente seguros e que devem estar posicionados próximos o suficiente dos músculos estudados para detectar a corrente gerada pelo movimento iônico. Cada um destes eletrodos possui vantagens e limitações específicas, para cada aplicação (Tabela II.3.1).

Os eletrodos de agulha ou de arame têm as desvantagens das técnicas invasivas e tendem a deslocar-se durante as contrações musculares. Por outro lado, os eletrodos de superfície só podem ser usados em músculos superficiais e não podem ser usados para detecção seletiva de sinais de músculos pequenos, devido ao *cross-talk* de músculos adjacentes (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985).

Tabela II.3.1. Tipos de eletrodos e sugestões de aplicação (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985)

Tipo de Eletrodo	Aplicação
de superfície	Relação tempo x força do sinal; Estudos cinesiológicos de músculos superficiais; Estudos neurofisiológicos e psicofisiológicos; Interface do sujeito com aparelhagem eletromecânica;
agulhas	Características da PAUM; Propriedades de controle de UMs; Eletromiografia clínica exploratória;
arame	Estudos cinesiológicos e neurofisiológicos de músculos profundos; Estudos limitados de propriedades de UMs; Monitoração confortável de músculos profundos



Figura II.3.5. Exemplos de eletrodos de superfície e de agulha.

A condução de corrente através da interface entre o corpo humano e o aparato eletrônico pelos eletrodos não é algo simples, pois estes possuem a função de transdutores, transformando a corrente iônica do corpo humano na corrente eletrônica dos eletrodos e cabos. O eletrodo de Ag/AgCl é considerado o mais prático, o mais usado e o que mais se aproxima das características de ser perfeitamente não-polarizável (NEUMAN, 1978a; HERMENS *et al.*, 1999). BASMAJIAN E DE LUCA (1985) consideram a configuração de eletrodos bipolares superior à configuração monopolar, pois existem duas superfícies de detecção para detectar dois potenciais no músculo de interesse. Os dois sinais têm as suas diferenças amplificadas pelo amplificador diferencial, eliminando os componentes de modo comum nas duas entradas. A amplificação pelos eletrodos nas duas configurações seria: sinal amplificado monopolar = $G(m+n)$ e sinal amplificado bipolar = $G[(m_1+n)-(m_2+n)] = G(m_1-m_2)$, onde m_1 e m_2 são os sinais mioelétricos e n o ruído de modo comum. De acordo com SODERBERG (1992), a taxa entre o sinal de modo diferencial amplificado e o sinal de

modo comum amplificado é a Taxa de Rejeição do Modo Comum ou Common Mode Rejection Ratio (CMRR), e que deve idealmente tender a infinito. CRAM E KASMAN (1998) sugerem um valor de CMRR > 70-180 dB e SODERBERG (1992) sugere um valor de CMRR > 90 dB.

Normalmente, a interface entre o eletrodo e a pele é feita com uma pasta eletrolítica contendo o Cl⁻ como íon principal. A pele possui a estrutura mostrada na Figura II.3.6: a camada mais externa é a epiderme, que possui o papel mais importante na interface entre o eletrodo e a pele, e é composta, por sua vez, por outras três camadas. As células dividem-se e crescem continuamente na *camada germinativa*, e são deslocadas externamente conforme vão crescendo, pelas células que nascem continuamente sob elas. Conforme as células passam pela *camada granulosa*, começam a morrer e perdem seu material nuclear, até degenerarem-se em camadas de queratina que formam a *camada córnea* ou uma camada de material morto na superfície da pele, que possui características elétricas diferentes do tecido vivo (NEUMAN, 1978a).

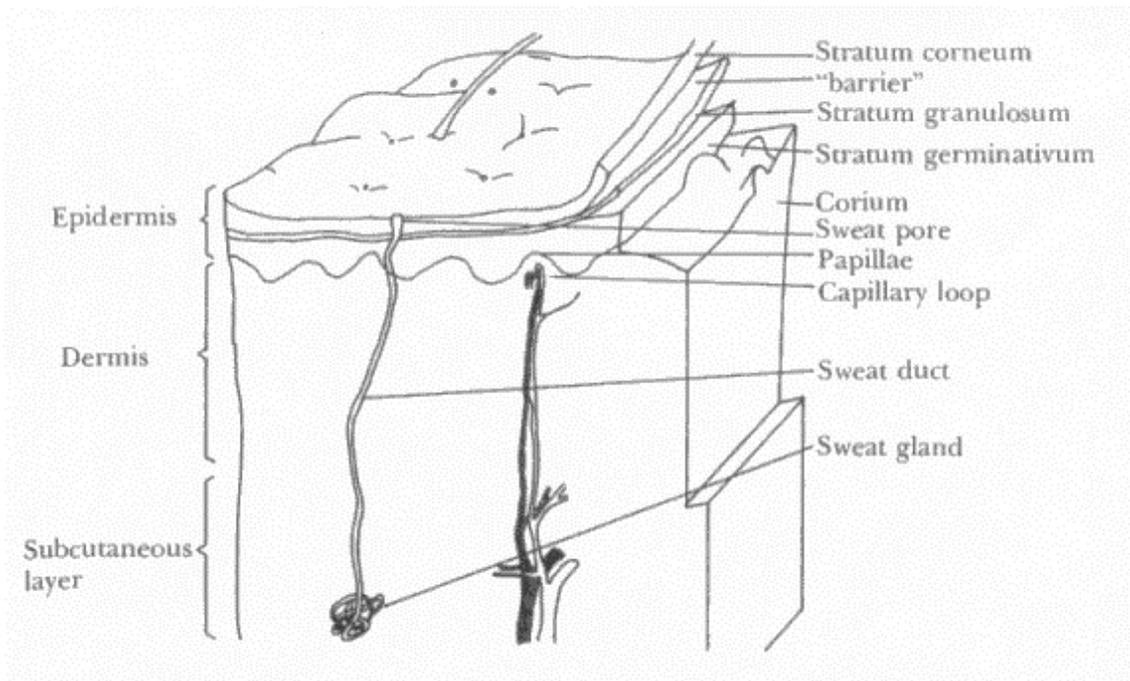


Figura II.3.6. Corte em secção transversa da pele, demonstrando suas camadas e o estrato córneo (NEUMAN, 1978).

Pode-se modelar a interface entre o eletrodo-eletrólito e a pele através de um circuito equivalente, mostrado na Figura II.3.7. A resistência em série R_s é a resistência efetiva da pasta entre o eletrodo e a pele.

A epiderme (ou, pelo menos, a camada córnea) é considerada uma membrana semipermeável aos íons, portanto, se existe uma diferença de concentração iônica através desta membrana, existe E_{se} , uma diferença de potencial dada pela equação de Nernst. A epiderme também possui uma impedância, funcionando, então, como um circuito RC . A derme e a camada subcutânea são representadas pela resistência R_u . A remoção da camada córnea da epiderme através de abrasão ou limpeza da pele poderá reduzir E_{se} , C_e e R_e , otimizando o sinal (NEUMAN, 1978a). HERMENS *et al.* (1999) recomendam que a pele onde os eletrodos de superfície serão colocados seja barbeada, limpa com um pedaço de algodão embebido em álcool, e que permita-se que todo o álcool vaporize antes que os eletrodos sejam colocados. Para propósitos de pesquisas, CRAM E KASMAN (1998) afirmam que o local onde o eletrodo será colocado deverá ter impedância entre 5 e 10 k Ω , e uma pele não preparada pode exceder facilmente a impedância de 10 M Ω . HERMENS *et al.* (1999) citam um valor de até 100 M Ω pode ser alcançado em determinadas condições de pele não-preparada (pele seca, pêlos, eletrodos pequenos), e neste caso uma corrente de 100 pA_{RMS} geraria um ruído inaceitável de 100 μ V_{RMS}. Ainda referindo-se à Figura II.3.7, o efeito das glândulas e condutos sudoríparos, que secretam um líquido contendo íons Na⁺, K⁺ e Cl⁻ em concentrações diferentes do líquido extracelular, é modelado por um circuito R_pC_p equivalente em série com a diferença de potencial E_p entre a luz destas estruturas e a derme e a camada subcutânea (NEUMAN, 1978a).

Para que o sinal eletromiográfico possa ser processado, é necessário "transformá-lo" de um sinal analógico bipolar em um sinal digital. O esquema usualmente utilizado (Figura II.3.8) consiste de um amplificador de baixo ruído e alta impedância de entrada, com um filtro passa-baixas e um filtro passa-altas, seguido por um conversor A/D de 12 ou 16 bits (HERMENS *et al.*, 1999).

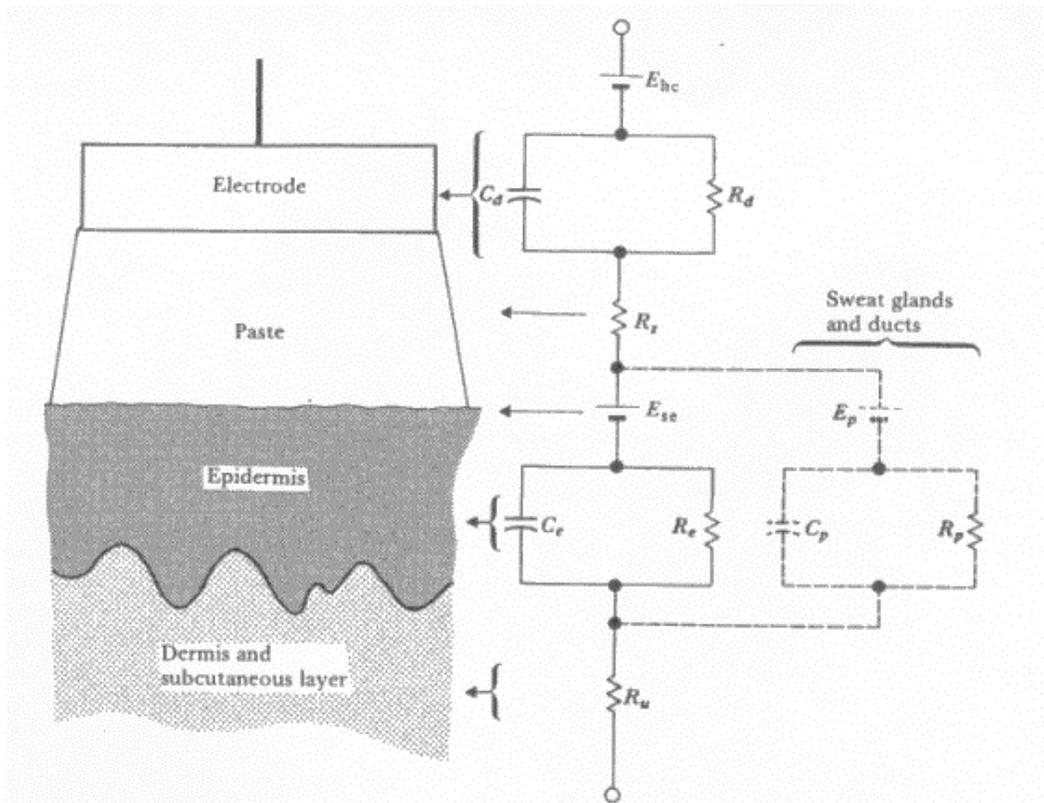


Figura II.3.7. Modelo da interface eletrodo-pele através de um circuito equivalente (NEUMAN, 1978).

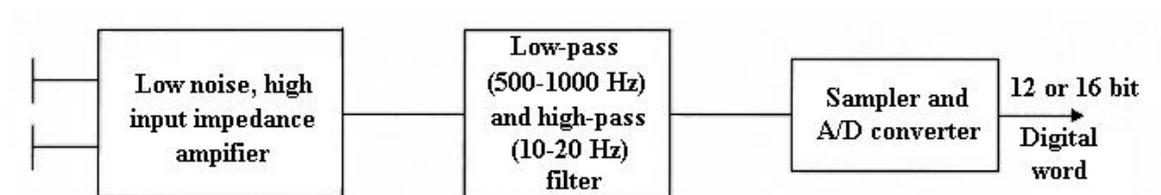


Figura II.3.8. Esquema usual para aquisição do sinal de EMG (*adaptado de HERMENS et al., 1999*).

Segundo NEUMAN (1978b), a frequência do sinal de eletromiografia varia de 25 Hz a alguns kHz, e a amplitude varia de 100 μ V a 90 mV, dependendo do tipo de sinal e dos eletrodos usados: eletrodos de superfície fornecem sinais de picos de amplitude de 0,1-1 mV. WINTER (1990) afirma que o sinal de eletromiografia de superfície possui uma amplitude máxima de 5 mV_{pp} (pico-a-pico) e a eletromiografia invasiva fornece sinais de até 10 mV. SODERBERG (1992) fornece outros valores: sua amplitude varia de 0,01-5 mV e a frequência varia de 1-3.000 Hz.

A Figura II.3.9 apresenta as frequências e amplitudes típicas de diversos sinais biológicos e permite a comparação entre eles: os amplificadores de EMG precisam ter resposta em frequências mais ampla do que os de ECG, mas não precisam cobrir uma banda de frequências tão baixa quanto os amplificadores de ECG. A impedância dos eletrodos é relativamente baixa, variando de 200 a 5.000 Ω , dependendo do tipo de eletrodo, da interface eletrodo-eletrólito e da frequência na qual a impedância é determinada. O amplificador de EMG precisa de um ganho maior do que um amplificador de ECG para a mesma faixa de resposta do sinal, e suas características de entrada precisam ser quase as mesmas de um amplificador de ECG (NEUMAN, 1978b).

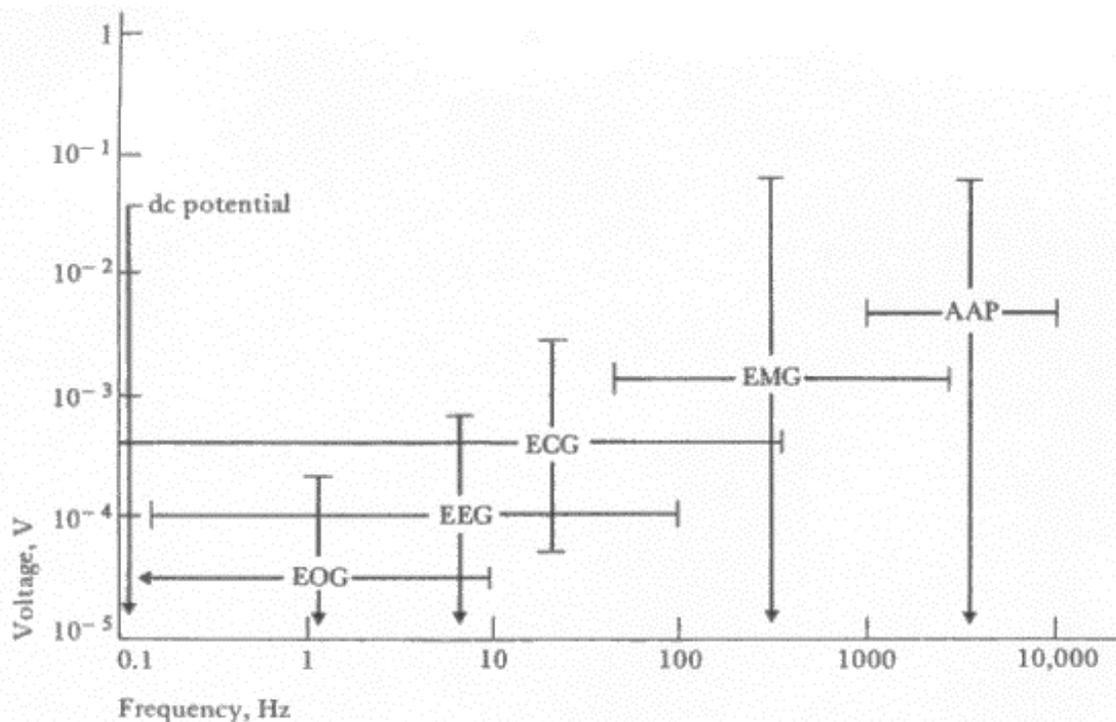


Figura II.3.9. Frequências e amplitudes típicas de alguns sinais biológicos (NEUMAN, 1978).

Eletrodos invasivos fornecem sinais com uma ordem de magnitude maior, necessitando, portanto, de um ganho com uma ordem de magnitude menor. Entretanto, a área destes eletrodos é muito menor, tendo uma fonte de impedância maior, necessitando de uma maior impedância de entrada do amplificador (NEUMAN, 1978b). A impedância de entrada do amplificador de EMG deve ser 10 a 100 vezes maior do que a impedância da interface eletrodo-pele. Então, como regra geral, quanto maior a impedância de entrada do

amplificador, melhor. Amplificadores de EMG de superfície podem tolerar até 20% de discrepância na impedância entre os eletrodos, causada por perda da adesão de um dos eletrodos ou colocação de um dos eletrodos em local de maior impedância (CRAM E KASMAN, 1998). Este problema é chamado de efeito do *desequilíbrio de impedância na fonte* (SODERBERG, 1992).

As Recomendações Européias para Eletromiografia de Superfície do projeto SENIAM sugerem o uso de amplificadores com as seguintes características: magnitude do ruído de entrada $< 1\mu V_{RMS}$, corrente do ruído de entrada $< 10 pA_{RMS}$ e impedância de entrada $> 100 M\Omega$ (HERMENS *et al.*, 1999).

II.3.4. PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO NA LOCOMOÇÃO

Os sinais de SEMG possuem 95% de sua potência formada por harmônicos de até 400 Hz, e a maior parte dos 5% restantes são ruídos do equipamento e dos eletrodos (Figura II.3.10). Para eliminar os componentes de alta frequência acima daquele valor usa-se um filtro passa-baixas com frequência de corte de 500 Hz. Outras fontes de ruído são os artefatos de movimento e a instabilidade da interface eletrodo-pele. Os harmônicos destes sinais estão na faixa de 0-20 Hz, e devem ser eliminados por um filtro passa-altas de 10-20 Hz (HERMENS, 1999).

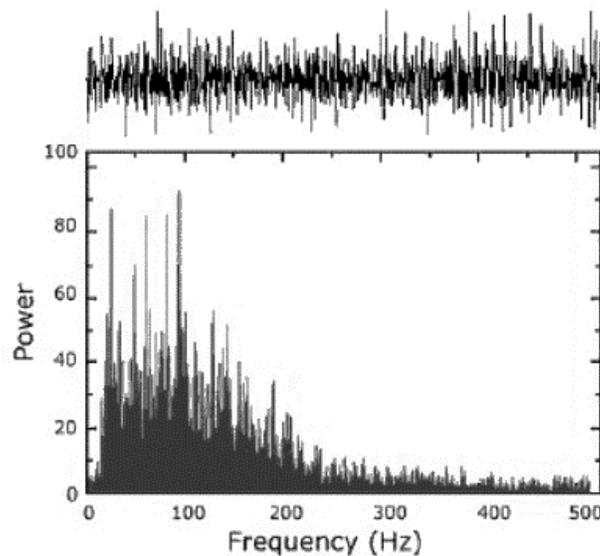


Figura II.3.10. Espectro de potência de SEMG bruto de tibial anterior em contração isométrica a 50% da CVM (DE LUCA, 2002).

Dois estimadores de amplitude frequentemente utilizados para o sinal de SEMG são o Valor Médio Retificado (*Average Rectified Value* – ARV, Equações 2.3.4 e 2.3.5), também chamado Valor Médio da Amplitude (*Mean Amplitude Value* – MAV) e a Raiz Média Quadrática (*Root Mean Square* – RMS, Equações II.3.6 e II.3.7). As equações que definem estes estimadores no tempo, contínuo e discreto são (HERMENS, 1999):

$$ARV = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt \quad (\text{II.3.4}) \quad \text{e} \quad ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (\text{II.3.5})$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x^2(t) dt} \quad (\text{II.3.6}) \quad \text{e} \quad RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (\text{II.3.7})$$

O melhor estimador a ser usado dependerá da distribuição estatística do sinal. Para distribuições Gaussianas (a mais comum), o RMS é o melhor estimador, e para distribuições Laplacianas, o ARV é o melhor estimador (HERMENS, 1999).

Variáveis espectrais comumente utilizadas são a frequência média (*mean frequency* - MNF) e a frequência mediana (*median frequency* - MDF), definidas pelas seguintes equações (Equações II.3.8 e II.3.9):

$$f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (\text{II.3.8})$$

$$\sum_{i=1}^{f_{med}} P_i = \sum_{i=f_{med}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (\text{II.3.9})$$

onde P_i é a i -ésima linha do espectro de potência e M é o maior harmônico considerado. Estas duas variáveis fornecem informações fundamentais sobre o espectro do sinal e seu comportamento (FARINA E MERLETTI, 2000).

II.3.5. NORMALIZAÇÃO

Como os fatores que afetam as características de amplitude e frequência do sinal de EMG são muitos (DE LUCA, 1997), é necessário que, para comparação da atividade muscular entre diferentes músculos, entre sujeitos no decorrer do tempo, estes sinais sejam normalizados (BURDEN E BARLETT, 1999).

BURDEN *et al.* (2003) compararam quatro diferentes métodos de normalização do sinal de EMG na marcha humana: o método dinâmico do pico (divisão de cada ponto pelo valor de pico do mesmo sinal), o método da contração voluntária máxima ou submáxima isométrica (divisão pelo pico de EMG de uma contração voluntária máxima ou submáxima isométrica na angulação média da articulação), o método dinâmico da média (divisão pela média do mesmo sinal), e o método da contração voluntária máxima isocinética (usa dados obtidos de um EMG durante contração isocinética). O método dinâmico da média foi o que resultou em padrões mais homogêneos, quando comparado aos outros, sendo um pouco mais homogêneo do que o método dinâmico do pico. Estes resultados já haviam sido verificados em estudos mais antigos, conforme observado por BURDEN *et al.* (2003).

II.3.6. O SINAL ELETROMIOGRÁFICO E AS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E FISIOLÓGICAS

A informação mais básica que pode ser obtida de um sinal eletromiográfico é se o músculo está ou não ativado. Então, para que o músculo seja considerado ativado, o sinal deve ultrapassar um limiar. Muitas vezes é difícil saber se um músculo está relaxado ou não, pois raramente ocorre um estado de relaxamento total (SODERBERG, 1992).

Estudos que tentaram estabelecer uma relação entre o sinal de EMG e a força muscular encontraram relações lineares (LIPPOLD, 1952; BIGLAND E LIPPOLD, 1954; BENNET *et al.*, 1956) e não lineares (ZUNIGA E SIMONS, 1969). LIPPOLD (1952) encontrou coeficientes de correlação lineares de 0,93 a 0,99 entre a integral do EMG e o torque isométrico exercido pelos extensores plantares do tornozelo do tornozelo, em cargas que variaram de 4,5 a 45 kg. BIGLAND E LIPPOLD (1954) encontraram uma relação linear entre a integral do EMG e o torque produzido pelos extensores plantares do tornozelo, mas em

contrações isotônicas (concêntricas e excêntricas) de 0,1 a 1,0 rad/s e cargas de 0 a 500 kg. Por outro lado, DE LUCA (1997) relata o problema da relação entre a amplitude do sinal de EMG e as contrações isotônicas, pois a estabilização da posição do eletrodo com relação às fibras musculares ativas afeta a estacionariedade do sinal. Em contrações musculares em atividades cíclicas e repetitivas – como na marcha – é necessário estabelecer-se uma janela temporal fixa no período de contração, e todas as comparações devem ser feitas usando-se tal janela.

BENNET *et al.* (1956) usaram um protocolo com cargas de 1 a 64 onças e observaram que a relação foi linear para o bíceps. Foi observado ainda que esta relação pode sofrer influência de patologias. Sujeitos com poliomielite têm um sinal de maior amplitude para qualquer carga, ao serem comparados aos sujeitos não patológicos. ZUNIGA E SIMONS (1969), contrariando os achados anteriores encontraram uma relação não-linear (quadrática) entre força isométrica e média do EMG de superfície, com cargas de 5 a 25 kg.

Os discensos nos resultados encontrados podem se dever a diferenças nos músculos analisados, no tipo de contração muscular e no estimador de amplitude utilizado. O grau de sinergia de outros grupos musculares e as co-contrações também podem alterar a contribuição da força do músculo investigado. Somadas a estes fatores, há diferenças nas técnicas de processamento de sinais e na instrumentação utilizada (LAWRENCE E DE LUCA, 1983). DE LUCA (1997) aponta os principais fatores que podem afetar a amplitude do sinal de EMG no início de uma contração ($t = 0$), sem considerar fatores tempo-dependentes que podem influenciar a contração sustentada (Figura II.3.11). Os efeitos de todos estes fatores podem ser neutralizados através da normalização das amplitudes do sinal e da força entre as contrações onde os eletrodos não se movem, ou não há movimento relativo entre fibras musculares ativas e os eletrodos.

A observação da relação entre EMG e torque isométrico do músculo bíceps braquial, do 1º dorsal interósseo (PDI) e do deltóide em pianistas, em nadadores de longa distância, em atletas de levantamentos básicos e em sujeitos normais trouxe resultados mais esclarecedores (LAWRENCE E DE LUCA, 1983). Os resultados sugerem que tal relação é músculo-dependente, sendo linear para o músculo PDI e não-linear para o bíceps e o deltóide. Os autores sugerem que estes músculos possuem estratégias diferentes de aumento de força: o PDI aumentaria sua força principalmente por aumento da frequência de ativação

das UMs, enquanto os dois músculos maiores aumentam sua força principalmente por aumento no recrutamento de UMs. A primeira estratégia aumenta o sinal de EMG linearmente, e a segunda estratégia aumenta o sinal de EMG não-linearmente. Não houve dependência do nível de treinamento (LAWRENCE E DE LUCA, 1983).

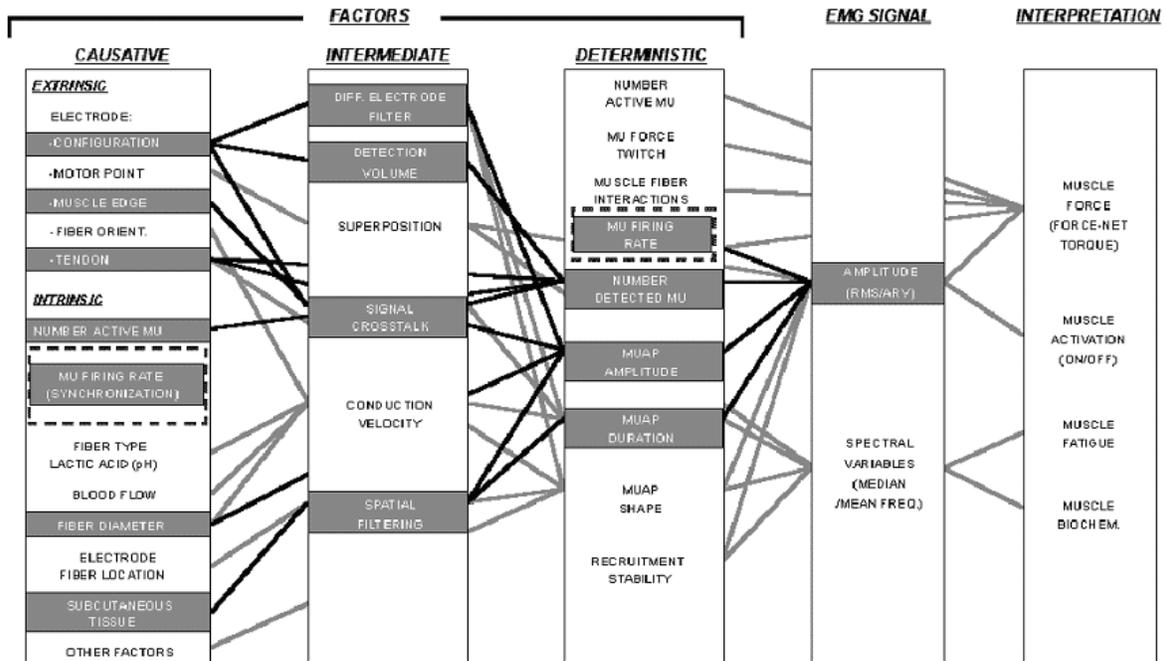


Figura II.3.11. Fatores que podem influenciar a amplitude do sinal eletromiográfico durante o início de uma contração sustentada (DE LUCA, 1997).

A observação da relação entre EMG e torque isométrico do músculo bíceps braquial, do 1º dorsal interósseo (PDI) e do deltóide em pianistas, em nadadores de longa distância, em atletas de levantamentos básicos e em sujeitos normais trouxe resultados mais esclarecedores (LAWRENCE E DE LUCA, 1983). Os resultados sugerem que tal relação é músculo-dependente, sendo linear para o músculo PDI e não-linear para o bíceps e o deltóide. Os autores sugerem que estes músculos possuem estratégias diferentes de aumento de força: o PDI aumentaria sua força principalmente por aumento da frequência de ativação das UMs, enquanto os dois músculos maiores aumentam sua força principalmente por aumento no recrutamento de UMs. A primeira estratégia aumenta o sinal de EMG linearmente, e a segunda estratégia aumenta o sinal de EMG não-linearmente. Não houve dependência do nível de treinamento (LAWRENCE E DE LUCA, 1983).

Outra aplicação do SEMG é na avaliação dos níveis de fadiga muscular (DE LUCA, 1997 e SODERBERG, 1992). Mas o termo fadiga não é facilmente definido, e, portanto, não é facilmente mensurado. A fadiga sistêmica, por exemplo, sofre influência dos níveis de calor ou frio, requerimento aeróbios, ácido lático, ou até estresse psicológico.

A fadiga muscular localizada é caracterizada pela perda da capacidade de produção de força pelo músculo, desconforto localizado e dor. Através de mudanças no conteúdo de frequência do sinal eletromiográfico, é possível monitorar-se a fadiga muscular localizada (FML). Conforme a força em uma contração isométrica sustentada diminui, o conteúdo em frequência do espectro do sinal diminui, e, ao mesmo tempo, a amplitude do sinal aumenta. A explicação para tais mudanças no sinal podem estar interligadas a um aumento no recrutamento de UMs, aumento na sincronização de UMs, mudanças nas taxas de ativação e intervalos inter-pulsos, mudanças nas formas dos potenciais de ação das UMs e na velocidade de condução através do sarcolema (SODERBERG, 1992).

Os músculos são compostos por dois tipos principais de fibras musculares: as fibras de contração rápida ou tipo II e as fibras de contração lenta ou tipo I. As primeiras têm um diâmetro e uma velocidade de condução maiores, tendo também uma diminuição mais rápida da velocidade de condução com a fadiga. Estas características, refletidas nas frequências média e mediana parecem ser interessantes na investigação da constituição do músculo em termos de estimativa não-invasiva da distribuição de fibras (por tamanho e tipos) no músculo (MERLETTI *et al.*, 2001).

II.3.7. AÇÃO FÁSICA DOS MÚSCULOS DURANTE A CAMINHADA NORMAL

Determinados músculos são mais ativos na fase de apoio da caminhada, enquanto outros têm uma ação mais pronunciada na fase de balanço. O padrão de contração fásico dos músculos define seu papel na produção do movimento normal da marcha. A contração por um tempo prolongado ou maior do que o necessário, fora de fase, pode caracterizar anormalidades do controle motor, como as causadas por acidentes vasculares cerebrais ou paralisia cerebral. Contrações musculares fora de fase podem causar movimentos anormais ou podem ocorrer enquanto os músculos antagonistas estão produzindo padrões normais de

marcha (co-contração). Na marcha normal, os músculos contraem e relaxam precisamente, como se estivessem em uma "orquestra" (RAB, 1998).

A eletromiografia foi associada a diversas outras técnicas para que pudesse ser útil na análise da locomoção: cinematografia, acelerometria, métodos fotográficos, eletrobásógrafos e plataformas de força (BASMAJIAN E DE LUCA, 1985). Assim foi possível acoplar a eletromiografia a outras medidas, esclarecendo a seqüência de recrutamento muscular na marcha (RAB, 1998).

Ao analisar a marcha na superfície plana em velocidade “confortável” e cadência auto-selecionada pode-se obter uma boa representação da caminhada. A ação muscular é realizada em sua maioria por músculos com grande proporção de fibras do tipo I, mais resistentes à fadiga, e principalmente em contrações isométricas e excêntricas, que são mais eficientes em termos energéticos. As contrações concêntricas nesta tarefa motora são breves (RAB, 1998).

No contato inicial do pé, os extensores do joelho desaceleram a descida do corpo, estabilizando e posicionando esta articulação. O grupo extensor do quadril desacelera a coxa e auxilia a extensão do joelho, enquanto o tibial anterior contrai-se excêntrica para controlar a descida do antepé. Na resposta à carga os extensores do joelho se contraem excêntrica, em um mecanismo importante de absorção de impacto e aceitação do peso corporal, permitindo a transferência de peso para a perna de apoio. No apoio médio os extensores plantares do tornozelo agem isometricamente, preservando o *momentum* corporal anterior. No apoio terminal o corpo é acelerado pela contração concêntrica dos extensores plantares do tornozelo (RAB, 1998).

Na fase de balanço inicial os flexores dos membros inferiores (tibial anterior, ísquio-surais e reto femoral) liberam o membro inferior para permitir o balanço. No balanço médio, o tibial anterior continua a ter uma ação importante na liberação do pé, e no balanço final a velocidade é diminuída e ocorre a preparação para o contato inicial pelos flexores do joelho, glúteo máximo, tibial anterior e vastos do quadríceps (RAB, 1998).



Figura II.3.12. Ação fásica dos músculos durante a caminhada (adaptado de RAB, 1998).

II.3.8. AÇÃO FÁSICA DOS MÚSCULOS DURANTE A CORRIDA NORMAL

Os músculos são mais ativos durante a antecipação e logo após o contato inicial (Figura II.3.13). Durante o período de contato inicial, as contrações musculares são mais importantes do que durante a preparação para a fase de aérea e durante a mesma (NOVACHEK, 1998).

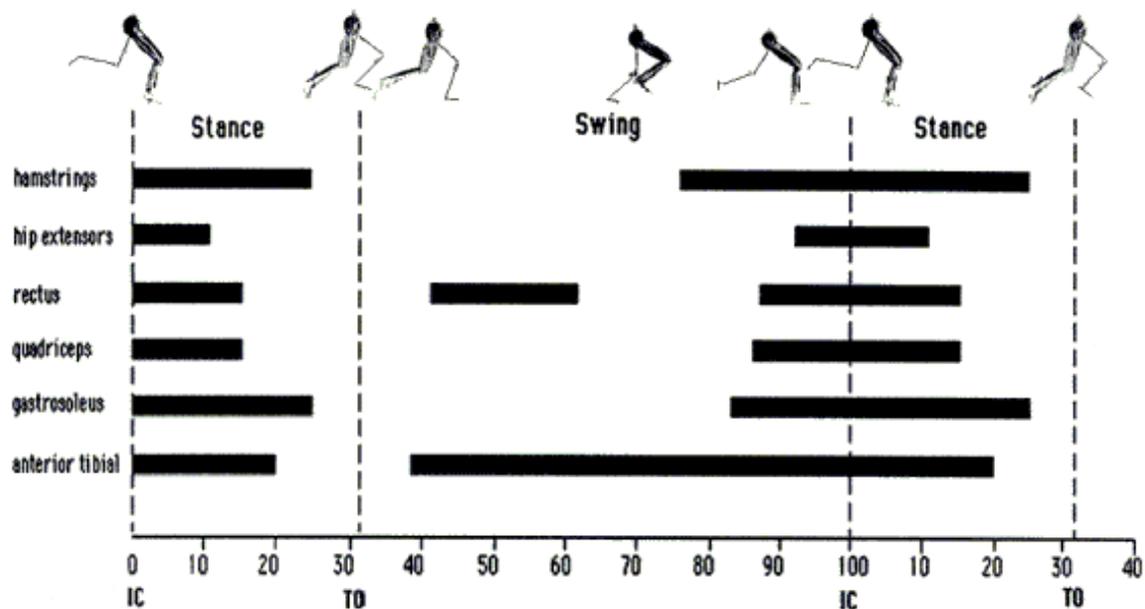


Figura 2.3.13. Ação fásica dos principais músculos na corrida (NOVACHEK, 1998).

O quadríceps e reto femoral contraem-se do final do balanço ao apoio médio para preparar o membro de apoio para o contato com o solo e para amortecimento do impacto nesta fase. Destes dois músculos, apenas o reto femoral está ativo durante o balanço médio, para restringir o movimento posterior da tibia enquanto o joelho flexiona-se (NOVACHECK, 1998).

Os ísquio-surais, extensores do quadril e extensores plantares do tornozelo têm uma ação temporal muito similar. Os ísquios-surais “desaceleram” o *momentum* angular da tibia enquanto o joelho estende-se, imediatamente antes do contato inicial. Os ísquio-surais e os extensores plantares do tornozelo têm ações concêntricas e excêntricas importantes, enquanto os extensores do quadril têm ação predominantemente concêntrica (NOVACHECK, 1998).

O tibial anterior dorsiflexiona o tornozelo para evitar que o pé contate o solo durante o balanço, para permitir o contato do retopé com o solo no início do contato inicial, e para permitir um controle da descida do antepé até o solo na primeira parte da fase de apoio (NOVACHECK, 1998).

SAUNDERS *et al.* (2004) monitoraram a atividade eletromiográfica dos músculos paravertebrais e observaram que o transverso do abdome, oblíquo interno, oblíquo externo, multífido profundo e eretores da coluna ficaram ativos durante o contato inicial de ambas as pernas, mas o multífido superficial ficou ativo durante o contato inicial apenas da perna ipsilateral. Com o aumento da velocidade, as características gerais do EMG foram mantidas, mas com a mudança do modo de locomoção da caminhada para a corrida em velocidades idênticas, houve um aumento significativo na duração da atividade eletromiográfica dos eretores da coluna (de 27 para 67%). Houve também um aumento no período total de atividade dos eretores da coluna com a progressão da caminhada a 1m/s para a corrida a 5 m/s.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

III.1. AMOSTRA

Participaram dos experimentos 39 sujeitos sem lesões no aparelho locomotor que pudessem interferir no padrão normal de locomoção, mas apenas uma amostra de 30 foi considerada para análise (19 do sexo masculino e 11 do sexo feminino). Os sinais dos 9 testes restantes foram eliminados da análise, por apresentarem problemas relacionados ao descolamento de eletrodos de EMG ou de acelerômetros e formas anormais relacionadas a algum tipo de interferência durante a aquisição.

Cada sujeito assinou um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado juntamente com o protocolo experimental pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (carta n. 520/04, projeto n.132/04, aprovado em 09/09/2004). O parecer de aprovação do projeto e do Termo de consentimento livre e esclarecido estão no Apêndice A.

Um questionário foi feito para avaliação do nível de atividade física, da existência de lesões que pudessem comprometer o padrão normal de locomoção e idade.

Medidas antropométricas de Massa Corporal Total (MCT em kg), Estatura (em cm) e Comprimento de Membros Inferiores (*CMMII* em cm) foram feitas, utilizando uma balança antropométrica com precisão de 0,1 kg, um estadiômetro (ambos da marca SOEHNLE, ALEMANHA) e uma fita antropométrica, respectivamente (Tabela III.1).

Tabela III.1. Características dos sujeitos analisados: idade e antropometria

Gênero	Idade (anos)	MCT (kg)	Estatura (cm)	<i>CMMII</i> (cm)
Masculino (n = 19)	23,9 ± 3,6	74,4 ± 9,5	177,7 ± 6,2	84,8 ± 2,9
Feminino (n = 11)	21,9 ± 2,0	57,3 ± 7,1	160,2 ± 6,9	77,5 ± 3,9
Total (n = 30)	23,2 ± 3,2	68,1 ± 12,0	171,3 ± 10,7	82,2 ± 4,8

III.2. MEDIDA DA VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO

Para medida da Velocidade de Transição (VT) dos sujeitos, foi necessário determinar-se antes a *Velocidade de Transição Estimada* (VTe) a partir dos valores medidos de $CMMII$. Foi usado o modelo do número de Froude para esta estimativa:

$$VTe = \left(\sqrt{\left(9,81 \times \frac{CMMII}{100} \right) \times 0,5} \right) \times 3,6 \quad (III.1)$$

onde a única variável de entrada é o comprimento dos membros inferiores ($CMMII$). O valor de VTe foi usado apenas como referência para determinação da velocidade inicial do teste.

Para determinação da VT , foi utilizada uma esteira ergométrica modelo EG700.2 (ECAFIX, SÃO PAULO), com precisão de incrementos de 0,1 km/h, cuja visualização do painel de controle não era possível pelos sujeitos para que estes não soubessem da velocidade de locomoção em nenhum instante do teste. A esteira tinha 195 cm de comprimento por 45 cm de largura.

A familiarização dos sujeitos foi feita por 2 minutos na esteira ergométrica à velocidade inicial (VI), dada por $VI = (VTe - 1,5)$ km/h. As instruções passadas aos sujeitos foram padronizadas da seguinte maneira: *"será feito um teste na esteira onde começaremos a caminhar em uma velocidade baixa, e aumentaremos a velocidade em intervalos de tempo iguais; em nenhum momento você saberá a velocidade de locomoção ou o instante de aumento da velocidade; você deve mudar seu modo de locomoção da caminhada para a corrida quando esta tornar-se mais confortável, quando você sentir algum sintoma, vontade ou julgar necessário; você pode transitar à vontade da corrida para a caminhada e vice-versa sempre que achar necessário para comparar e ver qual é o melhor modo de locomoção para determinada velocidade; preste atenção apenas na tarefa motora que você está realizando"*. Com estas explicações, os sujeitos foram instruídos a transitar da caminhada para a corrida assim que sentissem que este último modo de locomoção fosse mais confortável e que estes poderiam retornar da corrida para a caminhada, se sentissem necessidade.

Após a familiarização, iniciou-se o teste: a velocidade da esteira foi aumentada em 0,1 km/h a cada 10 s até que o sujeito alterasse o modo de locomoção da caminhada para a corrida. Para confirmação do valor de VT , a velocidade da esteira era diminuída para valores de caminhada, permitindo que os sujeitos caminhassem, e, novamente aumentada até que os sujeitos corressem. Se a transição ocorresse na mesma velocidade, essa seria computada como VT . Em caso de não-confirmação do valor, era feito outro teste. O tempo de 10 s para o protocolo foi usado, pois tempos maiores fariam a duração deste teste aumentar muito, e aumentos da velocidade em incrementos de 0,1 km/h foram considerados ideais por permitirem uma maior precisão na seleção da VT .

Nenhum sujeito mostrou dificuldades na realização das tarefas motoras propostas, nem relatou nenhuma dificuldade ou presença de exaustão ou fadiga durante e após os testes, ou desconforto com o uso dos transdutores.

III.3. ELETROMIOGRAFIA E ACELEROMETRIA

Para monitoração dos sinais de eletromiografia dos músculos Eretores da coluna (EC), Vasto Lateral (VL) e Tibial Anterior (TA) foi utilizado um sistema de EMG BIOVISION (ALEMANHA).

Eletrodos de superfície de Ag/AgCl da marca MEDITRACE® 200 (KENDALL, CANADÁ) foram posicionados em configuração bipolar, seguindo as Recomendações Européias para Eletromiografia de Superfície (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* - SENIAM) (HERMENS *et al.*, 1999). Os eletrodos, com área de detecção de 10 mm e formato circular foram dispostos na direção paralela ao sentido das fibras musculares, com uma distância intereletrodos de 20 mm. O lado escolhido para colocação dos eletrodos foi padronizado como sendo o direito.

A pele no local de colocação dos eletrodos foi preparada pela raspagem com um barbeador (descartado logo em seguida), e limpa com um pedaço de algodão embebido em álcool, para remoção da camada córnea da pele, permitindo-se a vaporização completa do álcool (Figura III.1).

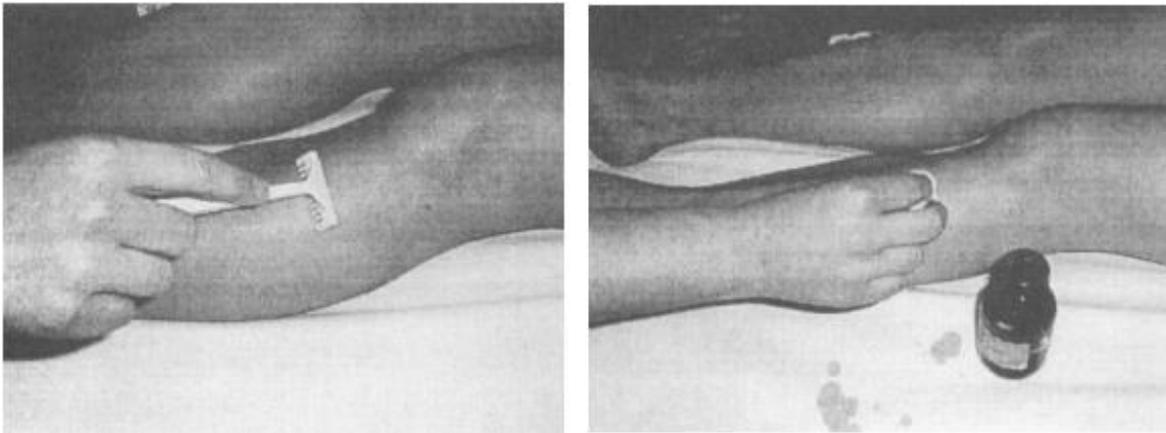


Figura III.1. Preparação da pele: raspagem e limpeza para redução da impedância.

Os eletrodos dos eretores da coluna foram posicionados à distância de dois dedos lateralmente a partir do processo espinhoso da 1^a vértebra lombar (Figura III.2.a), com orientação paralela ao eixo longitudinal da coluna vertebral (vertical). Para testar a posição do eletrodo, o sujeito foi solicitado a flexionar a coluna lombar a partir da postura ortostática até aproximadamente 90°, retornando em seguida à posição ortostática.

A localização dos eletrodos no tibial anterior seguiu a seguinte posição (Figura III.2.b): à distância de 1/3 proximal da linha entre a cabeça da fíbula e a ponta do maléolo medial. O teste de confirmação da posição do eletrodo foi feito aplicando-se uma resistência manual sobre a parte dorso-medial do pé – no sentido da extensão plantar do tornozelo e da eversão – sendo solicitada uma contração no sentido da flexão plantar do tornozelo e supinação do tornozelo.

Para o vasto lateral os eletrodos foram colocados a uma distância de 2/3 a partir da espinha íliaca ântero-superior até a borda lateral da patela na direção das fibras musculares (Figura III.2.c). Para testar a posição dos eletrodos foi solicitada uma contração isométrica do quadríceps flexionado a aproximadamente 90° contra uma resistência manual oferecida pelo pesquisador.

O eletrodo de referência foi colocado sobre o processo espinhoso da 7^a vértebra cervical, e todos os cabos foram fixados à pele com Esparadrapo antialérgico NEXCAREMR MICROPORE (3M, BRASIL) de modo a evitar que estes puxassem os eletrodos ou provocassem artefatos de movimento.



Figura III.2. Padronização dos locais de colocação dos eletrodos (HERMENS *et al.*, 1999).

A mensuração das ondas de choque corporais foi feita através de dois acelerômetros piezoelétricos uniaxiais modelo 2221F (ENDEVCO, EUA) de massa de 11 g. Estes foram montados na tuberosidade tibial e na 3ª vértebra lombar através do método *skin mounted accelerometers*. Segundo *e-mail* dos próprios representantes da marca, tais transdutores eram calibrados na própria fábrica antes de sua remessa. Os sinais dos acelerômetros foram amplificados com ganho de 31,6 mV/pC pelo amplificador de carga modelo 5974 (BRÜEL & KJÆR, DINAMARCA) na faixa de 0,13 a 1 kHz.

Para montagem na tuberosidade tibial (Figura III.3.a), foi utilizada uma fita de velcro apertada até o limiar de conforto dos indivíduos, através de uma placa de metal em forma de "L", onde foi parafusado o acelerômetro. A montagem na 3ª vértebra lombar foi feita através de fitas dupla-face (OGON *et al.*, 1999), com esparadrapos MICROPORE por cima (Figura III.3.b), para aumentar a firmeza da montagem e garantir que estes transdutores não saíam durante os impulsos mecânicos corporais. Os cabos dos acelerômetros foram presos à pele dos sujeitos com Esparadrappo MICROPORE, para impedir que suas oscilações durante os testes fossem captadas e confundidas com as ondas de choque. A montagem foi testada através de impulsos (impactos) nos acelerômetros, com o sujeito imóvel.

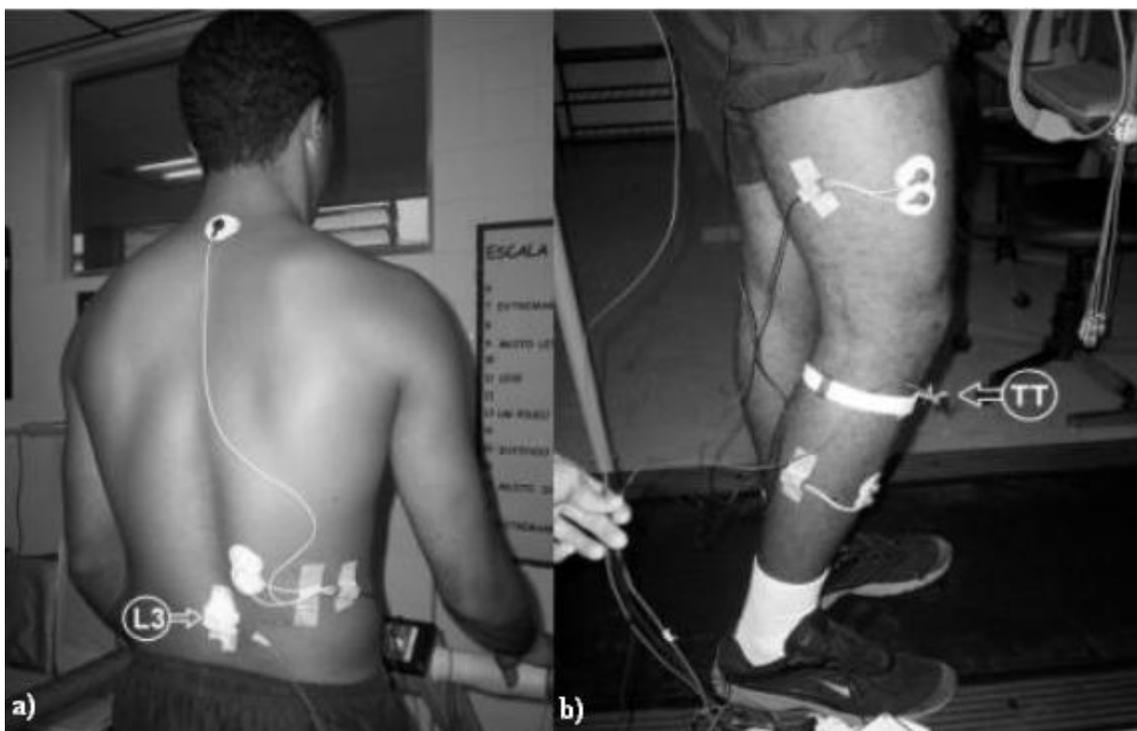


Figura III.3. Montagem dos acelerômetros na 3^a vértebra lombar (L3) e na tuberosidade tibial (TT).

Todos os sinais foram registrados e visualizados em um Notebook SATELLITE 2060CDS (TOSHIBA, USA) através de uma placa conversora A/D de 12 bits DAQCARD-6024E (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA) e software LABVIEW 5.0 (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA). A frequência de amostragem foi estabelecida em 2.000 Hz.

III.4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Depois da assinatura do termo de consentimento, de feitas as medidas antropométricas, da realização do questionário e da medida da Velocidade de Transição, os sensores foram montados para o início do protocolo de 10 testes.

Os sujeitos caminharam e correram de acordo com o comando do pesquisador em velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da *VT* (duas velocidades abaixo, duas velocidades acima e na própria *VT*), num total de 10 testes para cada sujeito. Cada teste teve a duração de 10 s, e foi apresentado em ordem aleatória. Em nenhum momento os sujeitos souberam a velocidade em que eles estavam se locomovendo. Após cada teste, a velocidade era

reduzida para 3 km/h por cerca de um minuto para permitir o descanso ativo dos indivíduos e a gravação dos testes.

Os sujeitos não relataram desconforto com o uso dos transdutores nem fadiga.

III.5. ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Os sinais de acelerações tibiais e lombares e de eletromiografia foram processados através de rotinas desenvolvidas com o aplicativo MATLAB 5.3 (THE MATHWORKS, EUA).

Para análise no domínio da frequência, a função Densidade Espectral de Potência foi estimada através do método do *periodograma de Welch* utilizando janelas de 1 s (1000 amostras, resolução de 0,5 Hz) sem superposição, calculado sobre todo o sinal. As estimativas espectrais evidenciaram duas bandas de frequências bem distintas, uma de baixa frequência (*BF*), causada pelos movimentos e uma de alta frequência (*AF*), devido às acelerações das ondas de choques dos impactos no contato inicial. Esta última banda ficou entre 8 e 30 Hz. Como a banda *AF* era de nosso interesse para análise, foi possível evidenciá-los com filtro Butterworth passa-altas de 1ª ordem, aplicado nos sentidos direto e reverso para correção de fase. A frequência de 2 Hz foi estabelecida acima da frequência de máxima potência contida na banda *BF*, encontrada em cada sinal.

As variáveis dos sinais de acelerometria, analisadas no domínio do tempo, foram as médias dos picos de acelerações e das taxas de cargas na tuberosidade tibial e na 3ª vértebra lombar para cada uma das velocidades. As taxas de cargas são definidas como as taxas entre os picos de acelerações e a durações destas acelerações (OGON *et al.*, 1999). As durações das acelerações foram calculadas como sendo o intervalo de tempo entre os instantes antes e depois do pico, cujos valores eram pontos equivalentes a 10% do valor de pico, conforme sugerido por ARKADY VOLOSHIN (2004) em comunicação pessoal (Figura III.4).

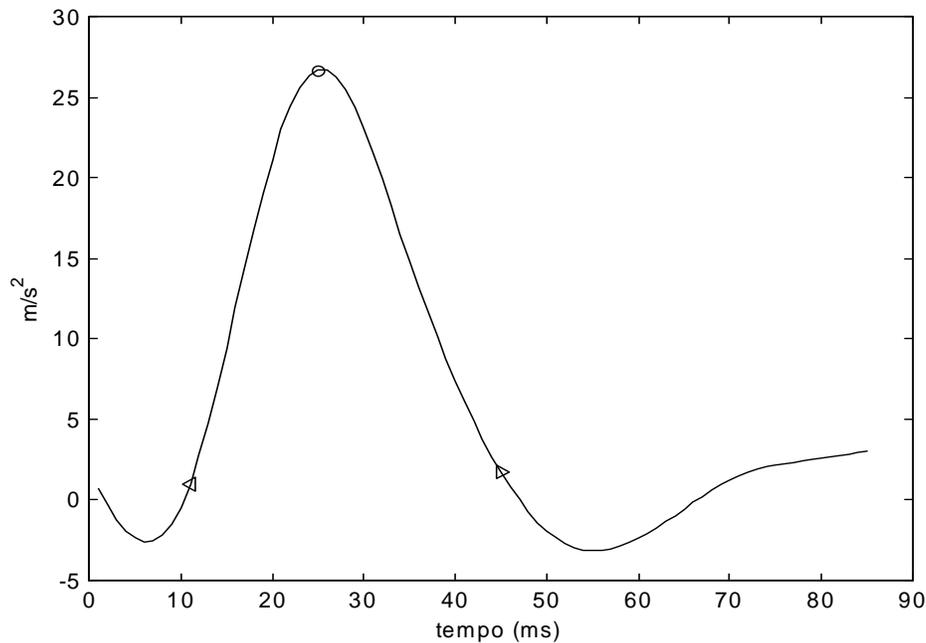


Figura III.4. Denominador das taxas de cargas: 10% dos valores de pico das acelerações.

Os sinais de EMG foram filtrados por filtro *Butterworth* de 1ª ordem, passa-baixas com corte em 500 Hz e por filtros *notch* com frequências de corte em 60 Hz e em seus harmônicos, até o 5º harmônico. Então, os sinais foram retificados e filtrados por um filtro *Butterworth* passa-baixas de 1ª ordem com frequência de corte de 12 Hz.

Para efeito de análise a variável calculada dos sinais de EMGs foi a média dos picos normalizada e relacionada ao instante de contato inicial. Cada uma destas médias foi normalizada pelo maior valor de média obtida em todos os 10 testes de cada indivíduo. Então, foi obtido o valor médio dos valores de EMGs, no instante do contato inicial. Este instante foi determinado através do sinal de aceleração na tuberosidade tibial, cujos valores de pico indicaram o instante do impacto do calcanhar. Para cada sujeito, o valor médio dos picos destes sinais obtidos em todos os ciclos de marcha foi determinado para cada um dos 10 testes (de caminhada e de corrida nas cinco velocidades), obtendo-se, portanto, 10 valores de médias dos picos.

Também foram obtidos gráficos de padrões dos ciclos da marcha (de 0 a 100% do ciclo) para comparação com a literatura. Para isso, de cada teste foi calculada a média coerente dos sinais de EMGs retificados e filtrados devidamente normalizados em relação ao máximo valor obtido do próprio sinal (isto é, do próprio teste). Os picos de aceleração da tibia foram usados para determinação do início e final dos ciclos de locomoção, e

sincronização no cálculo da respectiva média coerente dos sinais de EMG retificados e filtrados, processo similar ao de JOHNSEN (2003) e WICKLER *et al.* (2003).

Como o cálculo da média coerente exige que todas as janelas tenham o mesmo número de amostras e os diversos ciclos obtidos tinham diferentes durações, foi necessário reamostrar os sinais de cada ciclo, através da função *resample* do Matlab, usando como referência o ciclo de maior duração. A partir daí, com os sinais de mesma duração, em amostras, foi calculada a média coerente.

III.6. ANÁLISE DAS VARIÁVEIS COMO PREDITORAS DA TRANSIÇÃO

As variáveis foram analisadas estatisticamente de acordo com os modelos de PRILUTSKY E GREGOR (2001) e HRELJAC (1995), descritos no Capítulo 2.1, Seção 5 (*Modelos de estudos da transição caminhada-corrída*).

Todas as diferenças entre as médias foram testadas com o aplicativo Statistica 6.0 (STATSOFT, EUA), através de testes *t de Student* para amostras dependentes, sendo adotado um nível de significância de 0,05.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

IV.1 - VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO

Todos os dados brutos desta pesquisa estão disponíveis no apêndice C. Os valores médios de velocidade de transição estimada (*VTe*) para todos os sujeitos, que dependeram da variável comprimento de membros inferiores (*CMMII*), variaram de 6,7 a 7,5 km/h. Em indivíduos do gênero masculino, os valores variaram de 7,1 a 7,5 km/h e em mulheres os valores variaram de 6,7 a 7,4 km/h. A velocidade de transição medida (*VT*) variou de 5,6 a 8,2 km/h para todos os indivíduos, sendo de 5,6 a 8,2 em homens e de 6,0 a 7,6 km/h em mulheres. A Tabela IV.1 resume os valores de médias de *VTe* e de *VT* para homens e mulheres, e de todos os 30 sujeitos.

Tabela IV.1. Valores de média \pm desvio padrão das Velocidades de Transição Estimadas (*VTe*) e da Velocidades de Transição Medidas (*VT*) para todos os sujeitos e para cada gênero

Gênero	<i>VTe</i> (km/h)	<i>VT</i> (km/h)
Masculino (n = 19)	7,3 \pm 0,1	6,9 \pm 0,5
Feminino (n = 11)	7,0 \pm 0,2	6,4 \pm 0,5
Total (n = 30)	7,2 \pm 0,2	6,7 \pm 0,5

A diferença entre *VT* estimada pelo número de Froude (*VTe*) e *VT* foi significativa ($p < 0,05$), havendo também diferenças significativas entre as *VTe* e *VT* de homens e mulheres ($p < 0,05$ para ambos). As correlações entre *VT* e *VTe* e entre *VT* e *CMMII* foram significativas, com $r = 0,535$ e $r = 0,556$, respectivamente.

As médias das velocidades calculadas a partir da *VT* estão na Tabela IV.2, variando de 5,40 a 8,09.

Tabela IV.2. Médias \pm desvios padrões das velocidades para cada percentual da *VT*

Velocidade (% <i>VT</i>)	80	90	100	110	120
velocidade média (km/h)	5,40 \pm 0,43	6,09 \pm 0,48	6,74 \pm 0,54	7,42 \pm 0,59	8,09 \pm 0,65

IV.2. ONDAS DE CHOQUE

Os sinais de acelerações apresentaram um comportamento padrão, com diversos impulsos relacionados aos eventos de contatos iniciais de ambas as pernas. Cada impulso (pico de aceleração) da tíbia direita correspondia ao início e fim de um ciclo de marcha, enquanto que os sinais de L3 apresentaram impulsos gerados pelos contatos iniciais das duas pernas (Figura IV.1).

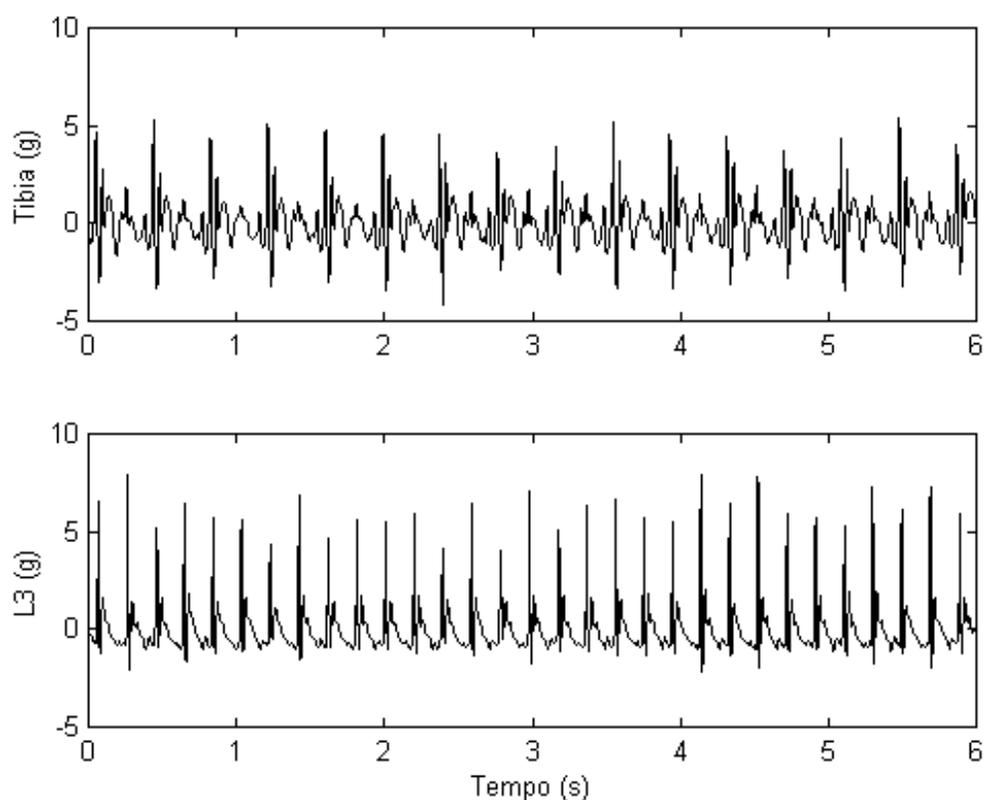


Figura IV.1. Sinais brutos de acelerações na tíbia e em L3 do indivíduo i06 na corrida a 110 % da *VT*. Os sinais de acelerometria na locomoção são formados pelos sinais de acelerações dos segmentos e pelos impactos, que produzem impulsos nos contatos iniciais.

IV.2.1. MODELO DE PRILUTSKY E GREGOR (2001)

As acelerações em L3 (Figura IV.2), forneceram valores médios que variaram de 0,82 a 2,70 g na caminhada e de 4,59 a 6,22 g na corrida. Comparações entre as caminhadas

e as corridas nas mesmas velocidades forneceram diferenças significativas em todas as comparações (Tabela IV.3).

As comparações entre as velocidades vizinhas mostraram uma tendência de aumento dos picos de acelerações em L3, com o aumento da velocidade e com diferenças significativas em todas as comparações na caminhada, mas na corrida as diferenças foram significativas somente entre 100 e 110 % e entre 110 e 120 % da *VT* (Tabela IV.4).

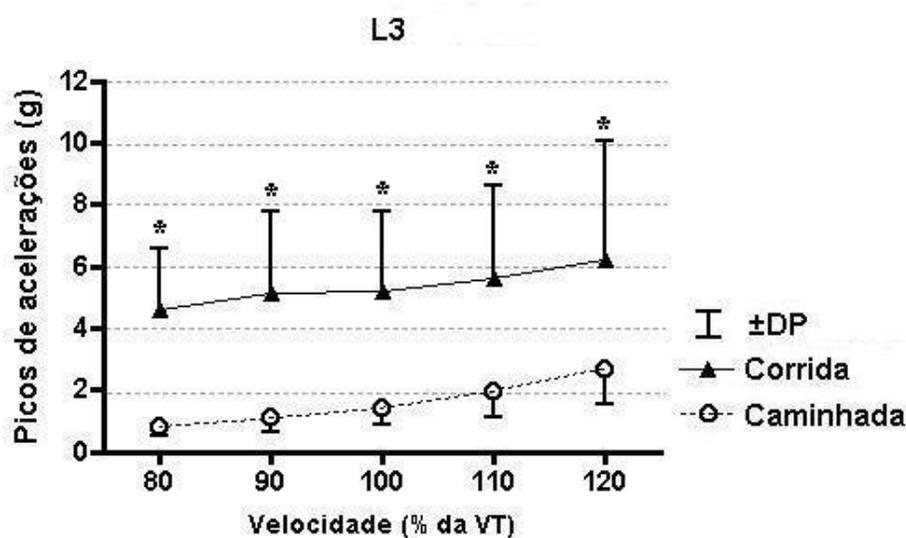


Figura IV.2. Picos de acelerações na 3ª vértebra lombar. Valores médios de corrida + desvio padrão e caminhada – desvio padrão. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.3. Médias e desvios padrões dos picos de acelerações (g) na 3ª vértebra lombar nas velocidades de caminhada e de corrida. Velocidades em % da *VT*

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120*
Caminhada	0,82 ± 0,31	1,09 ± 0,43	1,43 ± 0,57	1,97 ± 0,87	2,70 ± 1,14
Corrida	4,59 ± 2,01	5,12 ± 2,68	5,20 ± 2,56	5,59 ± 3,00	6,22 ± 3,82

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

Tabela IV.4. Valores de p para comparações entre picos de acelerações na 3ª Vértebra Lombar nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	$< 10^{-3}$ *	C80 x C90	0,086
M90 x M100	$< 10^{-3}$ *	C90 x C100	0,763
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,031*
M110 x M120	$< 10^{-3}$ *	C110 x C120	0,040*

*Diferenças significativas ($p < 0,05$)

Os picos de acelerações na tuberosidade tibial (Figura IV.3) tenderam a ser maiores na corrida, aumentando de valor com o aumento da velocidade. As corridas tenderam a ser sempre maiores que as caminhadas (Tabela IV.5), não havendo diferenças significativas na maior velocidade (120%). A comparação entre picos de acelerações nas velocidades vizinhas na caminhada mostrou sempre diferenças significativas, enquanto que na corrida ocorreu a mesma tendência, com diferenças significativas em todas as comparações, menos entre 80 e 90% da velocidade de transição (Tabela IV.6).

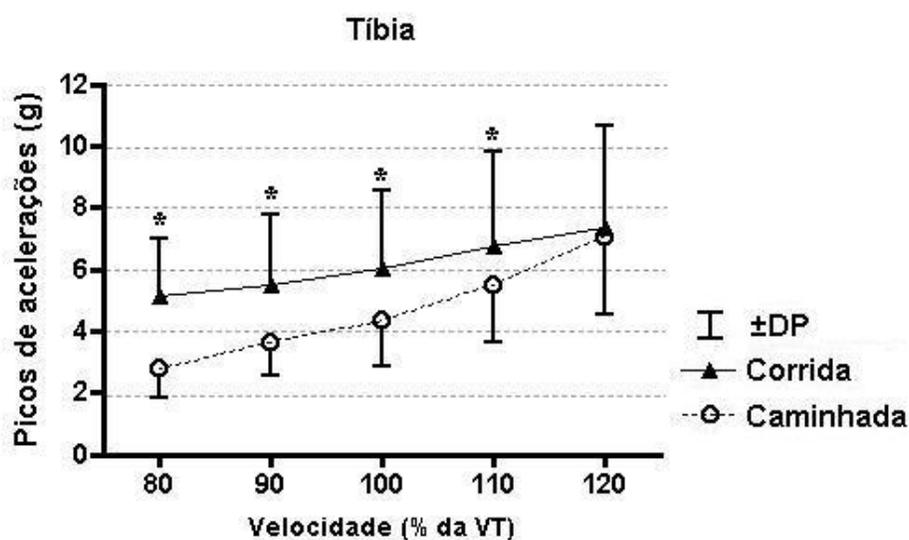


Figura IV.3. Picos de acelerações na tuberosidade tibial. Valores médios de corrida + desvio padrão e caminhada – desvio padrão. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.5. Médias e desvios padrões dos picos de acelerações (g) na tuberosidade tibial nas velocidades de caminhada e de corrida. Velocidades em % da *VT*

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120
Caminhada	2,78 ± 0,93	3,65 ± 1,11	4,35 ± 1,47	5,52 ± 1,89	7,08 ± 2,55
Corrida	5,12 ± 1,91	5,48 ± 2,31	6,01 ± 2,56	6,74 ± 3,11	7,35 ± 3,34

*Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

Tabela IV.6. Valores de p para comparações entre picos de acelerações na tuberosidade tibial nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	$< 10^{-3}$ *	C80 x C90	0,068
M90 x M100	0,002*	C90 x C100	0,002*
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,002*
M110 x M120	$< 10^{-3}$ *	C110 x C120	0,041*

*Diferenças significativas ($p < 0,05$)

As taxas de cargas - variáveis representativas da magnitude das ondas de choque que apresentam mais informações por considerar a duração das acelerações - apresentaram tendências parecidas com os picos de acelerações, com valores nas corridas sempre maiores que as caminhadas, e uma tendência de aumento com a velocidade (Figura IV.4). As médias e desvios padrões das taxas de cargas em L3 variaram de $18,33 \pm 13,2$ a $114,3 \pm 93,1$ g/s na caminhada e de $216,3 \pm 144,7$ a $339,3 \pm 319,6$ g/s na corrida.

As taxas de carga tenderam a aumentar com a velocidade de caminhada, de acordo com a Tabela IV.7. Na caminhada todas as comparações forneceram valores de p menores do que 0,05, mas na corrida apenas a comparação entre 110 e 120% da *VT* foi significativa. Os valores de taxas de cargas nas corridas estão na Tabela IV.8.

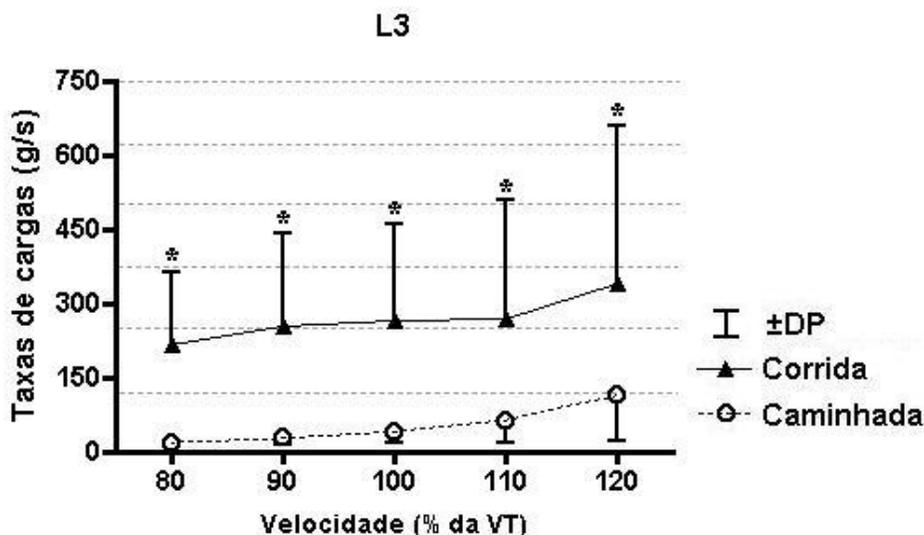


Figura IV.4. Gráfico das taxas de cargas em L3. Valores médios de corrida + desvio padrão e caminhada – desvio padrão nas velocidades de 80 a 120% da VT. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.7. Valores de p para comparações entre taxas de cargas na 3ª vértebra lombar nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	0,006*	C80 x C90	0,064
M90 x M100	$< 10^{-3}$ *	C90 x C100	0,719
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,715
M110 x M120	0,001*	C110 x C120	0,021*

* Diferenças significativas ($p < 0,05$)

Tabela IV.8. Médias e desvios padrões das taxas de cargas (g/s) na 3ª vértebra lombar nas velocidades de caminhada e corrida. Velocidades em % da VT

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120*
Caminhada	18,3 ± 13,2	27,0 ± 15,1	40,0 ± 24,1	64,3 ± 46,5	114,3 ± 93,1
Corrida	216,3 ± 144,7	255,0 ± 184,5	263,3 ± 197,7	269,7 ± 237,4	339,3 ± 319,6

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

As taxas de cargas na tíbia durante a corrida apresentaram valores médios de $89,3 \pm 44,1$ a $239,7 \pm 177,5$ g/s, e de $185,3 \pm 165,3$ a $325,3 \pm 270,0$ g/s (Tabela IV.9). A Figura IV.5 mostra o gráfico das taxas de cargas na tíbia nas velocidades de 80 a 120% da VT. Esta variável apresentou um aumento com a velocidade (Tabela IV.10): apenas a comparação entre a caminhada a 80 e a 90% da VT não foi significativa, e as diferenças entre taxas de cargas na tíbia nas corridas a 100 e 110 % da VT e 110 e 120% da VT foram significativas.

Tabela IV.9 – Médias e desvios padrões das taxas de cargas (g/s) na tuberosidade tibial nas velocidades de caminhada e de corrida. Velocidades em % da VT. Velocidades em % da VT

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120*
Caminhada	$89,3 \pm 44,1$	$102,0 \pm 55,0$	$122,7 \pm 65,0$	$167,0 \pm 99,1$	$239,7 \pm 177,5$
Corrida	$185,3 \pm 165,3$	$224,7 \pm 179,0$	$238,3 \pm 185,1$	$273,3 \pm 238,2$	$325,3 \pm 270,0$

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

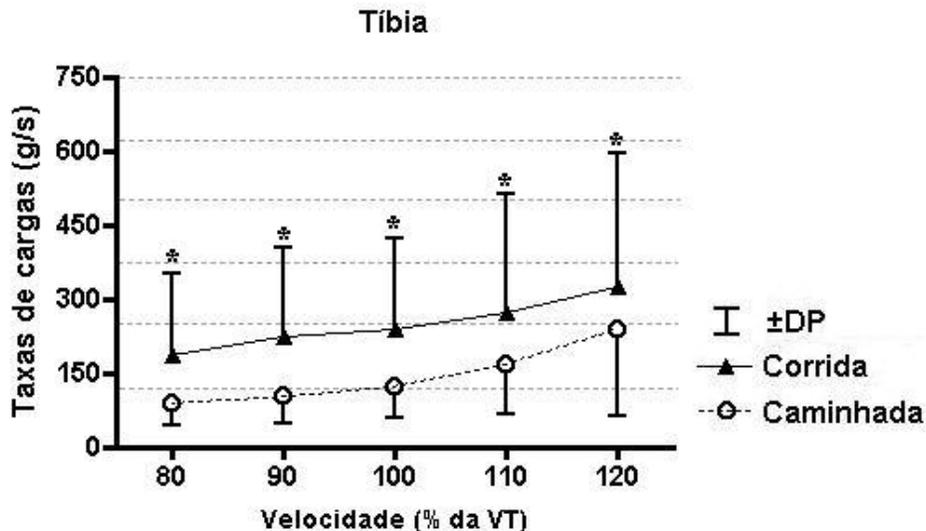


Figura IV.5. Gráfico das taxas de cargas na tuberosidade tibial. Valores médios da corrida + desvio padrão e da caminhada – desvio padrão nas velocidades de 80 a 120% da VT. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.10. Valores de p para comparações entre taxas de cargas na tuberosidade tibial nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	0,164	C80 x C90	0,221
M90 x M100	0,007*	C90 x C100	0,319
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,025*
M110 x M120	0,002*	C110 x C120	0,001*

* Diferenças significativas ($p < 0,05$)

IV.2.2. MODELO DE HRELJAC (1995)

Os picos de acelerações em L3 e na tibia aumentaram com a velocidade, de forma significativa nas caminhadas até 100% da *VT*, cujo valor foi significativamente menor do que na corrida na *VT* (Figura IV.6).

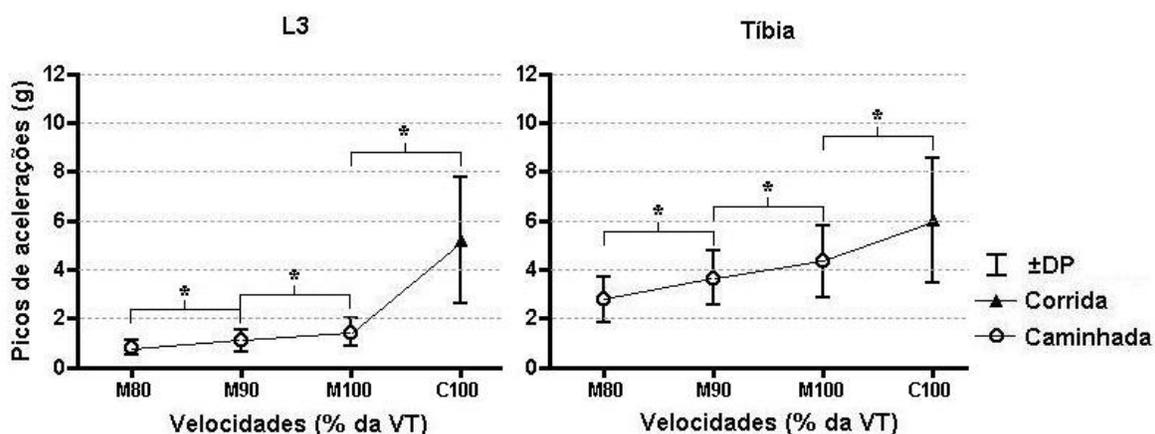


Figura IV.6. Picos de acelerações na 3ª vértebra lombar e na tibia (média \pm desvio padrão) nas caminhadas a 80, 90 e 100% da *VT* e na corrida a 100% da *VT*. * Diferenças significativas ($p < 0,05$) entre velocidades e modos de locomoção.

As taxas de cargas apresentaram um comportamento semelhante, com exceção da comparação entre as corridas a 80 e 90% da *VT* (Figura IV.7).

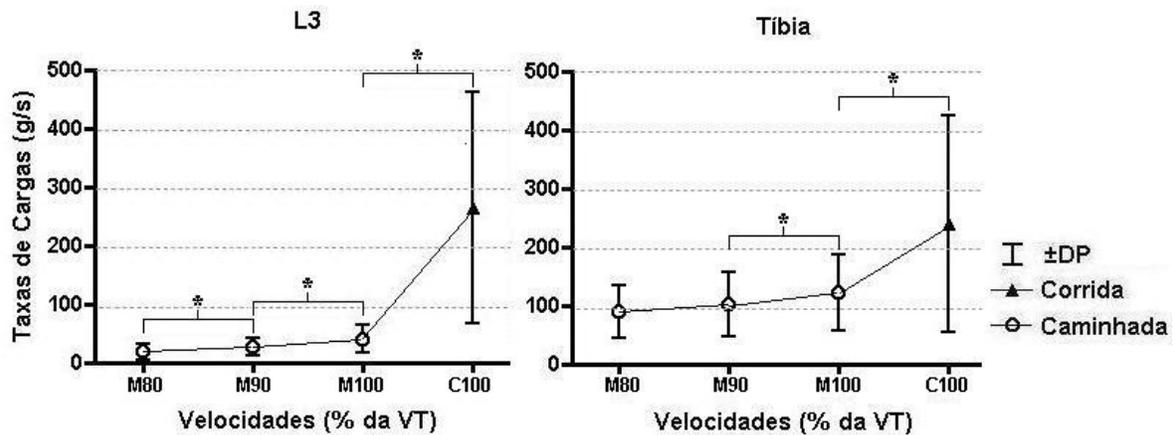


Figura IV.7. Taxas de cargas na 3ª vértebra lombar e na tíbia (média \pm desvio padrão) nas caminhadas a 80, 90 e 100% da VT e na corrida a 100% da VT. * Diferenças significativas ($p < 0,05$) entre velocidades e modos de locomoção.

IV.3. PICOS DE EMGS NORMALIZADOS

Os sinais brutos de EMGs (Figura IV.8), foram processados (de acordo com o capítulo III seção 5) para construção dos gráficos dos padrões de EMGs, para possibilitar a comparação com a literatura.

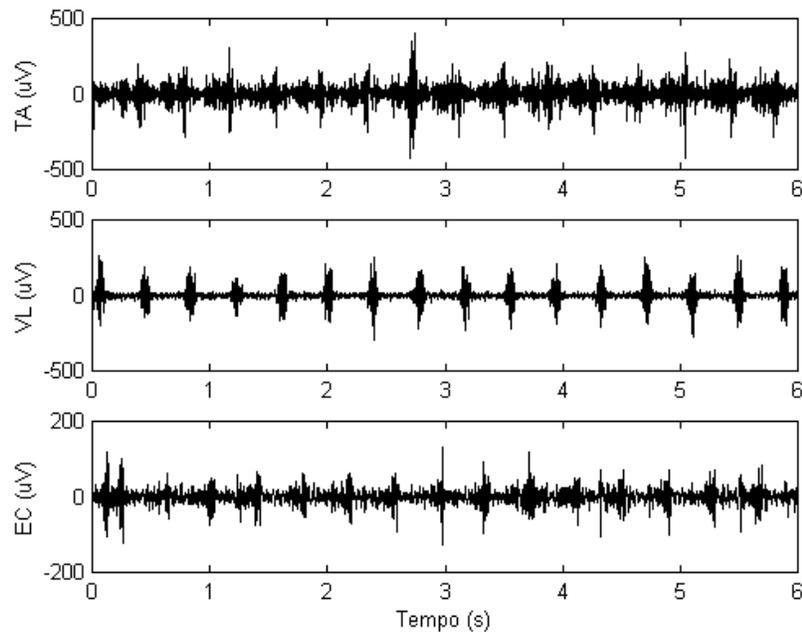


Figura IV.8. Sinais brutos de EMGs dos músculos tibial anterior (TA), vasto lateral (VL) e eretor da coluna (EC) na corrida do indivíduo i06 na velocidade de 110% da VT.

Os padrões de médias de picos de EMGs normalizados foram consistentes, com a manutenção do padrão para determinado músculo em determinado tipo de locomoção, mas com mudanças de acordo com a velocidade e parte do ciclo considerado. A Figura IV.9 contém os gráficos dos padrões das médias dos picos de EMGs normalizados nas caminhadas e nas corridas para os músculos tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna. Cada um dos gráficos contém as cinco velocidades de locomoção superpostas. Os gráficos individuais dos padrões de médias de EMGs \pm desvios padrões para os três músculos nas cinco velocidades de caminhada e corrida estão no Apêndice D.

IV.3.1. MODELO DE PRILUTSKY E GREGOR (2001)

Os valores de EMGs do músculo tibial anterior na corrida e caminhada variaram de $0,54 \pm 0,10$ a $0,98 \pm 0,04$ na caminhada e de $0,44 \pm 0,14$ a $0,65 \pm 0,18$ na corrida (Tabela IV.11). O gráfico da Figura IV.10 mostra as médias dos EMGs do tibial anterior nas velocidades de 80 a 120% da VT , e, ao contrário do que ocorreu nos picos de acelerações e nas taxas de cargas, os picos de EMGs normalizados do tibial anterior apresentaram valores médios maiores na caminhada do que na corrida. A tendência é que haja aumento da atividade deste músculo com o aumento da velocidade (Tabela IV.12). O aumento da velocidade levou a aumentos significativos nos picos de EMGs normalizados do tibial anterior entre todas as velocidades vizinhas, enquanto na corrida os aumentos foram significativos entre as velocidades de 80 e 90% da VT e entre 100 e 110% da VT .

Tabela IV.11. Médias e desvios padrões dos picos de EMGs normalizados do músculo tibial anterior. Velocidades em % da VT

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120*
Caminhada	$0,54 \pm 0,10$	$0,66 \pm 0,08$	$0,80 \pm 0,10$	$0,93 \pm 0,07$	$0,98 \pm 0,04$
Corrida	$0,44 \pm 0,14$	$0,49 \pm 0,15$	$0,53 \pm 0,16$	$0,63 \pm 0,15$	$0,65 \pm 0,18$

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

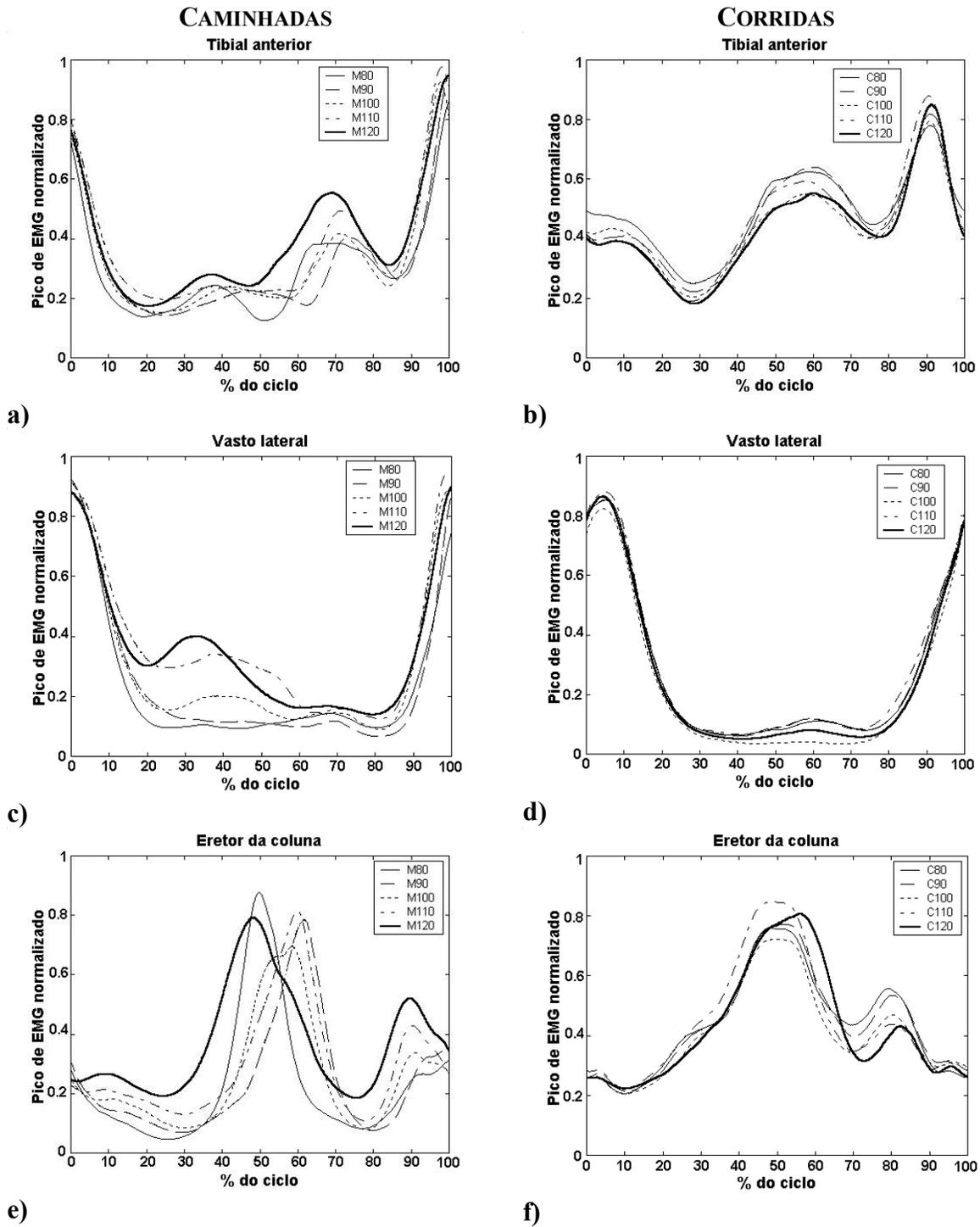


Figura IV.9. Gráficos dos padrões das médias de EMGs, para as cinco velocidades nas caminhadas e corridas e para os três músculos analisados.

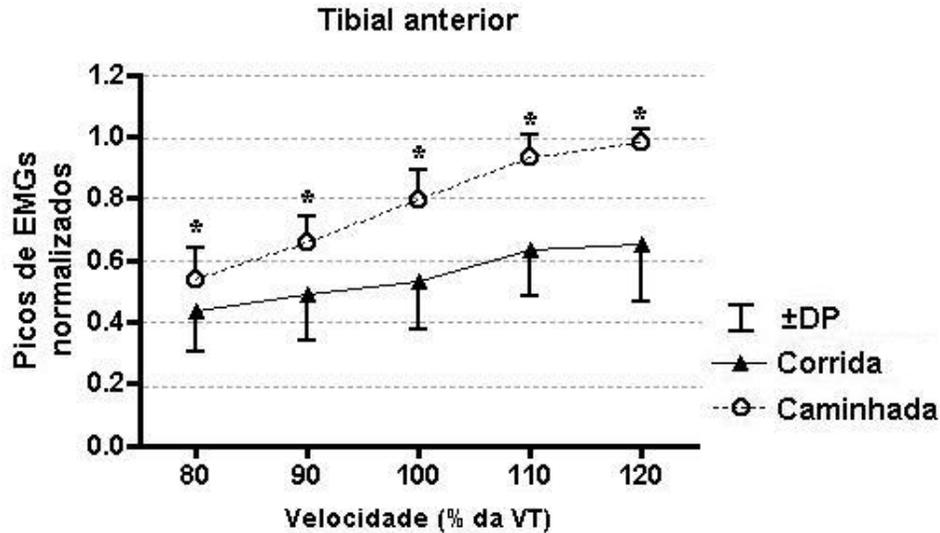


Figura IV.10. Gráfico dos Picos de EMGs Normalizados do músculo Tibial Anterior nas velocidades de 80 a 120% da *VT*. Médias das corridas – desvio padrão e caminhadas + desvio padrão. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.12. Valores de p para comparações entre picos de EMGs normalizados do músculo tibial anterior nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	$< 10^{-3}$ *	C80 x C90	$< 10^{-3}$ *
M90 x M100	$< 10^{-3}$ *	C90 x C100	0,069
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,001*
M110 x M120	0,005*	C110 x C120	0,385

* Diferenças significativas ($p < 0,05$)

As médias dos EMGs para o Vasto Lateral variaram de $0,40 \pm 0,13$ a $0,72 \pm 0,21$ na caminhada e de $0,73 \pm 0,12$ a $0,94 \pm 0,14$ na corrida (Tabela IV.13). Todas as corridas foram maiores que as caminhadas nas mesmas velocidades ($p < 0,05$). A Figura IV.11 mostra o seu comportamento com o aumento da velocidade. Esta variável também mostrou uma tendência de aumento com a velocidade, sendo significativa em todas as caminhadas, com diferenças significativas entre 90 e 100% e entre 100 e 110% da velocidade de transição (Tabela IV.14).

Tabela IV.13. Médias e desvios padrões dos Picos de EMGs normalizados do músculo vasto lateral. Velocidades em % da VT

Velocidade	80*	90*	100*	110*	120*
Caminhada	0,40 ± 0,13	0,49 ± 0,16	0,57 ± 0,15	0,63 ± 0,18	0,72 ± 0,21
Corrida	0,73 ± 0,12	0,75 ± 0,12	0,79 ± 0,11	0,87 ± 0,13	0,94 ± 0,14

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

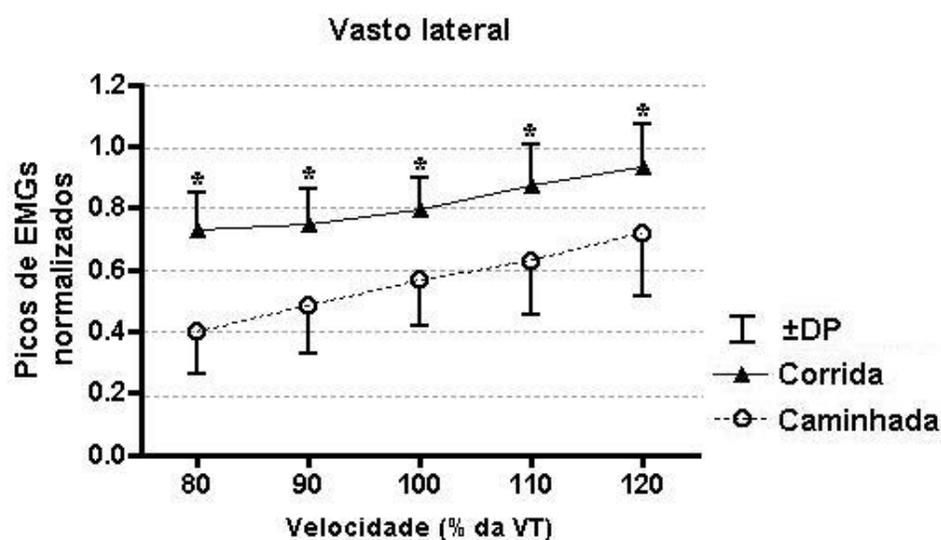


Figura IV.11. Gráfico dos picos de EMGs normalizados do músculo vasto lateral nas velocidades de 80 a 120% da VT. Médias das corridas + desvio padrão e caminhadas - desvio padrão. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.14. Valores de p para comparações entre picos de EMGs normalizados do músculo vasto lateral nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	$< 10^{-3}$ *	C80 x C90	0,299
M90 x M100	$< 10^{-3}$ *	C90 x C100	0,032*
M100 x M110	0,012*	C100 x C110	0,001*
M110 x M120	$< 10^{-3}$ *	C110 x C120	0,078

* Diferenças significativas ($p < 0,05$)

Finalmente, a Tabela IV.15 apresenta os valores das médias de EMGs para o músculo eretor da coluna na caminhada e na corrida nas diferentes velocidades de locomoção. Tais valores variaram de $0,60 \pm 0,14$ a $0,92 \pm 0,12$ e de $0,58 \pm 0,15$ a $0,87 \pm 0,13$, para a caminhada e para a corrida, respectivamente. A função dos eretores da coluna, representada pelas médias dos picos de EMGs normalizados, tanto na caminhada quanto na corrida são muito parecidas (Figura IV.12), com a caminhada tendo valores um pouco maiores, e significativamente maiores apenas a 110% da *VT*. O aumento das velocidades causou aumentos sempre na caminhada, enquanto na corrida, segundo a Tabela IV.16, o aumento só não foi significativo entre 100 e 110% da *VT* ($p = 0,05$).

Tabela IV.15. Médias e desvios padrões dos picos de EMGs normalizados do músculo eretor da coluna. Velocidades em % da *VT*

Velocidade	80	90	100	110*	120
Caminhada	$0,60 \pm 0,14$	$0,66 \pm 0,13$	$0,73 \pm 0,14$	$0,83 \pm 0,12$	$0,92 \pm 0,12$
Corrida	$0,58 \pm 0,15$	$0,64 \pm 0,13$	$0,72 \pm 0,15$	$0,76 \pm 0,12$	$0,87 \pm 0,13$

*Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre a caminhada e a corrida na mesma velocidade

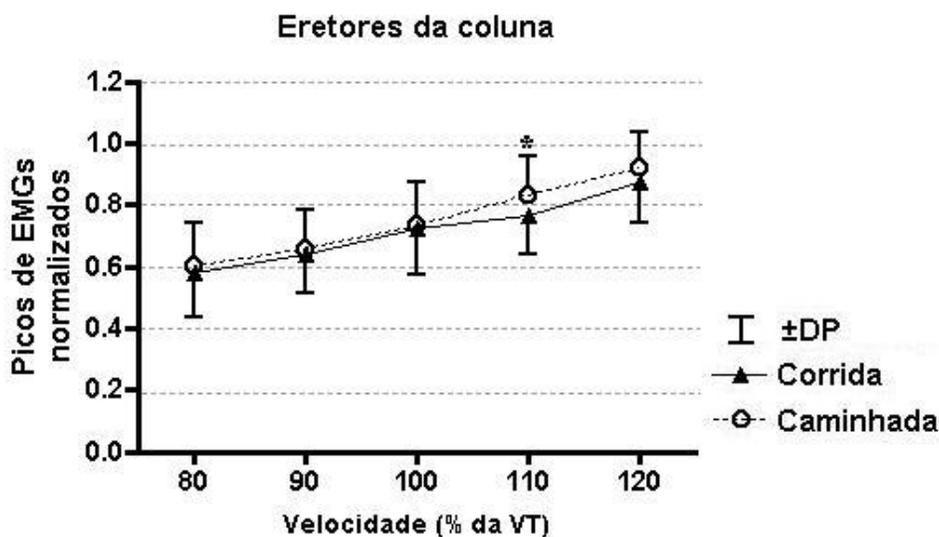


Figura IV.12. Gráfico dos picos de EMGs normalizados do músculo eretor da coluna nas velocidades de 80 a 120% da *VT*. Médias das corridas – desvio padrão e caminhadas + desvio padrão. * Diferença significativa ($p < 0,05$) entre caminhada e corrida na mesma velocidade.

Tabela IV.16. Valores de p para comparações entre picos de EMGs normalizados do músculo eretor da coluna nas velocidades vizinhas nas caminhadas e nas corridas

Comparação	Valor de p	Comparação	Valor de p
M80 x M90	0,004*	C80 x C90	0,001*
M90 x M100	$< 10^{-3}$ *	C90 x C100	0,002*
M100 x M110	$< 10^{-3}$ *	C100 x C110	0,05
M110 x M120	0,004*	C110 x C120	$< 10^{-3}$ *

* Diferenças significativas ($p < 0,05$)

IV.3.2. MODELO DE HRELJAC (1995)

Os picos de EMGs normalizados do tibial anterior apresentaram uma tendência crescente com o aumento de velocidade de caminhada de 80 a 100% da *VT*, apresentando uma queda com a mudança para a corrida na *VT* (Figura IV.13).

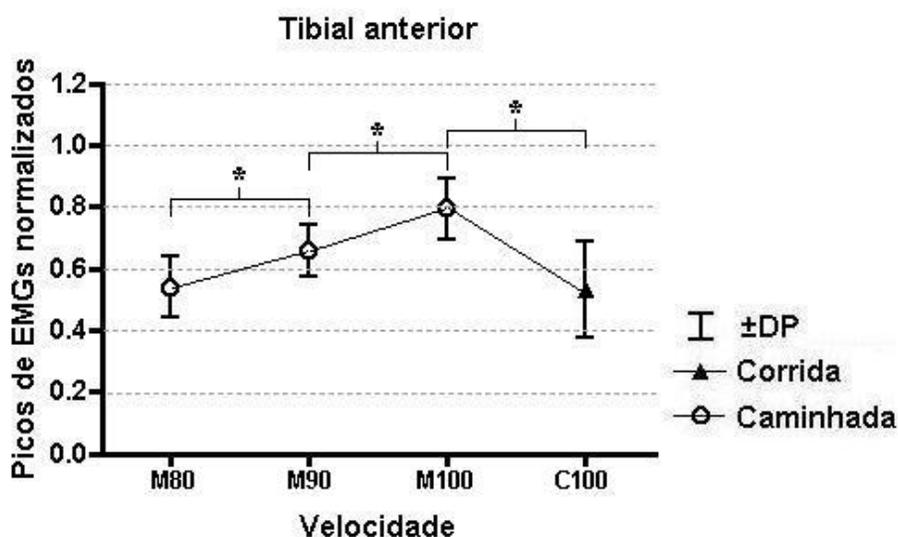


Figura IV.13. Picos de EMGs normalizados do músculo tibial anterior (média \pm desvio padrão) nas caminhadas a 80, 90 e 100% da *VT* e na corrida a 100% da *VT*. * Diferenças significativas ($p < 0,05$) entre velocidades e modos de locomoção.

Esta variável, no caso do vasto lateral, apresentou aumento de 80 a 100% da *VT* na caminhada, mas na comparação entre caminhada e corrida na *VT* observou-se um aumento desta última (Figura IV.14).

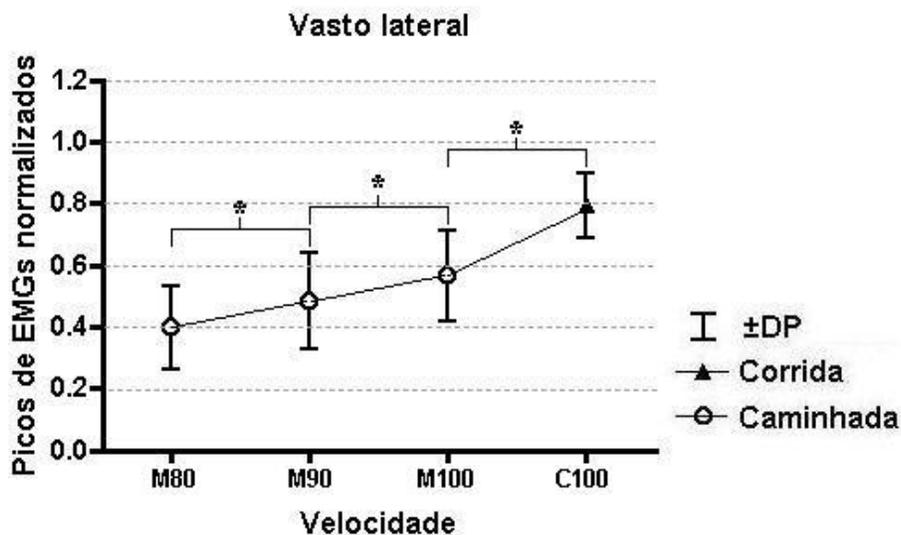


Figura IV.14. Picos de EMGs normalizados do músculo vasto lateral (média \pm desvio padrão) nas caminhadas a 80, 90 e 100% da *VT* e na corrida a 100% da *VT*. * Diferenças significativas ($p < 0,05$) entre velocidades e modos de locomoção.

Os eretores da coluna vertebral mostraram, assim como todas as outras variáveis, um aumento em sua amplitude de 80 a 100% da *VT* na caminhada, mas na comparação entre a caminhada e a corrida na *VT*, foi observada uma diminuição, porém não significativa (Figura IV.15).

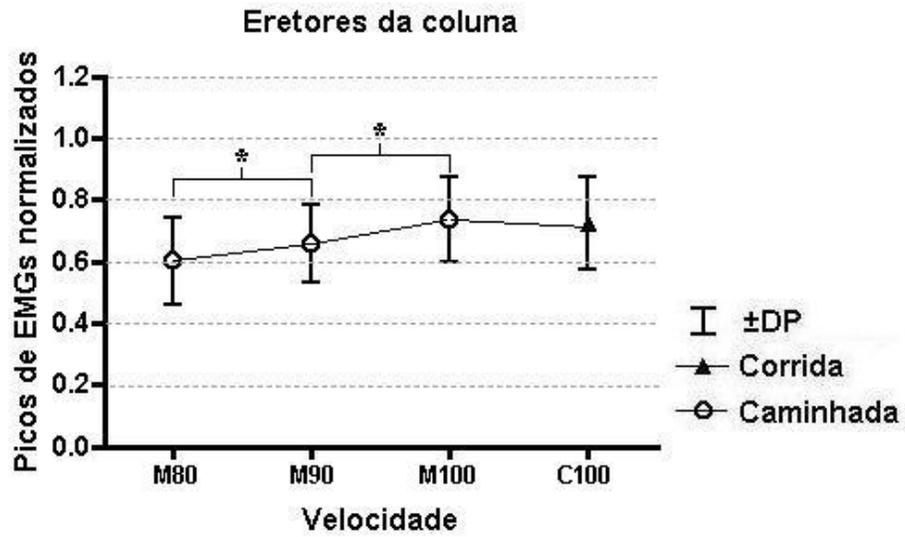


Figura IV.15. Picos de EMGs normalizados do músculo eretor da coluna (média \pm desvio padrão) nas caminhadas a 80, 90 e 100% da *VT* e na corrida a 100% da *VT*. * Diferenças significativas ($p < 0,05$) entre velocidades e modos de locomoção.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

V.1. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO

O valor de VT médio encontrado neste estudo, de $6,7 \pm 0,5$ km/h foi menor do que os observados nos estudos de PRILUTSKY E GREGOR (2001), RAYNOR *et al.* (2002), HRELJAC (1995) e NEPTUNE E SASAKI (2005). Entretanto, o valor é próximo ao obtido por THORSTENSSON E ROBERTSON (1987). A Tabela V.1. compara os valores de VTs do nosso estudo com diversos outros.

Um aspecto importante a ser apontado diz respeito à influência do gênero na VT . Enquanto NEPTUNE E SASAKI (2005) encontraram valores de VT superiores em mulheres, quando comparado aos homens ($7,12 \pm 0,61$ e $6,98 \pm 0,72$ km/h, respectivamente), no presente estudo indivíduos do gênero feminino tiveram valores de VT de $6,4 \pm 0,5$ km/h e os do masculino de $6,9 \pm 0,5$ km/h, sendo a diferença estatisticamente significativa. Segundo o modelo do pêndulo invertido (KRAM *et al.*, 1997; TSEH *et al.*, 2002), a VT é influenciada pelo comprimento dos membros inferiores ($CMMII$), sendo maior em sujeitos com $CMMII$ maiores. Neste sentido, espera-se que os homens, que são em média mais altos, tenham esta medida antropométrica maior se comparados às mulheres. Pelo menos, no presente estudo esta tendência foi demonstrada. Homens tiveram uma média de $CMMII$ de $84,8 \pm 2,9$ cm e mulheres de $77,5 \pm 3,9$ cm, respectivamente. O modelo do pêndulo invertido também estimou valores maiores de VT para homens, de 7,3 km/h e de 7,0 km/h para mulheres, corroborando tal afirmação.

Vários estudos apontam que a velocidade de transição pode ser influenciada por fatores antropométricos (THORSTENSSON E ROBERTSON, 1987; TSEH *et al.*, 2002), cinéticos (FARLEY E TAYLOR, 1991; BIEWENER E TAYLOR, 1986; RAYNOR *et al.* 2002; NEPTUNE E SASAKI, 2005), cinemáticos (NILSSON *et al.*, 1985; HRELJAC, 1995), energéticos (WICKLER *et al.*, 2003; GRIFFIN *et al.*, 2004) e psicológicos (DANIELS E NEWELL, 2003). MONTEIRO (2003) encontrou uma VT média de 8,1 km/h, acima do valor encontrado pela maioria dos estudos, em um trabalho que homogeneizou a amostra pela idade, gênero e antropometria, a partir de 453 recrutas de Infantaria da Força Aérea, chegando a um n de 12. No presente

estudo, além de não excluirmos sujeitos para aumentar a homogeneidade quanto a nenhuma destas características, não houve controle do nível de treinamento dos mesmos, tornando a amostra um pouco mais heterogênea. Entretanto, a maior parte deles foi composta por indivíduos fisicamente ativos, sem inclusão de nenhum atleta. De acordo com BEAUPIED (2003), podem ocorrer diferenças nas *VTs* entre atletas de corrida de velocidade (*sprinters*), fundistas e destreinados, mas sem diferenças entre as duas últimas populações. Este estudo sugere uma influência do nível de treinamento na *VT*, e justifica o valor elevado de desta encontrado por MONTEIRO (2003), pois os sujeitos de seu experimento apresentaram um valor médio de consumo de oxigênio de $52,2 \pm 2,2 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, um valor que demonstra um nível de aptidão cardiorrespiratória relativamente elevado.

Importantes justificativas para as diferenças nos valores de velocidade de transição encontrados na literatura está nas diferenças dos protocolos utilizados e nas diferentes definições que se dá para a *VT* (WICKLER *et al.*, 2003), apesar do estudo de THORSTENSSON E ROBERTSON (1987) não ter encontrado diferença significativa em protocolos de diferentes frequências de incrementos (*Fls*) de velocidade.

Tabela V.1. Valores de *VT*, *CMMII* e Estatura de diversos estudos

Autor	<i>VT</i> (km/h)	<i>CMMII</i> (cm)	Estatura (m)
ESTUDO ATUAL	$6,7 \pm 0,5$	$82,2 \pm 4,8$	$171,3 \pm 10,7$
PRILUTSKY E GREGOR (2001)	$7,6 \pm 0,7$	*	$1,78 \pm 0,05$
RAYNOR <i>et al.</i> (2002)	$7,6 \pm 0,5$	*	$1,63 \pm 9,5$
NEPTUNE E SASAKI (2005)	$7,2 \pm 0,6$	*	$1,69 \pm 10,9$
THORSTENSSON E ROBERTSON (1987)	$6,8 \pm 0,9$	97,0	183,3
HRELJAC (1995)	$7,4 \pm 0,4$	$88,6 \pm 5,7$	$171,4 \pm 9,9$
MONTEIRO (2003)	$8,1 \pm 0,7$	$83,3 \pm 1,2$	$174,5 \pm 1,4$

* não consta

O uso do modelo do pêndulo invertido como base para determinação da *VI* do protocolo do presente estudo permitiu a sua adequação a indivíduos com diferentes valores de *VT* e diferentes comprimentos de membros inferiores, normalizando-a. A utilização de um valor fixo para a *VI*, conforme explicado no capítulo II.1 tem diversas desvantagens. O valor de *VI* escolhido por DANIELS E NEWELL (2003) de 6,12 km/h, por exemplo, seria

inadequado para o presente estudo, pois foram encontrados na amostra valores de VTs de 5,6 km/h (Sujeito 32), de 6,0 km/h (Sujeitos 20 e 37) e de 6,1 km/h (Sujeitos 3, 18 e 19), menores do que a VI daquele autor.

Apesar das diferenças significativas entre VTe e VT não houve prejuízo no protocolo pelo uso de um modelo tão simples (*número de Froude*), pois tal valor foi utilizado apenas como base para a estimativa da VI do protocolo de medida da VT .

V.2. AS ACELERAÇÕES E AS TAXAS DE CARGAS

Durante a locomoção são geradas ondas de choque no instante de contato inicial (WHITTLE, 1999; VOLOSHIN, 2000) e que devem ser atenuadas no seu trajeto ascendente da superfície plantar do pé até a cabeça (LIGHT E MCLELLAN, 1977). Estudos indicam que estas cargas de vibrações estão relacionadas a diversas lesões do aparelho locomotor (RADIN, 1982; HRELJAC, 2000; FERBER *et al.*, 2002), sendo, portanto, variáveis cujo aumento de seus valores é algo indesejável. Logicamente, a magnitude das ondas de choque no contato inicial não é a única variável mecânica associada às possíveis lesões pela prática da marcha, pois existem outras causas de injúrias do aparelho locomotor, como as cargas internas ativas, os torques, as forças de compressão, de tensão e de cisalhamento, e que podem também estar associadas à outras fases e instantes da marcha, como o balanço, ou a aceitação de carga. Porém, este estudo deteu-se à investigação específica deste fenômeno como provável disparador hipotético da *TCC*.

O método escolhido para medir as variáveis relacionadas às ondas de choque foi a acelerometria através de transdutores montados na pele, a qual já foi validada através da comparação com o padrão-ouro, a acelerometria invasiva, que utiliza transdutores montados nos ossos (SAHA E LAKES, 1977; ZIEGERT E LEWIS, 1979; KIM *et al.*, 1993). Uma alternativa para mensurar cargas relacionadas a impactos no aparelho locomotor seria através de plataformas de forças (NIGG, COLE E BRUGGEMANN, 1995), mas estas possuem a desvantagem de informar o valor de força de reação do solo apenas na superfície plantar, e não seu efeito nos diferentes segmentos, como possibilitado pela acelerometria (DERRICK E MERCER, 2004). Os estudos de FARLEY E TAYLOR (1991) e RAYNOR *et al.* (2002)

encontraram resultados que apontam para um disparador cinético, então, a *TCC* ocorreria para minimização das lesões no sistema musculoesquelético.

A) Comparação de dados com a literatura

Os valores de picos de acelerações e de taxas de cargas encontrados neste estudo foram semelhantes aos reportados em outros, em mesmas condições de tipo de locomoção utilizado e de velocidades. VOLOSHIN (2000) utilizou caminhadas de 3,2 a 6,4 km/h e encontrou picos de acelerações de 2,26 a 5,65 g, enquanto no presente trabalho encontrou-se valores médios de 2,78 a 4,35 g na tíbia para caminhadas de 5,40 a 6,75 km/h. LAFORTUNE E HENNIG (1991) encontraram valores ligeiramente menores (média de 3,10 g) para acelerações na tíbia na caminhada a 5,4 km/h, se comparados aos valores de VOLOSHIN (2000) e ao presente estudo, mas sua amostra foi reduzida, sendo de apenas seis indivíduos.

Na corrida a literatura revela que os valores de picos de acelerações são em geral maiores se comparados aos que ocorrem na caminhada, fato verificado também nesta pesquisa. CLARKE *et al.* (1985) usaram uma velocidade elevada de corrida, de 13,7 km/h e encontraram acelerações médias de 9,17 a 10,41 g na tíbia (a variação deveu-se ao protocolo que utilizou 5 freqüências de passadas diferentes). DERRICK *et al.* (1998) utilizaram uma velocidade também relativamente elevada de corrida, de 13,8 km/h e encontraram valores de 5,7 a 11,3 g na tíbia. A média da maior velocidade no presente estudo, a 120% da *VT*, foi de 8,09 km/h e forneceu valores médios de picos de acelerações na tíbia durante a corrida de 7,35 g. LAFORTUNE E HENNIG (1991) usaram a velocidade de 16,2 km/h na corrida e encontraram valores baixos, se comparados aos outros trabalhos (5,32 g na tíbia).

OGON *et al.* (1999) utilizaram a mesma técnica de montagem dos acelerômetros em L3 adotada na presente metodologia, e submetem os sujeitos a corridas a 5,4 km/h. Os seus valores médios de picos de acelerações foram de 1,74 e 2,25 g e as médias das taxas de cargas foram de 111,5 e 71,2 g/s. Nestas condições de localização do acelerômetro, de tipo de locomoção e de velocidade (80% da *VT*, ou 5,40 km/h) observamos valores de 4,59 g e 216,33 g/s, que são considerados maiores.

Os valores de acelerações na tíbia foram em geral maiores do que os valores encontrados em L3. Da superfície plantar (calcâneo) até o crânio dos sujeitos, as ondas de choque geradas no contato inicial vão sendo atenuadas pelas diversas estruturas viscoelásticas em seu trajeto, então é normal que as cargas em partes mais superiores do aparelho musculo-esquelético sejam menores do que as cargas nos membros inferiores (VOLOSHIN *et al.*, 1981; HAMILL *et al.*, 1995; BEJANI *et al.*, 1998; DERRICK *et al.*, 1998). Apesar disso, houveram algumas exceções: as taxas de cargas na corrida a 80, 90, 100 e 120% da *VT* foram maiores em L3. Uma possível explicação para este fato pode ser o emprego da componente vertical da aceleração. A tíbia no instante de contato inicial encontra-se com um ângulo de inclinação, em relação ao solo, maior que L3, e os transdutores medem a aceleração no eixo longitudinal, não as acelerações verticais. A determinação precisa desse fenômeno extrapola os objetivos do presente estudo, podendo ser objeto de uma investigação futura.

V.3. ELETROMIOGRAFIA

A) Comparação dos resultados com os padrões obtidos em outros estudos

Em estudo recente (NEPTUNE E SASAKI, 2005) foram analisados os EMGs dos músculos da perna na caminhada em diversas velocidades e encontrados padrões muito semelhantes aos obtidos neste estudo para o tibial anterior, com o valor de pico ocorrendo entre 90 e 100% do ciclo. DEN OTTER *et al.* (2004) analisaram o tibial anterior em diversas velocidades e encontraram padrões semelhantes aos presentes: o padrão bifásico, típico deste músculo tem um pico menor referente ao início do balanço e outro maior referente ao final do balanço-início do apoio. Aparentemente, o segundo pico corresponde a uma atividade mioelétrica antecipatória à carga que ocorre no início do apoio, sendo mais notório em velocidades maiores, que levariam a uma carga maior no contato inicial e necessitariam de uma ação muscular. Segundo DEN OTTER *et al.* (2004), o primeiro pico seria insensível à velocidade. Entretanto, os resultados indicam uma tendência de aumento do primeiro pico (~60-70% do ciclo) com o aumento da velocidade. No mesmo estudo, o segundo pico (entre 90 e 100% do ciclo) não foi influenciado pela velocidade, porém a

faixa utilizada, de 0,2 a 5 km/h, é muito inferior à do presente experimento, o que pode explicar o dissenso. Outros estudos confirmam a validade dos padrões de EMGs na caminhada encontrados no presente estudo para o tibial anterior e vasto lateral (RAB, 1998; HOF *et al.*, 1995).

A quantidade de estudos analisando os sinais mioelétricos na corrida é bem escassa se comparada à caminhada. Por isso, GUIDETTI *et al.* (1996) definiram os perfis normais de atividade eletromiográfica para a corrida em sujeitos normais, encontrando padrões bastante semelhantes aos encontrados no presente estudo para todos os músculos estudados.

O tibial anterior na corrida tem uma ação importante a partir de ~40% do ciclo (NOVACHECK, 1998, WILLIAMS, 2000), evitando que o pé contacte o solo no balanço, permitindo o contato do retopé com o solo no início do contato inicial, e controlando a descida do antepé até o solo na primeira parte da fase de apoio (~20% do ciclo). Só não existe ação importante deste músculo entre ~20 e 40% do ciclo. O vasto lateral tem a função de controlar a flexão do joelho no apoio, amortecendo o impacto do contato inicial e estabilizando esta articulação (MANN, 1986; NOVACHECK, 1998). Por isso sua ação ocorre antes, durante e após o contato inicial (após 85% de um ciclo até 15% do ciclo seguinte).

A atividade muscular dos eretores da coluna apresentou um padrão biomodal tanto na caminhada quanto na corrida. O pico ocorreu em torno de 50% do ciclo, o que possivelmente corresponde ao instante de chegada da onda de choque à região lombar (vide Figura IV.7, onde é evidente o atraso da aceleração à medida que o transdutor se afasta da perna). O pico menor possivelmente ocorreu em antecipação ao contato inicial da perna contralateral (~90% na caminhada e ~80% na corrida). SAUNDERS *et al.* (2004) também encontraram um padrão bifásico dos músculos eretores da coluna, analisando diversos músculos posturais e respiratórios na caminhada e corrida em diversas velocidades. Também houve uma diferenciação destes autores entre os músculos superficiais e profundos. Como o eretor da coluna é um músculo superficial é normal que ele seja ativado fasicamente, com o objetivo de controlar movimentos mais grosseiros, ao contrário da ação tônica, apresentada por músculos profundos (como o transversos do abdômen, por exemplo).

B) Picos de EMGs normalizados

Os sinais eletromiográficos permitem uma análise da atividade muscular durante a locomoção. Em especial, foi analisado o instante do ciclo da marcha referente ao contato inicial do pé com o solo. O EMG após o contato inicial do pé é controlado por um mecanismo de retroalimentação. A intensidade do EMG neste intervalo pode conter respostas relacionadas ao reflexo de estiramento do impacto do calcanhar, que age como um sinal no sistema músculo-esquelético (MÜNDERMANN *et al.*, 2003).

V.4. A VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO E OS MODELOS DE ESTUDO DAS VARIÁVEIS DETERMINANTES

Este estudo buscou analisar a hipótese de que as ondas de choque corporais da perna e da coluna vertebral lombar e a atividade dos músculos tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna são determinantes da velocidade de transição entre a caminhada e a corrida.

Para estudo das variáveis escolhidas, foram utilizados e adaptados a este estudo os critérios advindos dos modelos de PRILUTSKY E GREGOR (2001) e de HRELJAC (1995). As variáveis consideradas para análise, após a revisão, foram os picos de acelerações e as taxas de cargas na tíbia e na 3ª vértebra lombar e os picos de EMGs, normalizados pelo pico dos músculos tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna. Estes modelos foram escolhidos porque seus critérios diferem bastante um do outro e ao mesmo tempo englobam e são representativos de todos os critérios adotados pela maioria dos outros autores que investigam a influência de variáveis biomecânicas na *VT*.

O modelo de PRILUTSKY E GREGOR (2001) assume que se uma certa variável determina a *VT*, ela deve atender aos seguintes critérios: 1) deve existir uma variável "indesejada", cujo aumento de seus valores não é interessante; 2) seus valores devem aumentar com o aumento da velocidade; 3) a variável torna-se maior na caminhada do que na corrida com o incremento da velocidade acima da *VT*, e reduz-se ao mudar da caminhada para a corrida; 4) a variável torna-se maior na corrida do que na caminhada ao

se transitar da corrida para a caminhada, com o decréscimo da velocidade a valores abaixo da velocidade de transição preferida (vide a Figura II.1.4).

O modelo de HRELJAC (1995) determina como critérios: 1) a variável deve ter uma mudança abrupta em seu valor com a transição, isto é, se a variável aumenta com a velocidade, seu valor deve diminuir subitamente com a transição; 2) a variável deve retornar a valores normais de caminhada com a diminuição da velocidade; 3) a variável precisa ser capaz de estimular proprioceptores que transmitem o sinal que dispara a transição, e 4) a variável deve ter um valor parecido em diferentes condições, mesmo que a *VT* se altere (vide a Figura II.1.3). Como exemplo de diferentes condições têm-se níveis de 0, 15 e 30 % da carga corporal, usados no estudo de RAYNOR *et al.*, 2002, como sobrepeso em torno do tronco dos sujeitos; ou inclinações da esteira de 0, 10 e 15% usadas por HRELJAC (1995).

Segundo o primeiro modelo (PRILUTSKY E GREGOR, 2001), e considerando a metodologia do presente estudo, a adoção dos critérios sugeridos pelos autores significa que o aumento da magnitude das ondas de choque e dos sinais eletromiográficos dos músculos monitorados deve ser algo indesejado.

Segundo a literatura as ondas de choque podem ser lesivas (DEKEL E WEISSMAN, 1978; RADIN *et al.*, 1982; HRELJAC, 2000; FERBER *et al.*, 2002), e o eletromiograma está relacionado à atividade muscular, que, por sua vez, pode elevar o gasto calórico da locomoção (PRILUTSKY E GREGOR, 2001). A atividade muscular pode também estar relacionado ao conforto (NIGG *et al.*, 1999; MÜNDERMANN *et al.*, 2003), à fadiga muscular (DIMITROVA E DIMITROV, 2003) e ao aumento das cargas internas (WILKE *et al.*, 1999). Portanto o aumento destas variáveis pode claramente ser considerado indesejado, algo a se evitar.

Os critérios desses autores (PRILUTSKY E GREGOR, 2001) exigem ainda que haja um efeito da velocidade, isto é, deve haver um aumento significativo no valor da variável com o aumento da velocidade ($80\% < 90\%$, $90\% < 100\%$, $100\% < 110\%$ e $110\% < 120\%$ da *VT*) e em velocidades acima da *VT*, as variáveis na caminhada devem ser maiores do que na corrida ($M110\% > C110\%$ e $M120\% > C120\%$).

O último critério ($M80\% < C80\%$ e $M90\% < C90\%$) vale apenas para estudos que analisam a transição corrida-caminhada, que não foi objeto do presente estudo. Mas

assumindo os resultados de outros estudos, que não encontraram diferenças significativas entre os valores de transição caminhada-corrída e de corrida-caminhada (FARLEY E TAYLOR, 1991; PRILUTSKY E GREGOR, 2001; GRIFFIN *et al.*, 2004; WICKLER *et al.*, 2003), pode-se considerar a *VT* como representando ambas as situações e, portanto, analisar as duas transições com o mesmo valor de *VT*. Entretanto, as interpretações neste sentido deverão ser feitas com cuidado, uma vez que existem estudos que encontraram efeitos significativos da histerese na *VT*, quando considerando a transição caminhada-corrída e corrida-caminhada (THORSTENSSON E ROBERTSON, 1987; HRELJAC, 1995; RAYNOR *et al.*, 2002). Um outro aspecto relevante é que com relação ao comportamento da variável na velocidade de transição, não deve haver diferença significativa entre os dois modos de locomoção, segundo este modelo (PRILUTSKY E GREGOR, 2001).

De acordo com o segundo modelo adotado (HRELJAC, 1995), e adaptado nesta pesquisa, confirmar que as variáveis investigadas são determinantes da *VT* seria o mesmo que observar diferenças significativas na variável com o aumento da velocidade até a *VT*, uma queda abrupta com a transição e um retorno a valores de caminhada ($M80\% < M90\%$, $M90\% < M100\%$ e $M100\% > C100\%$). O último critério – valor parecido da variável com o uso de diferentes condições mesmo com diferentes valores de *VT* - não foi adotado, o que pode ser uma limitação deste estudo. O próprio criador destes critérios, após extensiva revisão bibliográfica, encontrou apenas quatro variáveis que pudessem ser testadas, e após os testes apenas uma (velocidade angular máxima do tornozelo) atendeu a todos os critérios. Este resultado parece estar em discenso com os resultados de diversos outros autores que apontam que os disparadores da *VT* podem ser diversas variáveis fisiológicas, mecânicas e psicológicas.

A) Análise pelo modelo de PRILUTSKY E GREGOR (2001)

Os dois modelos propõem que a variável determinante da *VT* deve aumentar com a velocidade, com diferenças significativas entre velocidades 'vizinhas'. Isto ocorreu em todas as caminhadas, para as acelerações e taxas de cargas, em L3 e na tibia, com a única exceção da comparação entre as taxas de cargas nas caminhadas a 80 e 90% da *VT*. No caso das corridas o efeito da velocidade foi menos pronunciado. Os picos de acelerações em L3

aumentaram significativamente entre 100 e 110 e entre 110 e 120% da VT , enquanto na tibia só não ocorreu aumento significativo entre 80 e 90% da VT . As taxas de cargas na corrida, por sua vez, só aumentaram significativamente entre 110 e 120% da VT em L3 e entre as velocidades de 100, 110 e 120% da VT na tibia. As variáveis relacionadas às ondas de choque tiveram uma tendência a aumentar com a velocidade, principalmente na caminhada, confirmando o efeito da velocidade.

O efeito da velocidade nas ondas de choque, com aumento das acelerações e das taxas de cargas diretamente proporcional ao aumento da velocidade já é um fenômeno conhecido na literatura. VOLOSHIN (2000) mostrou haver uma correlação linear entre a velocidade de caminhada e as acelerações tibiais e NIGG *et al.* (1987) encontraram correlações lineares entre a velocidade de corrida e os picos de impactos.

A segunda pergunta a ser respondida é: se a variável é significativamente maior nas caminhadas em velocidades acima da VT e significativamente maior nas corridas em velocidades abaixo da VT , e se existem diferenças na variável entre caminhada e a corrida na VT ?

As acelerações e as taxas de cargas na L3 durante a corrida foram sempre maiores do que nas caminhadas, e na tibia as mesmas variáveis tiveram uma tendência a serem maiores na corrida, exceto os picos de acelerações na tibia na velocidade de 120% da VT . Portanto, estas variáveis, ao serem analisadas pelo modelo em questão, não são determinantes da VT .

O efeito da velocidade nos picos de EMGs normalizados durante a caminhada foi muito mais pronunciado do que na corrida, como na análise das acelerações corporais. Em todos os músculos analisados sempre houve aumentos significativos na variável com o aumento da velocidade de caminhada, o que é resultado da necessidade aumentada de produção de tensão muscular e de controle das acelerações segmentares (DEN OTTER *et al.*, 2004).

No caso das corridas, o efeito da velocidade no aumento dos EMGs foi observado, mas as diferenças só foram significativas no aumento de 80 para 90 e de 100 para 110% da VT no tibial anterior, nos aumentos de 90 para 100 e de 100 para 110% da VT no vasto lateral, e no caso dos eretores da coluna, a diferença só não foi significativa no aumento de 100 para 110% da VT . Todas as comparações entre caminhada e corrida no tibial anterior

forneceram valores de EMGs na caminhada maiores que na corrida, mas no caso do vasto lateral, a situação se inverteu, pois os EMGs foram sempre maiores nas corridas. No caso dos eretores da coluna, só ocorreu diferença nos EMGs entre as caminhadas e corridas a 110% da *VT*. Segundo este modelo, a atividade mioelétrica de nenhum dos músculos analisados através dos picos de EMGs normalizados pode ser considerada determinante da *VT*.

B) Análise pelo modelo de HRELJAC (1995)

Segundo o modelo de HRELJAC (1995), apenas as velocidades até a *VT* são importantes. Os picos de acelerações em L3 e na tibia e as taxas de cargas em L3 atenderam a este critério, mas as taxas de cargas na tibia não apresentaram diferenças significativas entre as velocidades de 80 e 90% da *VT* na caminhada, sendo esta última, portanto, descartada como provável determinante da *VT*. Nenhuma das quatro variáveis relacionadas às ondas de choque teve uma queda abrupta com a transição (M100 significativamente maior que C100); pelo contrário, todas tiveram um aumento abrupto. Segundo este modelo de análise, as ondas de choque não são determinantes da velocidade de transição.

Os três músculos analisados apresentaram um aumento significativo de atividade com o incremento das velocidades de 80 a 100% da *VT*, atendendo ao primeiro critério deste modelo. Além disso, para uma variável indesejada pode ser a causadora da *VT*, ela deve apresentar uma diminuição significativa com a transição. Tal fenômeno foi observado no músculo tibial anterior, que apresentou uma diminuição significativa entre a caminhada e a corrida na *VT*. No músculo vasto lateral, houve aumento da variável entre a caminhada e a corrida, ambas na *VT*. No músculo eretor da coluna, houve uma diminuição, mas não foi significativa. Destas variáveis, seguindo o modelo proposto por HRELJAC (1995), apenas os picos de EMGs normalizados do tibial anterior podem ser considerados determinantes da velocidade de transição.

C) Críticas aos modelos usados

Os modelos utilizados para testar as diversas variáveis "candidatas" a disparadoras da transição entre a caminhada e a corrida podem ser criticados. A utilização de modelos de dois autores diferentes levou a diferentes resultados, o que demonstra que dependendo do modelo e dos critérios escolhidos, determinada variável pode ou não ser influenciadora da *TCC*. No caso do presente estudo, segundo o modelo de HRELJAC (1995) os picos de EMGs normalizados do tibial anterior podem ser considerados influenciadores da *TCC*, mas o mesmo não ocorre com o modelo de PRILUTSKY E GREGOR (2001), pois esta variável não teve o comportamento esperado.

Diferentes resultados e conclusões em outros trabalhos podem estar ocorrendo devido ao emprego de modelos distintos. NEPTUNE E SASAKI (2005) testaram a hipótese de que a produção de força de extensão plantar do tornozelo do tornozelo pode ser um determinante da *VT*, mesmo aumentando após a transição (proposta contrária ao critério de HRELJAC, 1995), devido a um "estado contrátil otimizado" que poderia fazer a corrida na *VT* mais efetiva, ao satisfazer demandas energéticas e maiores velocidades de movimento. Assim, NEPTUNE E SASAKI (2005) consideraram aquela variável como sendo desejável, enquanto HRELJAC (1995) trabalhou apenas com variáveis indesejáveis (cargas lesivas).

RAYNOR *et al.* (2002) basearam toda a análise de suas variáveis determinantes da *VT* no modelo de HRELJAC (1993), mas para variáveis cinéticas estes autores ignoraram o segundo critério, que determina que a variável precisa diminuir abruptamente com a transição. Talvez por isso, apesar dos dois trabalhos distintos terem analisado algumas variáveis em comum, como as forças de reação do solo, os resultados tenham novamente diferido.

Apesar dos dois modelos terem fornecido diferentes resultados, uma análise da literatura nos permite ter uma opinião sobre esse dissenso, decidindo se é plausível ou não para a variável *picos de EMGs normalizados do tibial anterior* ser considerada um determinante da *TCC*. Existem indícios de que a mecânica da articulação do tornozelo pode conter a solução para a identificação do tal determinante. NEPTUNE E SASAKI (2005) mostraram que com o aumento da velocidade de caminhada, ocorre um aumento da atividade muscular (EMG) dos gastrocnêmios (GA) e sóleo (SOL), mas a força produzida

pelos dois músculos tendeu a diminuir com a aproximação da VT. Com a transição houve um aumento de 90% e de 86% no pico de força do GA e do SOL, respectivamente, apesar da ativação muscular ter aumentado apenas 10% e 27%. Estes resultados evidenciam uma transição com objetivos de otimização da função de impulsão destes músculos. A otimização do estado contrátil destes músculos, com menor EMG e maior produção de força ocorreu graças a uma ótima relação comprimento –tensão e velocidade-tensão. HRELJAC (1995) escolheu na literatura entre dezenas de variáveis cinemáticas, quatro que teriam potencial para serem analisadas quanto à determinação da VT. Destas quatro, apenas duas – velocidade angular máxima do tornozelo e aceleração angular máxima do tornozelo – atenderam a todos os seus critérios, podendo ser consideradas disparadoras da TCC. Os resultados de PRILUTSKY E GREGOR (2001) suportaram a hipótese de que a ativação exagerada do tibial anterior e de outros dois músculos seria a responsável pela transição caminhada-corrída. Este aumento na ativação muscular é necessário dar suporte às maiores demandas de momentos articulares na fase de balanço dos membros inferiores na caminhada rápida. Alguns sujeitos do nosso estudo relataram um desconforto na musculatura dos flexores do tornozelo, em velocidades elevadas de caminhada, acima da VT. Os valores máximos de aceleração angular e de velocidade angular do tornozelo vêm imediatamente antes dos picos de EMGs, que antecedem a retirada dos dedos para a fase de balanço (HRELJAC, 1995).

V.5. LIMITES DO ESTUDO

A locomoção em esteiras é biomecanicamente diferente da locomoção no solo e em pistas de corrida, e deve-se ter cautela ao tentar extrapolar os resultados para a locomoção no solo. Variáveis cinemáticas de amplitude de movimento do quadril, ângulo máximo de flexão do quadril e cadência aumentam na caminhada na esteira, enquanto o tempo de apoio diminuiu (ALTON *et al.*, 1998). Além disso, a cadência aumenta e o comprimento de passada diminuiu na caminhada na esteira comparada ao solo, devido a uma fase de apoio menor e a uma fase de balanço maior, e ocorrem maiores larguras de passada e ângulos do pé (STOLZE *et al.*, 1995). MURRAY *et al.* (1985) também observaram

uma maior cadência e menor comprimento de passada na caminhada na esteira, na qual ocorreu, ainda, uma atividade eletromiográfica média maior do quadríceps.

No complexo lombar-pelve-quadril durante a corrida, todos os parâmetros espaciais e temporais (tempo de passada, comprimento de passada, de apoio e de balanço) são significativamente diferentes na comparação entre a esteira e o solo. Outros parâmetros que apresentam diferenças são: extensão lombar no contato inicial, inclinação anterior da pelve no contato inicial, primeira inclinação anterior máxima da pelve, flexão do quadril no contato inicial, flexão máxima do quadril na resposta de carga, extensão do quadril no *toe-off*, extensão máxima do quadril e amplitude de movimento na flexão-extensão do quadril (SCHACHE *et al.*, 2001).

DAL MONTE *et al.* (1973) verificaram que as diferenças entre a corrida na esteira e o solo podem diminuir com o aumento da velocidade e que o movimento vertical do CGC é menor na esteira, e concluíram que a esteira pode ser usada para a simulação do treinamento de corredores de meia distância. Outra diferença da corrida em esteira em comparação com o solo é a forma como os sujeitos fazem a aterrissagem na fase de contato inicial: seus pés pousam em uma posição mais "plana" (NIGG *et al.*, 1995).

Já foi demonstrado também que a locomoção é biomecanicamente diferente em sujeitos nas diversas faixas etárias. A amostra da presente pesquisa constituiu-se de pessoas adultas saudáveis, mas idosos e crianças, por terem padrões biomecânicos de locomoção diferentes dos adultos (PRINCE *et al.*, 1997; SUTHERLAND *et al.*, 1980) podem ter mecanismos de TCC diferentes.

Os resultados deste estudo restringiram-se à análise das variáveis escolhidas segundo os critérios estabelecidos por PRILUTSKY E GREGOR (2001) e HRELJAC (1995). Mas outros critérios de análise de variáveis determinantes da velocidade de transição podem ser explorados. De acordo com o modelo e com o critério adotado, os resultados e conclusões podem diferir, como foi o caso dos picos de EMGs normalizados do tibial anterior.

É necessário que haja um consenso nos critérios utilizados para a análise das variáveis em estudos que almejem trazer luz à questão da TCC. Estudos futuros devem buscar resolver a questão dos diferentes critérios e modelos, analisando diversas variáveis, fisiológicas, biomecânicas e psicológicas e homogeneizando mais as amostras. Se a ativação do músculo tibial anterior está implicada na transição talvez a indução da fadiga

neste leve a uma diminuição no valor de VT . Alternativamente, um sujeito com essa musculatura bem treinada, resistente ou fortalecida, poderia ter altas velocidades de transição devido à tolerância do músculo ao esforço.

Outras hipóteses podem ainda ser objeto de estudo. Sujeitos com algum tipo de lesão que possa ser agravada por cargas mecânicas (variáveis cinéticas) podem transitar também em velocidades inferiores se comparados a sujeitos não lesionados. Se impactos corporais ou forças de reação do solo podem levar à transição, então os fatores que interferem nestas variáveis, como por exemplo, o tipo de calçado ou a rigidez da superfície de treino pode levar também a mudanças na VT . Outra sugestão para estudos focalizando a TCC pode ser a manipulação destas variáveis. Se forças de reação do solo horizontais (atrito) são influenciadoras, a locomoção em pisos com diferentes coeficientes de atrito pode levar a mudanças na VT .

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

As acelerações e as taxas de cargas na tíbia e na 3^a vértebra lombar não são determinantes da *TCC* em adultos saudáveis e jovens segundo os modelos e critérios de HRELJAC e de PRILUTSKY E GREGOR. Os picos de EMGs normalizados do tibial anterior atenderam aos critérios do modelo de HRELJAC, mas não atenderam a todos os critérios de PRILUTSKY E GREGOR, sendo, portanto, considerados determinantes da *TCC* apenas de acordo com o primeiro modelo. Os outros músculos, os eretores da coluna e vasto lateral não apresentaram o comportamento desejável para a confirmação da hipótese experimental. Os eretores da coluna tiveram um aumento da atividade mioelétrica com a velocidade e uma diminuição com a transição, mas esta diminuição não foi significativa para atender aos critérios do primeiro modelo.

A análise das mesmas variáveis e dos mesmos dados por dois modelos diferentes enriqueceu a análise das variáveis, mas levou a diferentes resultados, com a confirmação dos picos de EMGs normalizados do tibial anterior como determinante da *TCC* por um modelo e a não-confirmação por outro.

Uma comparação dos nossos resultados com a literatura nos leva a suportar mais os resultados do modelo de HRELJAC, que vêm mostrando que o determinante da VT está relacionado à mecânica da articulação do tornozelo.

Estes resultados levam a uma crítica cuidadosa dos modelos que têm sido adotados, apontando para a necessidade da determinação e/ou criação de modelos e critérios que sejam adotados e aceitos universalmente por diferentes autores.

Sugestões de estudos futuros

Como sugestões de estudos futuros, pode-se utilizar os próprios dados já coletados de acelerometria e eletromiografia para trabalhar com outras variáveis ainda não exploradas. Analisando o espectro destes sinais - no domínio da frequência - com variáveis como a frequência média e mediana, poder-se-ia encontrar algum suposto determinante. A influência de algumas variáveis antropométricas, como o comprimento dos membros

inferiores, a massa corporal total e a estatura não foi estimada neste estudo, mas os dados estão disponíveis, permitindo sua utilização futura.

Sugere-se para estudos futuros uma homogeneização maior dos sujeitos, em termos de antropometria, aptidão física, experiência com a esteira e idade. Pode-se analisar uma quantidade maior de músculos, como o bíceps femoral, que tem ação extensora do quadril na corrida, e apresenta um aumento crescente com a velocidade e uma correlação com o gasto energético, podendo ser um potencial determinante da VT .

Se a sobrecarga do músculo tibial anterior parece ser um determinante da TCC , é provável que a indução de fadiga nestes possa levar os sujeitos a uma transição precoce, a valores menores de VT . Ou pode-se testar a correlação entre a força e/ou a resistência específica desta musculatura e valores de VT .

A utilização de acelerômetros em outros locais do corpo, como o frontal, podem ser variáveis interessantes para se investigar.

O presente estudo não levou em conta o consumo energético. A repetição do protocolo com a mensuração simultânea de parâmetros respiratórios pode tornar o método mais abrangente, com a potencialidade de determinação de outros determinantes da TV .

REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, R. MCN., 1989, "Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates", *Physiological Reviews*, v. 69, n.4, pp. 1199-1227.
- ALEXANDER, R.MCN., 2003, "Modelling approaches in biomechanics", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B*, v. 358, n. 1437, pp. 1429-1435.
- ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S., *et al.*, 1998, "A kinematic comparison of overground and treadmill walking", *Clinical Biomechanics*, v. 13, n. 6, pp. 434-440.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2000, *Guidelines for exercise testing and prescription*, 6th edition, Philadelphia, Williams & Wilkins.
- AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2003, "Physical Activity/ Exercise and Diabetes Mellitus", *Diabetes Care*, v. 26, Supplement 1, pp. S73-S77.
- BASMAJIAN, J.V. AND DE LUCA, C.J., 1985, *Muscles Alive*, 5ª edição, USA, Williams & Wilkins.
- BASMAJIAN, J.V., CLIFFORD, H.C., MCLEOD, W.D. AND NUNNALLY, H.N., 1975, *Computers in Electromyography*, London and Boston, The Butterworth Group.
- BEAUPIED, H., MULTON, F., DELAMARCHE, P., 2003, "Does training have consequences for the walk-run transition speed", *Human Movement Science*, v. 22, n.1, pp. 1-12.
- BEJANI, F.J., HALPERN, N., PIO, A., *et al.*, 1988, "Musculoskeletal Demands on Flamenco Dancers: A Clinical and Biomechanical Study", *Foot and Ankle*, v. 8, n. 5, pp. 254-263.
- BENNET, RL., HINES, TF., KEEVER, K.W., *et al.*, 1956, Relation between EMG voltage and load, *Journal Applied Physiology*, v. 9, n. 3, 473-476.

- BERNE, R.M.; LEVY, M.N., 1993, "Generation and Conduction of Action Potentials", Cap. 3, In: Berne, R.M. and Levy, M.N (eds), *Physiology*, 3^a ed., pp. 36-54, USA, Mosby-Year Book, Inc.
- BIEWENER, A.A., TAYLOR, C.R., 1986, "Bone strain: a determinant of gait and speed?", *Journal of Experimental Biology*, v. 123, n.1, pp. 383-400.
- BIGLAND, B. AND LIPPOLD, O.C.G., 1954, Relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscle, *Journal of Physiology*, v. 123, n. 1, pp. 214-224.
- BIRD, A.R.; PAYNE, C.B., 1999, "Foot function and low back pain", *The Foot*, v. 9, n. 4, pp. 175-180.
- BURDEN, A. AND BARLETT, R., 1999, "Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods", *Medical Engineering & Physics*, v. 21, n. 4, 247-257.
- BURDEN, A.M., TREW, M. AND BALZOPoulos, V., 2003, Normalisation of gait EMGs: a re-examination, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 6, pp. 519-532.
- CAVANAGH, P.R., LAFORTUNE, M.A., 1980, "Ground reaction forces in distance running", *Journal of Biomechanics*, v. 13, n. 5, pp. 397-406.
- CHEN, W.; O'CONNOR, J.J. AND RADIN, E.L., 2003, "A comparison of the gaits of Chinese and Caucasian women with particular reference to their heelstrike transients", *Clinical Biomechanics*, v. 18, n.3, pp. 207-213.
- CLARKE, T.E., COOPER, L.B., HAMILL, C.L., *et al.*, 1985, "The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running", *Journal of Sports Sciences*, v. 3, n. 1, pp. 41-49.

CLARK, J.W., 1978, "The origin of biopotentials", Cap. 4, In: *Medical Instrumentation, Application and Design*, Webster, J.G. (Ed.), pp. 143-214, Houghton Mifflin Company, USA.

CRAM, J.R. AND KASMAN, G.S., 1998, *Introduction to Surface Electromyography*, Aspen Publishers, Inc., Gaithersburg, Maryland, USA.

DAL MONTE, A., FUCCI, S., MANONI, A., 1973, "The treadmill used as a training and simulator instrument in middle- and long-distance running", *Medicine and Sport*, v. 8, Biomechanics III, Karger, Basel, pp. 359-363

DANIELS, G.L., NEWELL, K.M., 2003, "Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion", *Biological Psychology*, v. 63, n. 2, pp. 163-178.

DE CLERCQ, D., AERTS, P., KUNNEN, M., 1994, "The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an *in vivo* cineradiographic study", *Journal of Biomechanics*, v. 27, n. 10, pp. 1213-1222.

DEN OTTER, A.R., GEURTS, A.C.H., MULDER, T., *et al.*, 2004, "Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds", *Gait and Posture*, v. 19, n. 3, pp. 270-278.

DEKEL, S.; WEISSMAN, S.L., 1978, "Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees *in vivo*," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 49, n. 6, 519-528.

DE LUCA, C.J., 1997, The Use of Surface Electromyography in Biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, pp. 135-163.

DERRICK, T.R., HAMILL, J., CALDWELL, G.E., 1998, "Energy absorption of impacts during running at various stride lengths", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 30, n. 1, pp. 128-135.

- DERRICK, T.R., MERCER, J.A., 2004, "Ground/Foot Impacts: measurement, Attenuation, and Consequences", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 830-831.
- DIEDRICH, F.J., WARREN, W.H., 1995, "Why Change Gaits? Dynamics of the Walk-Run Transition", *Journal of Experimental Biology*, v. 21, n. 1, pp. 183-202.
- DIMITROVA, N.A., DIMITROV, G.V., 2003, "Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies", *Journal of Eletromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1, pp. 13-36.
- ENOKA, R.M., 2000, *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*, 1ª edição, SP, Brasil, Editora Manole.
- FARINA, D., AND MERLETTI, R., 2000, Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, pp. 337-349.
- FARLEY, C.T., FERRIS, D.P., 1998, "Biomechanics of Walking and Running: Center of Mass Movements to Muscle Action", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 26, pp. 253-285.
- FARLEY, C.T., TAYLOR, C.R., 1991, "A Mechanical Trigger for the Trot-Gallop Transition in Horses", *Science*, v. 253, pp. 306-308.
- FERBER, R., MCCLAY-DAVIS, I., HAMILL, J., *et al.*, 2002, "Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 34, n. 5, pp. S5.

- FOLMAN, Y., WOSK, J., VOLOSHIN, A., *et al.*, 1986, "Cyclic Impacts on Heel Strike: A Possible Biomechanical Factor in the Etiology of Degenerative Disease of the Human Locomotor System", *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, v. 104, n. 6, pp. 363-365.
- FRANCIS, P.R., KIEFER, S.P., KINOSHITA, H., 1996, "A biomechanical investigation of performer adaptation to different floor surfaces", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 28, n. 5, pp. 45.
- FREEMAN, M.A.R., 1975, "The fatigue of the cartilage in the pathogenesis of osteoarthritis", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 46, n. 3, pp. 323-328.
- GIANNESINI, B., COZZONE, P.J., BENDAHAN, D., 2003, "Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components", *Biochimie*, v. 85, n. 9, pp. 873-883.
- GRIFFIN, M.J., 1990, *Handbook of Human Vibration*, USA, Academic Press Limited.
- GRIFFIN, T.M., KRAM, R., WICKLER, S.J., *et al.*, 2004, "Biomechanical and energetic determinants of the walk-trot transition in horses", *Journal of Experimental Biology*, v. 207, n. 24, pp. 4215-4223.
- GRILLNER, S., HALBERTSMA, J., NILSSON, J. *et al.*, 1979, "The adaptation to speed in human locomotion", *Brain Research*, v. 165, n. 1, pp. 177-182.
- GUIDETTI, L., RIVELLINI, G., FIGURA, F., 1996, "EMG Patterns During Running: Intra- and Inter-individual Variability", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 6, n. 1, pp. 37-48.
- HAMILL, J., DERRICK, T.R., HOLT, K.G., 1995, "Shock attenuation and stride frequency during running", *Human Movement Science*, v. 14, n. 1, pp. 45-60.

- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, 1ª edição, pp. 8, SP, Brasil, Editora Manole.
- HARDIN, E.C., VAN DEN BOGERT, A.J., HAMILL, J., 2004, "Kinematic adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 838-844.
- HELLIWELL, P.S., SMEATHERS, J.E., WRIGHT, V., 1989, "Shock absorption by the column in normals and in ankylosing spondylitis", *Proceedings of the Institution of the Mechanical Engineers – Part H – Journal of Engineering in Medicine*, v. 203, n. 4, pp. 187-190.
- HERMENS, H.J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., HÄGG, G., 1999, *SENIAM 8: European Recommendations for surface ElectroMyography*, Enschede, The Netherlands, Roessingh Research and Development b.v.
- HOF, A.L., ELZINGA, H., GRIMMUS, W., *et al.*, 2005, "Detection of non-standard EMG profiles in walking", *Gait and Posture*, v. 21, n. 2, pp. 171-177.
- HOYT, D.F., TAYLOR, C.R., 1981, "Gait and the energetics of locomotion in horses", *Nature*, v. 292, pp. 239-240.
- HRELJAC, A., 1993, "Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinetic factors", *Gait and Posture*, v. 1, n. 4, pp. 217-223.
- HRELJAC, A., 1995, "Determinants of the gait transition speed during human locomotion: kinematic factors", *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 6, pp. 669-677.

- HRELJAC, A., 2004, "Impact and Overuse Injuries in Runners", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 845-849.
- HRELJAC, A., MARSHALL, R.N., HUME, P.A., 2000, "Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners", *Medicine and Science in Sport and Exercise*, v. 32, n. 9, pp. 1635-1641.
- JAHSS, M.H., KUMMER, F., MICHELSON, J.D., 1992, "Investigations into the Fat Pads of the Sole of the Foot: Heel Pressure Studies", *Foot & Ankle*, v. 13, n. 5, pp. 227-232.
- JOHNSEN, D.A.J., 2003, *Why trot when you can walk? An investigation of the walk-trot transition in the horse*, Master of Science Thesis, California State Polytechnic University, Pomona, USA.
- KAMEN, G. AND CALDWELL, G.E., 1996, "Physiology and interpretation of the electromyogram", *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, pp. 366-384.
- KELLY, P.A., O'CONNOR, J.J., 1996a, "Transmission of rapidly applied loads through articular cartilage. Part 1: uncracked cartilage", *Proceedings of the Institution of the Mechanical Engineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 210, n. 1, pp. 27-37.
- KELLY, P.A., O'CONNOR, J.J., 1996b, "Transmission of rapidly applied loads through articular cartilage. Part 2: cracked cartilage", *Proceedings of the Institution of the Mechanical Emngineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 210, n. 1, pp. 39-49.
- KIM, W., VOLOSHIN, A.S., JOHNSON, S.H., *et al.*, 1993, "Measurement of the Impulsive Bone Motion by Skin-Mounted Accelerometers", *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 115, n. 1, pp. 47-52.

- KNUTZEN, K., HART, L., 1996, "Running", In: Caine, D.J., Caine, C.G., and Lindner, K.J., (eds.), *Epidemiology of Sports*, Chapter 22, pp. 357-386, Champaign, I.L., USA, Human Kinetics Publishers, Inc.
- KRAM, R., DOMINGO, A., FERRIS, D.P., 1997, "Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed", *Journal of Experimental Biology*, v. 200, n. 4, pp. 821-826.
- KYRÖLÄINEN, H., BELLI, A., KOMI, P.V., 2001, "Biomechanical factors affecting running economy", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 33, n. 8, pp. 1330-1337.
- LAFORTUNE, M.A., 1991, "Three dimensional acceleration of the tibia during walking and running", *Journal of Biomechanics*, v. 24, n. 10, pp. 877-886.
- LAFORTUNE, M.A., HENNIG, E.W., 1991, "Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 23, n. 3, pp. 360-363.
- LAFORTUNE, M.A.; LAKE, M.J.; HENNIG, E.M., 1996, "Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture", *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 12, pp. 1531-1537.
- LAWRENCE, J.H. AND DE LUCA, C.J., 1983, Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles, *Journal of Applied Physiology*, v. 54, n. 6, pp. 1653-1659.
- LEDOUX, W.R. AND HILLSTROM, H.J., 2001, "Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet", *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 7, pp. 608-613.
- LIGHT, L.H., MCLELLAN, G., 1977, "Skeletal transients associated with heel strike", *Journal of Physiology*, v. 272, n. 1, pp. 9P-10P.

- LIGHT, L.H., MCLELLAN, G.E., KLENERMAN, L., 1980, "Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear", *Journal of Biomechanics*, v. 13, pp. 477-480.
- LIPPOLD, O.C.J., 1952, The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension, *Journal of Physiology*, v. 117, n. 4, pp. 492-499.
- MANN, R.A., 1986, "Biomechanics of Running", In: Nicholas, J.A., Hershman, E.B. (eds.), *The Lower Extremity and Spine in Sports Medicine*, v. 1, pp. 396-410, Missouri, USA, The Mosby-Company.
- MARGARIA, R., CERRETELI, P., AGHEMO, P., *et al.*, "Energy cost of running", *Journal of Applied Physiology*, v. 18, n. 2, pp. 367-370.
- MCCARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH, V.L., 1998, "Treinamento para Potência Anaeróbia e Aeróbia", In: *Fisiologia do Exercício*, 4ªed, Capítulo 21, Rio de Janeiro, Brasil, Guanabara Koogan.
- MCTIERNAN, A., 2003, "Intervention Studies in Exercise and Cancer Prevention", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 35, n. 11, pp. 1841-1845.
- MCGILL, K.C., 2004, "Surface electromyogram signal modelling", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 42, n. 4, pp. 446-454.
- MERLETTI, R. AND PARKER, P., 1999, "Electromyography", In: *J. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, Webster, J.G. (Ed.), v. 6, pp. 523-540, John Wiley & Sons, N.Y.
- MERLETTI, R., A. RAINOLDI, AND D. FARINA, 2001, Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of Muscle, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 29, n. 1, pp. 20-25.

- MINETTI, A.E., PARDIGO, L.P., SAIBENE, F., 1994, "The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 150, n. 3, pp. 315-323.
- MONTEIRO, W.D., ARAÚJO, C.G.S., 2001, "Transição caminhada-corrída: considerações fisiológicas e perspectivas para estudos futuros", *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 7, n. 6., pp. 207-222.
- MILGROM, C., FINESTONE, A., SHLAMKOVITCH, N., 1992, "Prevention of Overuse Injuries of the Foot by Improved Shoe Shock Attenuation", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 281, pp. 189-192.
- MIZRAHI, J., VOLOSHIN, A., RUSSEK, D., *et al.*, 1997, "The Influence of Fatigue on EMG and Impact Acceleration in Running", *Basic and Applied Myology*, v. 7, n. 2, pp. 111-118.
- MÜNDERMANN, A., NIGG, B.M., HUMBLE, R.N., *et al.*, 2003, "Orthotic Comfort Is Related to Kinematics, Kinetics, and EMG in Recreational Runners", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 35, n. 10, pp. 1710-1719.
- MURRAY, M.P., SPURR, G.B., SEPIC, S.B., *et al.*, 1985, "Treadmill vs. floor walking: kinematics, eletromyogram, and heart rate", *Journal of Applied Physiology*, v. 59, n. 1, pp. 87-91.
- NEPTUNE, R.R., SASAKI, K., 2005, "Ankle plantar flexor force production is a important determinant of the preferred walk-to-run transition speed", *The Journal of Experimental Biology*, v. 208, n. 5, pp. 799-808.
- NEUMAN, M.R., 1978a, "Biopotential electrodes", Cap. 5, In: *Medical Instrumentation, Application and Design*, Webster, J.G. (Ed.), pp. 215-272, Houghton Mifflin Company, USA.

NEUMAN, M.R., 1978b, "Biopotential amplifiers", Cap. 6, In: *Medical Instrumentation, Application and Design*, Webster, J.G. (Ed.), pp. 273-335, Houghton Mifflin Company, USA.

NILSSON, J., THORSTENSSON, A., HALBERTSMA, J., 1985, "Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 123, n. 4, pp. 457-475.

NILSSON, J., THORSTENSSON, A., 1989, "Ground reaction forces at different speeds of human walking and running", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 136, n. 2, pp. 217-227.

NIGG, B.M., BAHLESEN, H.A., LUETHI, S.M. AND STOKES, S., 1987, "The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running", *Journal of Biomechanics*, v. 20, n. 10, pp. 951-959.

NIGG, B.M., DE BOER, R.W., FISHER, V., 1995, "A kinematic comparison of overground and treadmill running", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 27, n. 1, pp. 98-105.

NIGG, B.M., NURSE, M.A., STEFANYSHYN, D.J., 1999, "Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 31, n. 7, pp. S421-S428.

NIGG, B.M., COLE, G.K., BRÜGGEMANN, G.-P., 1995, "Impact Forces During Heel-Toe Running", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 11, pp. 407-432.

NOVACHEK, T.F., 1998, The biomechanics of running, *Gait and Posture*, v. 7, n. 1, pp. 77-95.

OGON, N.; ALEKSIEV, A.R.; POPE, M.H. *et al.*, 1999, "Does Arch Height Affect Impact Loading at the Lower Back Level in Running?", *Foot & Ankle International*, v. 20, n. 4, pp. 263-266.

PANDY, M.G., 2003, "Simple and complex models for studying muscle function in walking", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, v. 358, n. 1437, pp. 1501-1509.

PERRY, J., 2005, *Análise de Marcha*, v. 1, SP, Brasil, Editora Manole.

PRILUTSKY, B.I., GREGOR, R.J., 2001, "Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions", *Journal of Experimental Biology*, v. 204, n. 13, pp. 2277-2287.

PRINCE, F., CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., *et al.*, 1997, "Gait in the elderly", *Gait and Posture*, v. 5, n. 2, pp. 128-135.

RAB, G.T., 1998, "Músculos", In: Rose, J., Gamble, J.G. (eds), *Marcha Humana*, 2ª ed., Capítulo 5, São Paulo, Brasil, Editora Premier.

RADIN, E.L., ORR, R.B., KELMAN, J.L., *et al.*, 1982, "Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep", *Journal of Biomechanics*, v. 15, n. 7, pp. 487-492.

RADIN, E.L.; PARKER, H.G.; PUGH, J.W.; *et al.*, 1973, "Response of joints to impact loading-III. Relation between trabecular microfractures and cartilage degeneration", *Journal of Biomechanics*, v. 6, n. 1, 51-54.

RADIN, E.L., PAUL, I.L., POLLOCK, D., 1970, "Animal Joint Behaviour under Excessive Loading", *Nature*, v. 226, n. 5245, pp. 554-555.

- RADIN, E.L., PAUL, I.L., 1971, "Response of Joints to Impact Loading", *Arthritis and Rheumatism*, v. 14, n. 3, pp. 356-362.
- RADIN, E.L., PAUL, I.L., 1972, "Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis", *The Lancet*, v. 1, n. 7749, pp. 519-522.
- RAYNOR, A.J., *et al.*, 2002, "Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors?", *Human Movement Science*, v. 21, n. 5-6, pp. 785-805.
- SAHA, S., LAKES, R.S., 1977, "The effect of soft tissue on wave propagation and vibration tests for determining the in vivo properties of bone", *Journal of Biomechanics*, v. 10, pp. 393-401.
- SASAKI, K., NEPTUNE, R.R., 2005, "Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed", *Gait and Posture*, *In Press*.
- SAUNDERS, M.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D., 1953, "The major determinants in normal and pathological gait", *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 35A, n. 3, pp. 543-558.
- SAUNDERS, S.W., RATH, D. AND HODGES, P.W., 2004, Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion, *Gait and Posture*, v. 20, n. 3, pp. 280-290.
- SCHACHE, A.G., BLANCH, P.D., RATH, D.A., *et al.*, 2001, "A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-complex", *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 8, pp. 667-680.
- SIMON, S.R., RADIN, E.L., PAUL, I.L., *et al.*, 1972, "The response of joints to impact loading-II. *In vivo* behaviour of subchondral bone", *Journal of Biomechanics*, v. 5, pp. 267-272.

- SIMON, S.R., PAUL, I.L, MANSOUR, J. *et al.*, 1981, "Peak dynamic force in human gait", *Journal of Biomechanics*, v. 14, n. 12, pp. 817-822.
- SMEATHERS, J.E., 1989, "Transient vibrations caused by heel strike", *Journal of Engineering in Medicine*, v. 203, pp. 181-186.
- SODERBERG, G.L., 1992, *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*, U.S. Department of Health and Human Services, CDC, NIOSH Publication No. 91-100.
- STEINDLER, A., "A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait", *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 35A, n. 3, pp. 539-542, 728.
- STOLZE, H., KUHTZ-BUSCHBECK, J.P., MONDWURF, C., *et al.*, 1995, "Gait parameters are different during treadmill walking compared to overground walking", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 99, n. 4, pp. 364.
- SUTHERLAND, D.H., OLSHEN, R., COOPER, L., *et al.*, 1980, "The Development of Mature Gait", *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 62-A, n. 3, pp. 336-353.
- SUTHERLAND, D.H., KAUFMAN, K.R., MOITOA, J.R., 1998, "Cinematica da Marcha Humana Normal", In: ROSE, J., GAMBLE, J.G. (eds.), *Marcha Humana*, 2^a ed., Cap. 2, pp. 23-45, SP, Brasil, Editorial Premier.
- SUTHERLAND, D.H., 2001, "The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG", *Gait and Posture*, v. 14, n. 1, pp. 61-70.
- SWEZEI, R.L., 1996, "Exercise for osteoporosis-Is Walking Enough?: The Case for Site Specificity and Resistive Exercise", *Spine*, v. 21, n. 23, pp. 2809-2813.

- TAYLOR, C.R., 1985, "Force development during sustained locomotion: a determinant of gait speed and metabolic power", *Journal of Experimental Biology*, v. 115, n. 1, pp. 253-262.
- THORSTENSSON, A., CARLSON, H., ZOMLEFER, M.R., *et al.*, 1982, "Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 116, n. 1, pp. 13-20.
- THORSTENSSON, A., ROBERTSON, H., 1987, "Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 131, n. 2, pp. 211-214.
- TSEH, W., BENNET, J., CAPUTO, J.L., *et al.*, 2002, "Comparison between preferred and energetically optimal transition speeds in adolescents", *European Journal of Applied Physiology*, v. 88, n. 1-2, pp. 117-121.
- VERBITSKY, O.; MIZRAHI, J.; VOLOSHIN, A., *et al.*, 1998, "Shock Transmission and fatigue in Human Running", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 14, n. 3, pp. 300-311.
- VOLOSHIN, A.S. AND WOSK, J., 1982, "An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system", *Journal of Biomechanics*, v. 15, n. 1, pp. 21-27.
- VOLOSHIN, A.S. AND WOSK, J., 1983, "Shock absorption of meniscectomized and painful knees: a comparative *in vivo* study", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 5, pp.157-161.
- VOLOSHIN, A.S. AND WOSK, J., 1984, "Does Body Weight Significantly Contribute To Joint Degeneration?", *Journal of Clinical Engineering*, v. 9, n. 2, pp. 153-158.

- VOLOSHIN, A., 2000, "The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 32, n. 6, pp. 1156-1159.
- VOLOSHIN, A., WOSK, J., BRULL, M., 1981, "Force Wave Transmission Through the Human Locomotor System", *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 103, n. 1, pp. 48-50.
- VOLOSHIN, A.S.; MIZRAHI, J.; VERBISTKY, O., *et al.*, 1998, "Dynamic loading on the musculokeletal system - effect of fatigue", *Clinical Biomechanics*, v. 13, n. 7, pp. 515-520.
- VOLOSHIN, A.S., 2000, "Impact Propagation and its Effects on the Human Body", Chapter 27, In: Zatsiorsky, V.M. (ed.), *Biomechanics in Sport*, Blackwell Science Publishing, USA.
- WATERS, R.L., MULROY, S., 1999, "The energy expenditure of normal and pathological gait", *Gait and Posture*, v. 9, n. 3, pp. 207-231.
- WHITTLE, M.W., 1999, "Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review", *Gait and Posture*, v. 10, n. 3, pp. 264-275.
- WICKLER, S.J., HOYT, D.F., COGGER, E.A., 2003, "The energetics of the trot-gallop transition", *Journal of Experimental Biology*, v. 206, n. 9, pp. 1557-1564.
- WILLIAMS, K.R., 2000, "A Dinâmica da Corrida", In: Zatsiorsky, V. (ed.), *Biomecânica no Esporte*, cap. 8, pp. 125-142, RJ, Brasil, Guanabara Koogan.
- WILLIAMS M.A., FLEG, K.L., ADES, P.A., *et al.*, 2002, "Secondary Prevention of Coronary Heart Disease in the Elderly", *Circulation*, v. 105, n. 14, pp. 1735-1743.

WILKE, H-J., NEEF, P., CAIMI, M., *et al.*, 1999, "New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life", *Spine*, v. 24, n. 8, pp. 755-762.

WINTER, D.A., 1990, *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd edition, Wiley-Interscience, John Wiley & Sons, Inc.

ZIEGERT, J.C., LEWIS, J.L., 1979, "The Effect of Soft Tissue on Measurements of Vibrational Bone Motion by Skin-Mounted Accelerometers", *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 101, pp. 218-220.

ZUNIGA, E.N. AND SIMONS, D.G., 1969, "Nonlinear Relationship Between Averaged Electromyogram Potential and Muscle Tension in Normal Subjects", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, n. 50, n. 11, pp. 613-620.

APÊNDICE A



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

- Coordenador:
 Luiz Carlos Duarte de Miranda
Médico - Prof. Adjunto
- Secretário:
 Mário Teófilo Antonio
Farmacêutico - Especialista
- Membros Titulares:
 Alice Helena Dutra Vicente
Médico - Prof. Adjunto
 Antonio de Magalhães
Maurício
Enfermeiro - Mestre
 Beatriz Mente Trigue
Médico - Doutoranda
 Beatriz Rocha Miranda
Venturi
Odonólogo - Prof. Substituto
 Eduardo Jorge Bastos
Cortes
Médico - Prof. Assistente
 Eliza Regina Ambrosio
Assistente Social - Mestre
 Glorimar Rosa
Nutricionista - Prof. Adjunto
 Luiz Bonfim Pereira da
Cunha
Médico -
 Maria de Fátima Gustavo
Lopes
Representante dos Usuários
 Paulo Feijó Branco
Médico - Prof. Adjunto
- Rodrigo Teófilo Santos
Aluno de Graduação - FM
- Membros Suplentes:
 Alberto Krzyem Arbez
Médico - Doutorando
 Daniel Savignin Marinho
Farmacêutico - Especialista
 Helena Wazynsky
Representante dos Usuários
 Lúzia da Conceição de
Araújo Marques
Enfermeiro - Mestre
 Maria Adelaide Moura
dos Santos
Nutricionista - Mestre
 Roberto Cury Pedrosa
Médico - Doutor
 Vania Dias de Oliveira
Assistente Social
 Wagner Sales Alvares
Odonólogo - Mestre

CEP - MEMO - nº 520/04

Rio de Janeiro, 09 de setembro de 2004.

Do : Coordenador do CEP

A (o) : Sr.(a) Pesquisador(a): Dr. Kin Shung Hwang

Assunto: Parecer sobre projeto de pesquisa

Sr.(a) Pesquisador(a),

Informo a V. Sa. que o CEP constituído nos Termos da Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e, devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao Protocolo de Pesquisa e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Protocolo de Pesquisa: 132/04 - CEP

Título: "Biomecânica da Transição entre a marcha e a corrida: análise dos impactos corporais e da ação eletromiográfica"

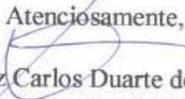
Pesquisador (a) responsável: Dr. Kin Shung Hwang

Data de apreciação do parecer: 09/09/04.

Parecer: "APROVADO "

Informo ainda, que V. Sa. deverá apresentar relatório semestral (previsto para 09/03/05), anual e/ou relatório final para este Comitê acompanhar o desenvolvimento do projeto. (item VII.13.d., da Resolução n.º 196/96 – CNS/MS).

Atenciosamente,


Prof. Luiz Carlos Duarte de Miranda
Coordenador do CEP

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA CIENTÍFICA

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado "**Biomecânica da Transição entre a Marcha e a Corrida: Análise dos Impactos Corporais e da Ação Eletromiográfica**".

O objetivo desta pesquisa é **medir forças de impacto da planta do pé contra o solo durante a caminhada e a corrida em diversas velocidades e medir sinais elétricos emitidos pelo músculo.**

Os **impactos** serão medidos através de uma técnica chamada de *acelerometria*, onde serão presos sobre a pele instrumentos pequenos, leves, não-invasivos, indolores e não desconfortáveis, na perna e na parte inferior das costas. Estes instrumentos serão presos através de fita adesiva dupla-face e *micropore* (fita de uso médico, não alérgica) e de uma tira de *velcro*. Os **sinais elétricos** emitidos pelo músculo serão medidos através da *eletromiografia de superfície*, uma técnica que consiste na colocação de eletrodos sobre a pele, adjacente aos músculos de interesse (de forma não-invasiva e indolor). Serão feitas medidas de **Massa Corporal Total (peso), Estatura (altura) e Comprimento de Membros Inferiores**. Os métodos descritos acima são os mais adequados para a realização dos nossos objetivos, pois não são invasivos, e possuem boa precisão.

Os riscos que os voluntários correm são mínimos, e relacionados a lesões leves da caminhada e da corrida: dores decorrentes dos impactos, e quedas da esteira, apesar dos impactos serem de magnitude relativamente baixa e as velocidades de caminhada e de corrida serem relativamente baixas.

Esperamos coletar informações que serão úteis na prescrição mais segura da atividade física, otimizando a caminhada e corrida, e preservando o corpo de praticantes de caminhada e corrida das lesões causadas por impactos. Além disso, as informações serão úteis na determinação dos fatores causadores do fenômeno denominado *Transição entre a Caminhada e a Corrida*, isto é, tentaremos responder a pergunta: por quê corremos em velocidades altas e caminhamos em velocidades baixas?

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes durante e depois do estudo. A sua participação neste estudo é voluntária. Você tem a liberdade de recusar participar do estudo, ou se aceitar participar, retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo de qualquer tipo.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa e pelas autoridades legais, no entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador responsável assume a responsabilidade de dar assistência integral às complicações e danos recorrentes dos testes, se houverem. Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (relacionados aos testes e à instrumentação) não são da responsabilidade do participante. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro.

Rio de Janeiro, __/__/__. Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão. Eu entendi o que não posso fazer durante os testes e sei que qualquer problema relacionado aos testes será livre de custos para mim. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo,

Assinatura do voluntário _____.

Assinatura do pesquisador responsável _____.

Para maiores esclarecimentos, o voluntário está convidado a contactar o pesquisador responsável: Kin Shung Hwang – tel.: 9141-0959 ou e-mail: kin@peb.ufjf.br

APÊNDICE C

DADOS BRUTOS

Tabela C.1. Características dos 30 voluntários dos experimentos: idade, sexo, MCT, estatura, *CMMII* e valores de *VTe* e de 80 a 120% da *VT*

Sujeito	Idade	Sexo	MCT (kg)	Estatura (cm)	<i>CMMII</i> (cm)	Velocidades (km/h)					
						<i>VTe</i>	80%	90%	<i>VT</i>	110%	120%
2	23,0	F	57,4	170,0	87,0	7,4	6,1	6,8	7,6	8,3	9,1
3	20,0	F	51,6	150,0	71,5	6,7	4,9	5,5	6,1	6,7	7,3
4	22,0	F	69,8	164,0	80,5	7,1	5,4	6,0	6,7	7,4	8,0
8	23,0	M	67,5	177,0	83,0	7,3	5,8	6,6	7,3	8,0	8,8
9	20,0	M	63,6	176,0	81,0	7,2	5,4	6,1	6,8	7,5	8,2
10	30,0	M	75,5	179,0	88,0	7,5	5,5	6,2	6,9	7,6	8,3
11	24,0	M	81,2	186,0	87,0	7,4	5,5	6,2	6,9	7,6	8,3
12	24,0	F	50,9	157,0	76,0	6,9	5,4	6,1	6,8	7,5	8,2
13	33,0	M	73,9	182,0	86,0	7,4	5,7	6,4	7,1	7,8	8,5
14	22,0	M	97,1	169,0	81,0	7,1	5,7	6,4	7,1	7,8	8,5
15	24,0	M	97,4	184,0	89,0	7,5	6,6	7,4	8,2	9,0	9,9
16	21,0	M	77,5	184,0	85,0	7,4	5,8	6,5	7,2	7,9	8,6
17	22,0	M	72,9	178,0	84,0	7,3	5,4	6,0	6,7	7,4	8,0
18	21,0	F	63,1	164,0	77,0	6,9	4,9	5,5	6,1	6,7	7,3
19	20,0	F	53,7	161,0	79,0	7,1	4,9	5,5	6,1	6,7	7,3
20	23,0	F	47,4	152,0	75,0	6,9	4,8	5,4	6,0	6,6	7,2
22	24,0	M	77,0	186,0	88,0	7,4	5,4	6,0	6,7	7,4	8,0
23	22,0	M	72,9	188,0	89,0	7,5	5,4	6,0	6,7	7,4	8,0
24	20,0	F	63,4	156,0	77,0	6,9	5,2	5,9	6,5	7,2	7,8
25	23,0	M	60,6	176,0	84,0	7,3	5,7	6,4	7,1	7,8	8,5
26	20,0	M	73,0	180,0	89,5	7,5	5,6	6,3	7,0	7,7	8,4
27	25,0	M	74,0	166,0	81,0	7,2	5,2	5,9	6,5	7,2	7,8
28	26,0	F	53,6	156,0	76,0	6,9	5,1	5,8	6,4	7,0	7,7
32	30,0	M	70,4	170,0	85,0	7,4	4,6	5,0	5,6	6,2	6,8
33	25,0	M	65,3	172,0	82,0	7,2	5,6	6,3	7,0	7,7	8,4
34	22,0	F	65,2	160,0	76,0	6,9	5,1	5,8	6,4	7,0	7,7
35	21,0	M	68,0	175,0	82,0	7,2	6,0	6,8	7,5	8,3	9,0
36	21,0	M	72,0	173,0	85,0	7,3	5,2	5,9	6,5	7,2	7,8
37	20,0	F	54,0	172,0	78,0	7,0	4,8	5,9	6,0	6,6	7,2
38	24,0	M	74,1	176,0	82,0	7,2	5,4	6,1	6,8	7,5	8,2
média	23,2		68,1	171,3	82,2	7,2	5,4	6,1	6,7	7,4	8,1
DP	3,2		12,0	10,7	4,8	0,2	0,4	0,5	0,5	0,6	0,7

Tabela C.2. Valores de picos de acelerações (g) em L3 na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	VT	110	120	80	90	VT	110	120
2	0,74	1,72	2,01	2,59	5,47	4,49	4,64	4,52	4,05	3,74
3	0,51	0,85	0,85	1,23	2,09	5,06	5,83	6,01	5,46	8,19
4	0,80	1,06	1,40	1,46	1,90	4,08	6,16	7,78	6,37	7,59
8	0,75	0,94	1,28	2,22	2,42	3,75	4,10	4,43	3,61	5,20
9	0,92	1,39	1,82	3,32	5,52	5,19	6,43	5,82	7,21	6,42
10	1,23	1,50	2,30	3,16	3,09	1,99	1,88	2,66	2,87	2,66
11	0,69	1,07	1,20	2,19	2,78	8,02	7,95	8,37	8,24	7,61
12	1,00	1,00	1,76	3,20	2,69	5,38	5,39	5,42	5,80	6,11
13	0,70	0,85	1,14	1,31	1,80	6,50	6,20	6,07	6,95	6,35
14	1,46	1,66	2,31	2,80	2,99	6,68	6,30	6,28	5,32	7,45
15	1,34	2,09	3,26	4,29	4,07	8,72	10,18	10,64	11,88	11,39
16	1,43	1,61	2,13	2,67	2,50	7,80	9,18	8,22	10,00	8,06
17	0,75	2,13	1,33	2,13	3,65	7,23	6,69	6,38	7,53	9,07
18	0,51	0,99	1,04	1,74	2,22	3,29	1,56	1,83	2,34	1,46
19	0,59	0,86	1,10	1,17	1,55	2,78	2,20	2,72	2,69	2,39
20	0,29	0,38	0,63	0,93	1,82	5,85	5,55	3,23	3,60	3,93
22	0,53	0,75	0,80	0,95	1,23	2,58	2,29	2,33	2,25	3,23
23	1,15	1,15	1,55	1,64	2,34	2,70	2,89	3,43	4,83	5,43
24	0,83	0,83	1,01	1,27	2,31	7,36	7,92	6,28	8,19	11,17
25	1,00	1,17	1,58	2,02	2,76	2,38	2,39	3,41	3,38	3,96
26	0,66	0,66	1,63	1,72	3,38	3,24	2,93	4,19	3,05	4,31
27	1,03	1,03	1,44	1,69	1,88	3,74	4,41	3,66	4,31	3,33
28	0,66	0,82	1,14	2,98	2,98	4,74	4,76	4,60	4,11	3,88
32	1,28	1,14	1,44	1,53	1,73	2,59	2,41	2,72	3,34	3,44
33	0,59	0,63	1,05	1,08	1,35	2,85	2,22	2,85	2,61	2,80
34	0,70	1,09	1,22	1,68	4,30	5,14	6,10	5,04	5,44	3,98
35	0,66	0,87	1,37	1,22	2,04	2,69	2,68	4,47	4,80	5,20
36	0,30	0,43	0,52	0,52	1,05	3,35	3,14	2,01	3,33	4,75
37	0,72	0,80	0,96	1,70	4,27	6,21	12,45	8,46	9,70	14,65
38	0,69	1,28	1,53	2,71	2,76	1,42	6,62	12,22	14,52	18,77
média	0,82	1,09	1,43	1,97	2,70	4,59	5,12	5,20	5,59	6,22
DP	0,31	0,43	0,57	0,87	1,14	2,01	2,68	2,56	3,00	3,82

Tabela C.3. Valores de picos de acelerações (g) na tuberosidade tibial na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	100	110	120	80	90	100	110	120
2	2,42	4,58	7,24	7,14	12,48	8,68	11,54	13,65	16,50	17,72
3	2,84	3,24	4,07	5,68	7,01	5,32	5,85	5,63	6,16	7,69
4	4,39	5,48	7,93	11,16	11,09	8,46	9,70	10,33	11,28	15,03
8	4,72	4,94	5,24	5,93	6,42	2,36	2,89	3,44	4,23	3,98
9	2,80	4,44	5,88	10,03	11,76	6,37	8,69	7,60	11,32	8,64
10	2,62	3,14	5,61	6,02	7,44	5,92	5,19	5,94	6,80	6,59
11	2,04	2,66	3,09	5,37	4,93	3,94	4,01	5,05	5,72	6,13
12	2,88	4,09	4,81	7,08	9,76	6,24	5,85	6,74	6,43	7,70
13	1,73	2,58	2,71	3,55	4,08	4,98	5,76	4,79	7,94	4,98
14	5,40	5,80	6,92	6,93	9,97	6,37	5,82	7,91	7,03	10,20
15	3,02	4,32	5,52	6,83	10,05	8,08	8,69	9,48	10,32	9,76
16	3,67	4,63	5,23	6,14	7,12	6,75	6,30	6,98	7,64	8,75
17	1,46	4,89	2,37	4,89	6,29	4,09	4,66	5,18	5,17	6,39
18	2,42	3,95	4,51	5,55	7,37	7,24	5,88	5,82	5,59	7,40
19	1,80	2,13	2,72	3,01	3,73	2,04	2,56	3,11	2,68	3,09
20	1,51	2,22	3,86	4,73	5,75	3,98	4,44	4,76	4,46	6,38
22	2,22	2,98	2,92	3,68	4,00	3,33	3,71	3,69	3,80	4,20
23	2,57	2,57	2,73	3,30	4,30	5,15	4,83	5,84	6,98	5,29
24	3,54	3,54	3,62	5,22	4,99	4,28	3,41	3,51	3,32	5,31
25	2,14	2,71	3,13	3,87	6,00	3,37	3,32	4,11	4,38	4,55
26	2,38	2,38	3,43	6,32	10,29	7,72	6,30	8,31	7,26	10,41
27	2,58	2,58	3,60	4,85	5,75	4,51	3,65	4,18	4,04	5,07
28	2,93	3,93	5,91	7,31	7,31	5,92	7,10	7,40	8,20	8,05
32	3,74	3,86	4,71	4,64	6,03	5,14	6,33	6,24	7,10	6,47
33	1,71	2,22	2,77	2,99	4,43	3,87	4,26	4,40	5,77	8,42
34	2,60	3,69	4,55	5,12	6,08	2,45	2,75	3,06	2,78	3,59
35	3,41	3,88	4,96	3,79	5,42	3,85	4,12	6,58	6,28	6,67
36	2,20	2,45	3,06	3,46	3,89	2,78	2,60	1,59	3,52	3,71
37	2,31	3,71	3,59	4,96	10,12	7,37	9,77	9,99	12,38	12,48
38	3,30	5,97	3,67	6,18	8,60	3,03	4,39	5,12	6,98	5,86
média	2,78	3,65	4,35	5,52	7,08	5,12	5,48	6,01	6,74	7,35
DP	0,93	1,11	1,47	1,89	2,55	1,91	2,31	2,56	3,11	3,34

Tabela C.4. Valores de taxas de cargas (g/s) na em L3 na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	100	110	120	80	90	100	110	120
2	10,0	50,0	70,0	150,0	410,0	360,0	370,0	400,0	300,0	270,0
3	10,0	10,0	10,0	10,0	50,0	240,0	230,0	270,0	240,0	470,0
4	10,0	20,0	40,0	40,0	70,0	110,0	210,0	330,0	240,0	260,0
8	20,0	30,0	40,0	70,0	90,0	130,0	140,0	170,0	120,0	200,0
9	30,0	30,0	70,0	90,0	90,0	30,0	10,0	20,0	20,0	20,0
10	20,0	30,0	30,0	70,0	70,0	500,0	470,0	560,0	520,0	450,0
11	70,0	40,0	70,0	100,0	90,0	360,0	300,0	330,0	40,0	430,0
12	30,0	50,0	100,0	140,0	140,0	470,0	580,0	630,0	740,0	710,0
13	30,0	40,0	60,0	80,0	70,0	400,0	520,0	410,0	570,0	390,0
14	10,0	70,0	30,0	70,0	160,0	380,0	390,0	360,0	470,0	550,0
15	10,0	20,0	20,0	70,0	80,0	120,0	70,0	110,0	140,0	80,0
16	10,0	20,0	20,0	30,0	40,0	80,0	70,0	80,0	90,0	10,0
17	10,0	10,0	20,0	20,0	70,0	270,0	230,0	110,0	90,0	120,0
18	10,0	10,0	10,0	20,0	10,0	50,0	60,0	10,0	10,0	90,0
19	30,0	30,0	40,0	40,0	90,0	70,0	80,0	130,0	200,0	180,0
20	20,0	20,0	30,0	30,0	100,0	470,0	490,0	370,0	510,0	830,0
22	20,0	30,0	50,0	70,0	120,0	130,0	120,0	180,0	170,0	220,0
23	20,0	20,0	60,0	70,0	170,0	120,0	100,0	160,0	110,0	180,0
24	20,0	20,0	30,0	40,0	50,0	140,0	210,0	100,0	160,0	110,0
25	10,0	20,0	40,0	180,0	180,0	330,0	320,0	170,0	180,0	240,0
26	40,0	30,0	40,0	40,0	70,0	140,0	130,0	150,0	190,0	200,0
27	10,0	10,0	20,0	30,0	60,0	20,0	10,0	60,0	20,0	20,0
28	10,0	20,0	30,0	50,0	210,0	220,0	270,0	190,0	230,0	160,0
32	10,0	20,0	30,0	30,0	90,0	90,0	100,0	200,0	210,0	270,0
33	10,0	10,0	10,0	20,0	30,0	150,0	150,0	70,0	140,0	240,0
34	10,0	20,0	20,0	30,0	160,0	320,0	750,0	430,0	520,0	980,0
35	30,0	50,0	90,0	140,0	130,0	80,0	460,0	900,0	1080,0	1500,0
36	10,0	50,0	70,0	150,0	410,0	360,0	370,0	400,0	300,0	270,0
37	10,0	10,0	10,0	10,0	50,0	240,0	230,0	270,0	240,0	470,0
38	10,0	20,0	40,0	40,0	70,0	110,0	210,0	330,0	240,0	260,0
média	18,3	27,0	40,0	64,3	114,3	216,3	255,0	263,3	269,7	339,3
DP	13,2	15,1	24,1	46,5	93,1	144,7	184,5	197,7	237,4	319,6

Tabela C.5. Valores de taxas de cargas (g/s) na tuberosidade tibial na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	VT	110	120	80	90	VT	110	120
2	60,0	140,0	230,0	410,0	960,0	600,0	920,0	980,0	1320,0	1480,0
3	100,0	100,0	140,0	220,0	270,0	180,0	200,0	190,0	210,0	260,0
4	150,0	200,0	260,0	470,0	430,0	330,0	520,0	560,0	590,0	770,0
8	180,0	200,0	210,0	230,0	250,0	80,0	100,0	130,0	130,0	300,0
9	70,0	60,0	170,0	200,0	230,0	220,0	160,0	200,0	240,0	210,0
10	50,0	70,0	70,0	140,0	100,0	110,0	110,0	160,0	160,0	190,0
11	210,0	200,0	210,0	220,0	370,0	210,0	180,0	260,0	200,0	290,0
12	60,0	100,0	140,0	190,0	360,0	300,0	350,0	370,0	430,0	390,0
13	100,0	130,0	150,0	190,0	220,0	220,0	470,0	210,0	270,0	310,0
14	20,0	120,0	50,0	120,0	170,0	100,0	120,0	140,0	140,0	170,0
15	100,0	120,0	140,0	180,0	260,0	300,0	310,0	310,0	300,0	400,0
16	40,0	50,0	60,0	70,0	120,0	50,0	80,0	90,0	90,0	110,0
17	60,0	100,0	150,0	160,0	200,0	120,0	140,0	150,0	140,0	210,0
18	80,0	110,0	110,0	130,0	150,0	100,0	120,0	110,0	140,0	140,0
19	60,0	60,0	50,0	70,0	110,0	110,0	140,0	180,0	220,0	140,0
20	120,0	120,0	120,0	200,0	180,0	800,0	90,0	80,0	80,0	170,0
22	60,0	60,0	70,0	90,0	170,0	100,0	90,0	110,0	130,0	130,0
23	60,0	60,0	110,0	230,0	460,0	110,0	220,0	400,0	280,0	550,0
24	70,0	70,0	100,0	160,0	190,0	100,0	110,0	110,0	110,0	170,0
25	80,0	120,0	170,0	270,0	270,0	220,0	240,0	290,0	320,0	320,0
26	140,0	140,0	190,0	180,0	250,0	230,0	240,0	280,0	330,0	360,0
27	60,0	50,0	70,0	90,0	130,0	140,0	160,0	170,0	230,0	390,0
28	50,0	100,0	150,0	170,0	200,0	60,0	70,0	100,0	110,0	160,0
32	130,0	150,0	190,0	100,0	180,0	120,0	130,0	240,0	200,0	260,0
33	90,0	100,0	120,0	130,0	140,0	80,0	70,0	70,0	110,0	130,0
34	50,0	110,0	100,0	160,0	460,0	310,0	430,0	460,0	600,0	660,0
35	120,0	200,0	110,0	170,0	250,0	90,0	110,0	130,0	190,0	150,0
36	60,0	10,0	10,0	20,0	40,0	90,0	320,0	330,0	430,0	450,0
37	100,0	10,0	20,0	30,0	50,0	50,0	230,0	80,0	270,0	250,0
38	150,0	0,0	10,0	10,0	20,0	30,0	310,0	260,0	230,0	240,0
média	89,3	102,0	122,7	167,0	239,7	185,3	224,7	238,3	273,3	325,3
DP	44,1	55,0	65,0	99,1	177,5	165,3	179,0	185,1	238,2	270,0

Tabela C.6. Valores de picos de EMGs normalizados do tibial anterior na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	100	110	120	80	90	100	110	120
2	0,42	0,58	0,89	0,91	1,00	0,36	0,40	0,91	0,40	0,41
3	0,50	0,56	0,76	0,86	1,00	0,39	0,52	0,48	0,59	0,56
4	0,64	0,77	0,94	0,94	1,00	0,47	0,48	0,55	0,64	0,73
8	0,52	0,69	0,64	1,00	0,95	0,25	0,25	0,46	0,66	0,82
9	0,61	0,65	0,84	0,95	1,00	0,57	0,71	0,65	0,64	0,72
10	0,48	0,64	0,80	0,90	1,00	0,39	0,38	0,44	0,46	0,47
11	0,68	0,72	0,92	1,00	1,00	0,31	0,35	0,56	0,73	0,69
12	0,33	0,70	0,96	0,97	1,00	0,46	0,57	0,58	0,66	0,67
13	0,62	0,79	0,93	1,00	0,95	0,41	0,46	0,65	0,56	0,86
14	0,51	0,67	0,76	1,00	0,95	0,48	0,53	0,50	0,67	0,64
15	0,65	0,75	0,83	0,99	1,00	0,76	0,78	0,73	0,88	0,87
16	0,57	0,60	0,66	0,82	0,82	0,56	0,70	0,80	0,99	1,00
17	0,57	0,69	0,70	0,78	1,00	0,46	0,38	0,54	0,61	0,70
18	0,54	0,58	0,92	1,00	1,00	0,28	0,32	0,29	0,48	0,27
19	0,74	0,74	0,90	1,00	0,88	0,45	0,52	0,54	0,68	0,72
20	0,67	0,67	0,71	0,94	1,00	0,54	0,61	0,84	0,74	0,69
22	0,58	0,64	0,85	1,00	0,95	0,51	0,52	0,50	0,61	0,66
23	0,53	0,53	0,68	0,81	1,00	0,52	0,68	0,59	0,85	0,70
24	0,49	0,49	0,77	0,91	1,00	0,45	0,44	0,42	0,47	0,68
25	0,30	0,58	0,71	1,00	1,00	0,59	0,46	0,56	0,64	0,69
26	0,48	0,68	0,73	0,89	1,00	0,78	0,80	0,72	0,96	0,86
27	0,55	0,65	0,68	0,96	1,00	0,32	0,46	0,41	0,56	0,62
28	0,62	0,84	0,95	0,95	1,00	0,38	0,41	0,42	0,55	0,54
32	0,65	0,72	0,88	1,00	0,97	0,46	0,48	0,44	0,54	0,53
33	0,49	0,72	0,81	0,80	1,00	0,17	0,31	0,33	0,61	0,37
34	0,42	0,68	0,72	0,89	1,00	0,48	0,64	0,52	0,63	0,78
35	0,47	0,51	0,68	0,78	1,00	0,28	0,27	0,32	0,48	0,35
36	0,60	0,69	0,76	0,93	1,00	0,40	0,45	0,49	0,55	0,62
37	0,46	0,59	0,77	0,98	1,00	0,41	0,46	0,46	0,72	0,95
38	0,51	0,63	0,71	1,00	0,94	0,24	0,27	0,25	0,37	0,33
média	0,54	0,66	0,80	0,93	0,98	0,44	0,49	0,53	0,63	0,65
DP	0,10	0,08	0,10	0,07	0,04	0,14	0,15	0,16	0,15	0,18

Tabela C.7. Valores de picos de EMGs normalizados do vasto lateral na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	100	110	120	80	90	100	110	120
2	0,36	0,42	0,60	0,66	0,60	0,62	0,69	0,75	0,83	1,00
3	0,38	0,54	0,42	0,46	0,55	0,72	0,78	0,79	1,00	1,00
4	0,32	0,39	0,53	0,62	0,60	0,79	0,79	0,93	1,00	0,99
8	0,37	0,42	0,48	0,54	0,61	0,49	0,59	0,89	1,00	0,90
9	0,90	0,87	0,92	0,84	0,95	0,81	0,95	0,91	0,97	1,00
10	0,48	0,60	0,67	0,79	1,00	0,85	0,67	0,87	0,86	0,91
11	0,41	0,31	0,41	0,41	0,42	0,55	0,53	0,61	0,62	1,00
12	0,27	0,56	0,66	0,74	1,00	0,69	0,60	0,75	0,75	0,84
13	0,39	0,56	0,65	0,69	0,78	1,00	0,92	0,94	0,98	1,00
14	0,39	0,54	0,55	0,54	0,71	0,79	0,79	0,86	0,87	1,00
15	0,11	0,19	0,24	0,30	0,37	0,61	0,71	0,60	0,73	1,00
16	0,46	0,77	0,89	0,97	1,00	0,72	0,56	0,55	0,56	0,63
17	0,28	0,41	0,47	0,55	0,61	0,98	0,85	0,89	0,82	1,00
18	0,38	0,45	0,48	0,58	0,58	0,68	0,73	0,78	1,00	0,88
19	0,70	0,70	0,73	0,84	1,00	0,78	0,71	0,84	0,97	0,92
20	0,33	0,33	0,42	0,44	0,54	0,58	0,58	0,86	0,60	1,00
22	0,42	0,55	0,73	0,70	0,90	0,69	0,70	0,86	0,93	1,00
23	0,35	0,35	0,40	0,55	0,54	0,71	0,74	0,77	1,00	0,91
24	0,45	0,45	0,56	0,63	0,68	0,92	0,92	0,88	0,80	1,00
25	0,30	0,36	0,44	0,82	0,82	0,74	0,78	0,83	0,88	1,00
26	0,42	0,44	0,60	0,70	0,76	0,71	0,74	0,87	0,96	1,00
27	0,42	0,67	0,62	0,97	0,85	0,77	0,81	0,75	1,00	0,99
28	0,43	0,15	0,64	0,21	0,19	0,60	0,69	0,58	1,00	0,37
32	0,31	0,54	0,74	0,77	0,78	0,71	0,66	0,76	0,87	1,00
33	0,36	0,42	0,49	0,59	0,65	0,61	0,72	0,76	0,96	1,00
34	0,36	0,59	0,51	0,58	0,69	0,70	1,00	0,71	0,68	0,92
35	0,44	0,54	0,61	0,74	0,89	0,85	0,84	0,87	0,85	1,00
36	0,33	0,37	0,39	0,45	1,00	0,58	0,67	0,71	0,79	0,82
37	0,39	0,51	0,55	0,57	0,69	0,85	0,83	0,79	0,97	1,00
38	0,44	0,54	0,57	0,64	0,88	0,75	0,84	0,89	0,98	0,99
média	0,40	0,49	0,57	0,63	0,72	0,73	0,75	0,79	0,87	0,94
DP	0,13	0,16	0,15	0,18	0,21	0,12	0,12	0,11	0,13	0,14

Tabela C.8. Valores de picos de EMGs normalizados do eretor da coluna na caminhada e na corrida para as cinco velocidades

Sujeito	Caminhada					Corrida				
	80	90	100	110	120	80	90	100	110	120
2	0,68	0,70	1,00	0,90	0,81	0,62	0,73	0,77	0,88	0,91
3	0,65	0,64	0,83	1,00	0,87	0,49	0,66	0,65	0,74	0,98
4	0,48	0,56	0,61	0,73	1,00	0,66	0,73	0,82	0,94	1,00
8	0,41	0,59	0,60	0,75	0,85	0,46	0,51	0,97	0,88	1,00
9	0,84	0,85	0,96	0,88	1,00	0,65	0,74	0,72	0,82	0,85
10	0,45	0,47	0,49	0,69	0,82	0,57	0,73	0,98	0,92	1,00
11	0,97	0,84	0,97	0,75	0,75	0,83	0,80	1,00	0,80	0,93
12	0,43	0,59	0,86	0,86	1,00	0,55	0,55	0,66	0,64	0,67
13	0,64	0,79	0,95	1,00	1,00	0,64	0,58	0,77	0,73	0,77
14	0,55	0,59	0,65	1,00	0,87	0,59	0,61	0,65	0,75	0,86
15	0,65	0,73	0,78	1,00	0,98	0,40	0,50	0,51	0,60	0,77
16	0,51	0,61	0,53	0,73	0,91	0,30	0,48	0,83	0,83	1,00
17	0,63	0,73	0,78	0,86	1,00	0,79	0,88	0,93	0,87	0,86
18	0,65	0,56	0,63	0,88	1,00	0,34	0,31	0,41	0,48	0,48
19	0,69	0,69	0,73	0,81	1,00	0,72	0,71	0,73	0,78	0,92
20	0,40	0,40	0,53	0,59	1,00	0,50	0,60	0,67	0,61	0,93
22	0,61	0,86	0,82	0,89	1,00	0,63	0,63	0,84	0,79	0,93
23	0,71	0,71	0,75	0,80	1,00	0,41	0,58	0,60	0,77	0,70
24	0,65	0,65	0,69	0,95	1,00	0,39	0,54	0,52	0,56	0,72
25	0,27	0,41	0,54	0,67	1,00	0,43	0,50	0,51	0,55	0,74
26	0,57	0,54	0,69	0,76	1,00	0,50	0,53	0,63	0,68	0,76
27	0,65	0,89	0,64	0,95	0,89	0,87	0,71	0,68	0,93	1,00
28	0,59	0,69	0,72	0,80	1,00	0,57	0,81	0,66	0,88	0,92
32	0,68	0,64	0,80	0,97	0,94	0,52	0,56	0,78	0,89	1,00
33	0,51	0,50	0,59	0,60	0,65	0,75	0,76	0,89	0,74	1,00
34	0,50	0,69	0,77	0,71	1,00	0,59	0,68	0,63	0,66	0,73
35	0,60	0,70	0,75	0,92	1,00	0,54	0,52	0,83	0,74	0,80
36	0,65	0,66	0,71	0,74	0,90	0,83	0,81	0,73	0,85	0,98
37	0,62	0,78	0,81	1,00	0,86	0,65	0,62	0,55	0,81	0,94
38	0,80	0,71	0,85	0,79	0,53	0,66	0,73	0,78	0,83	1,00
média	0,60	0,66	0,73	0,83	0,92	0,58	0,64	0,72	0,76	0,87
DP	0,14	0,13	0,14	0,12	0,12	0,15	0,13	0,15	0,12	0,13

APÊNDICE D

GRÁFICOS DE PADRÕES DE PICOS DE EMGS NORMALIZADOS

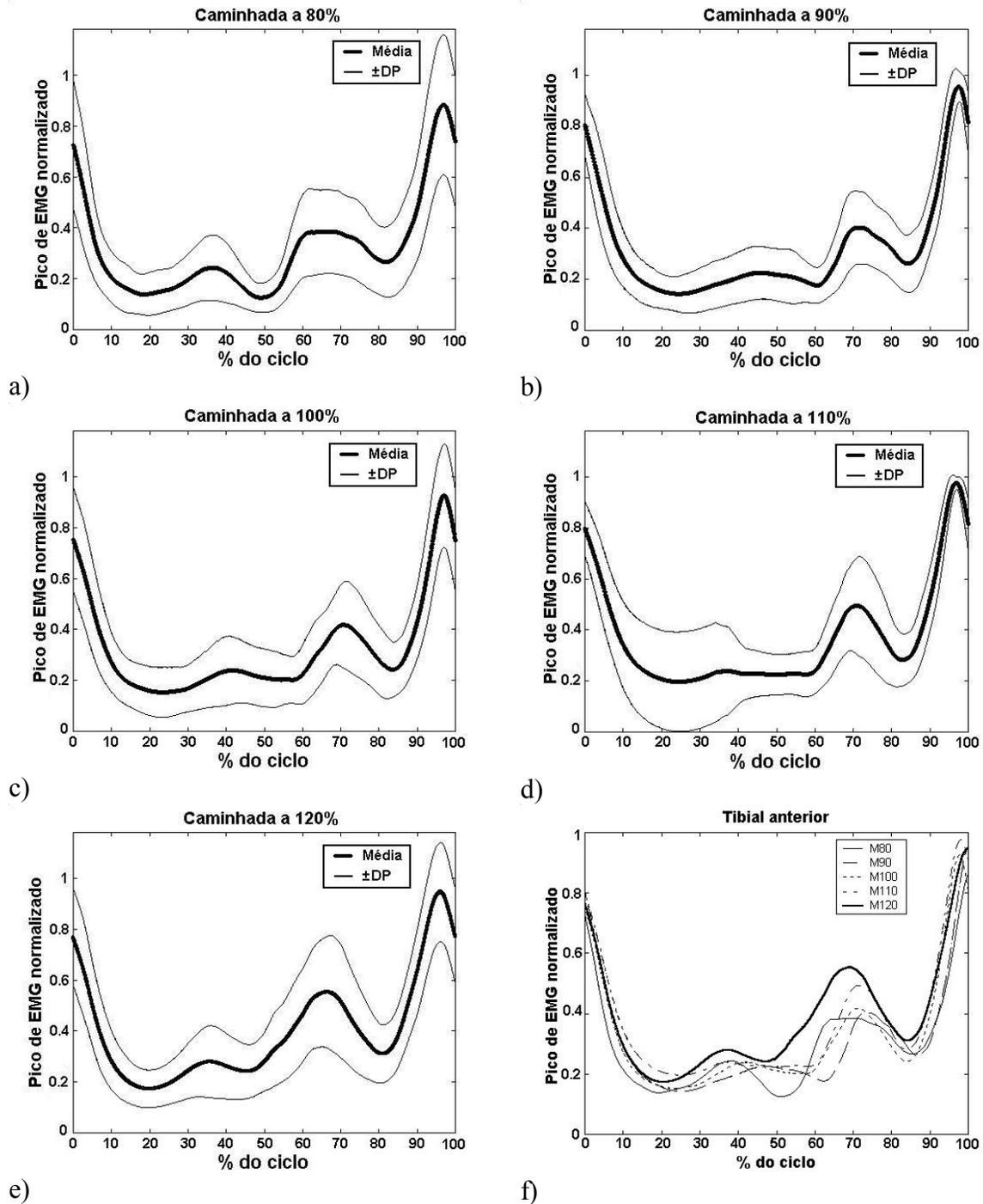


Figura D.1. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo tibial anterior na caminhada nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da VT (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).

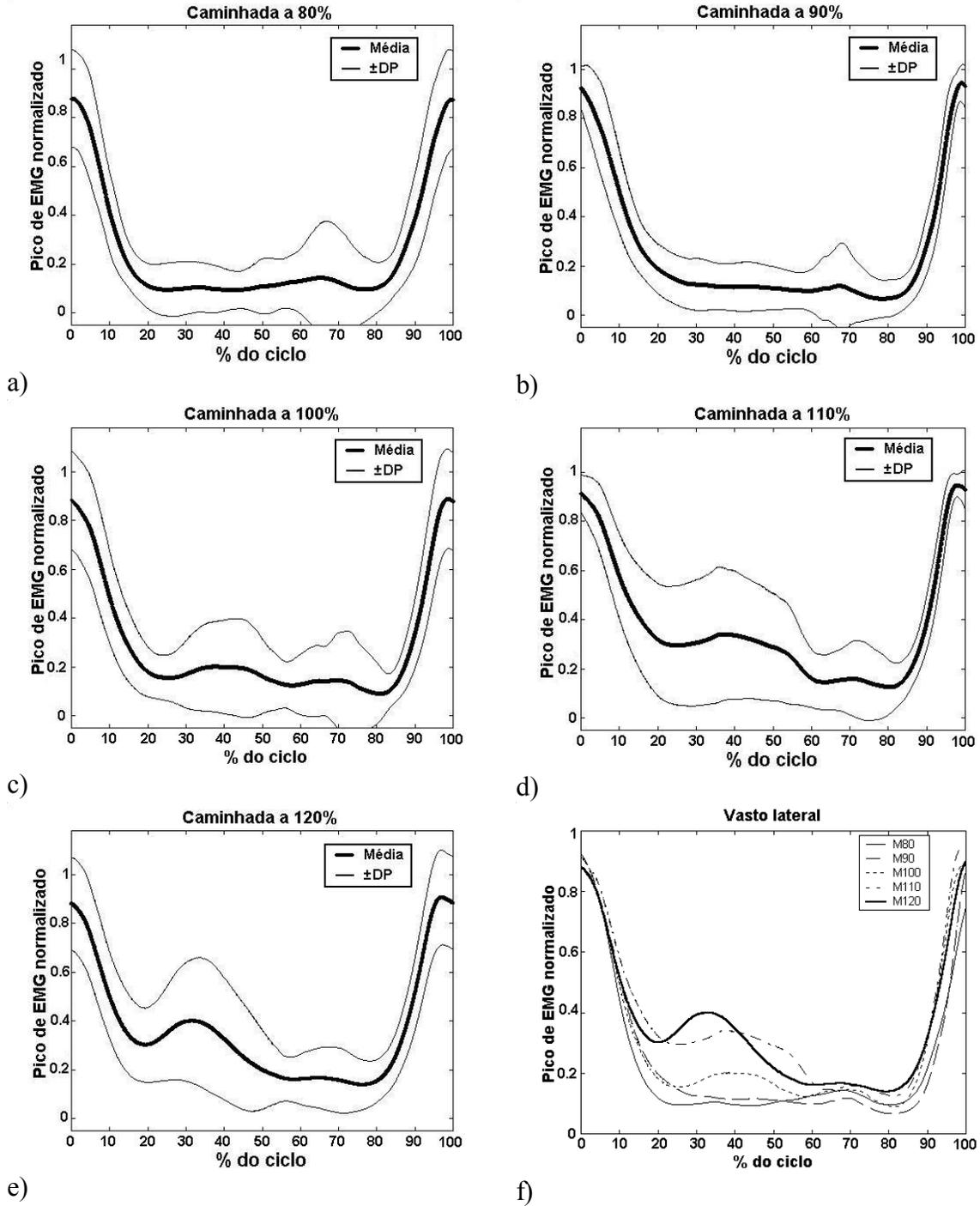


Figura D.2. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo vasto lateral na caminhada nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da VT (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).

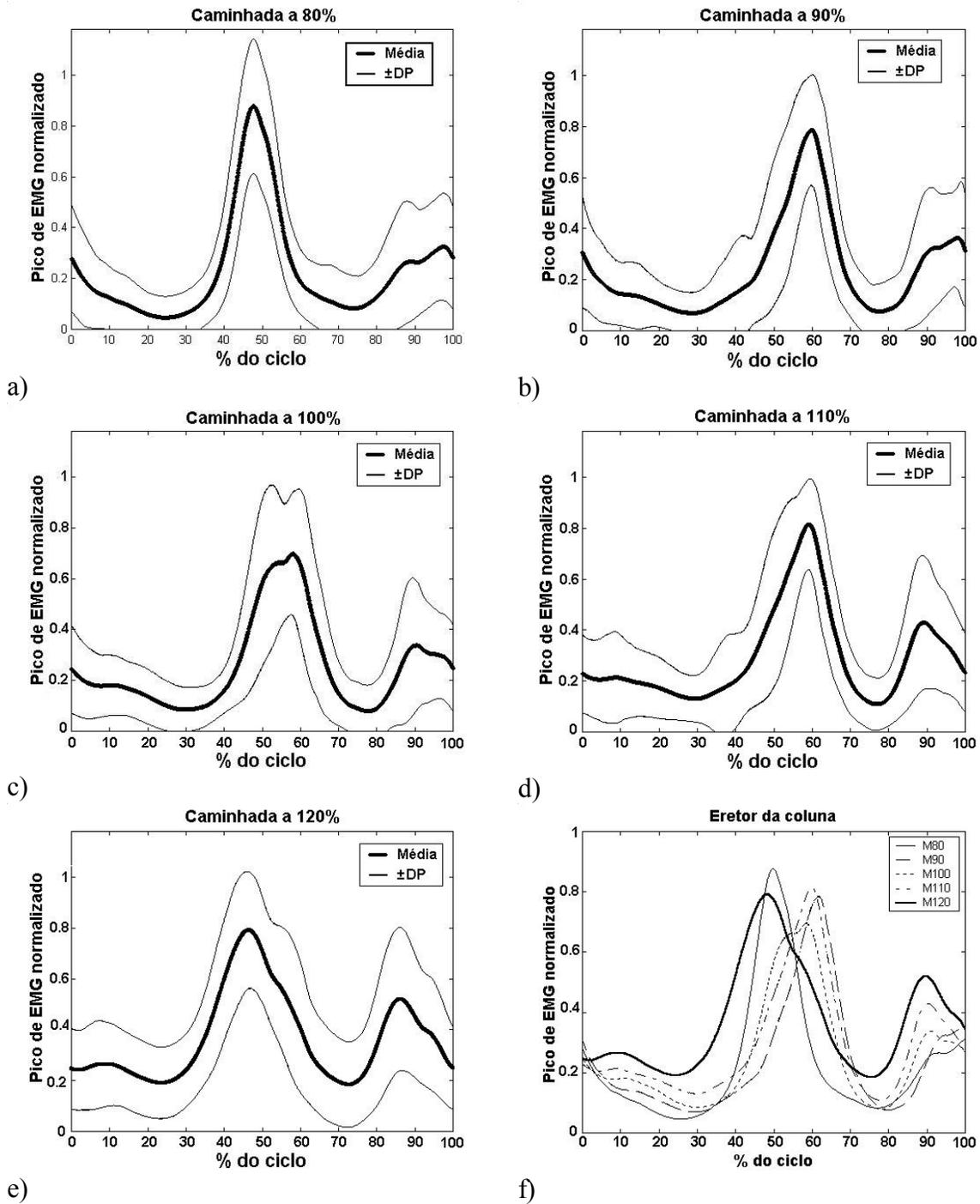


Figura D.3. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo eretor da coluna na caminhada nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da VT (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).

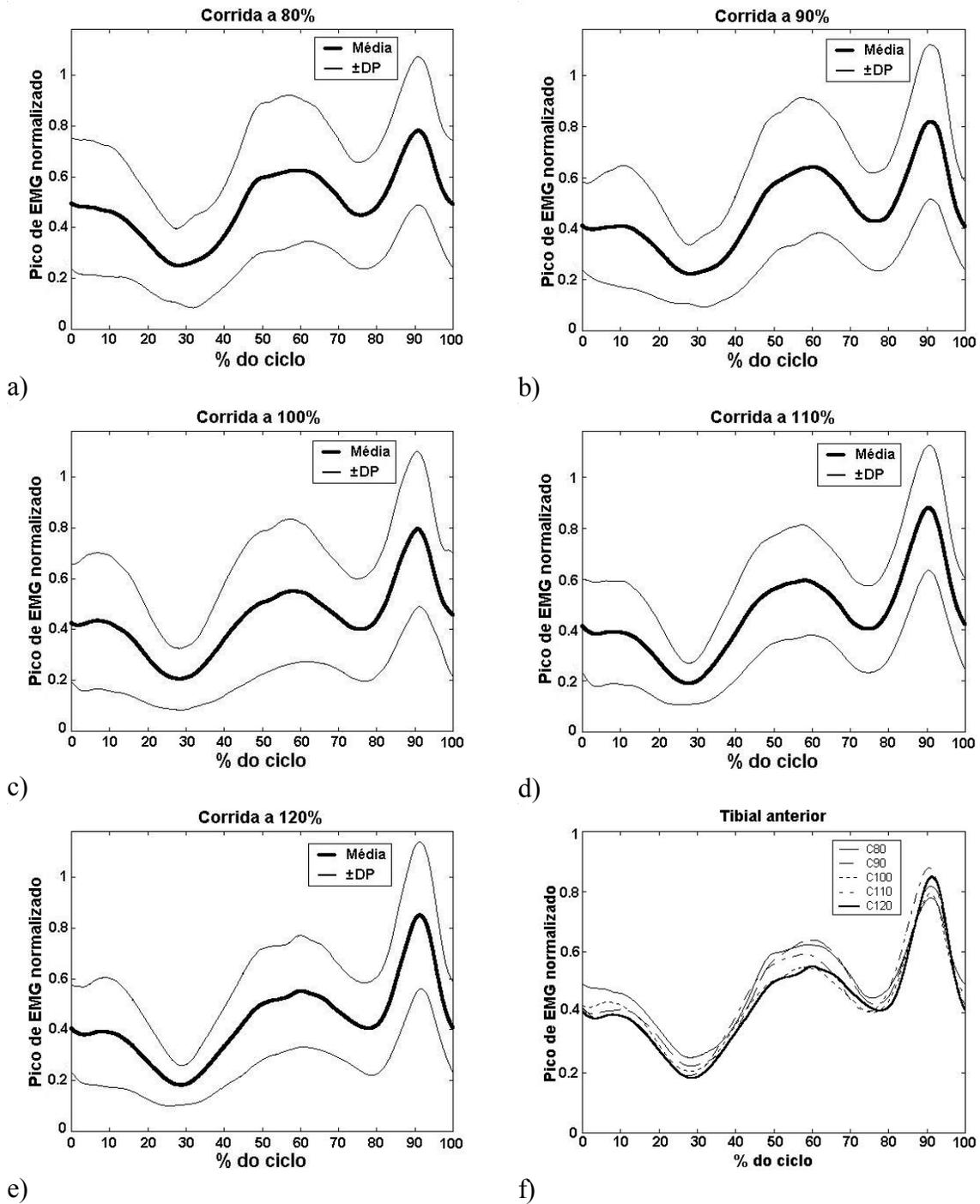


Figura D.4. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo tibial anterior na corrida nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da VT (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).

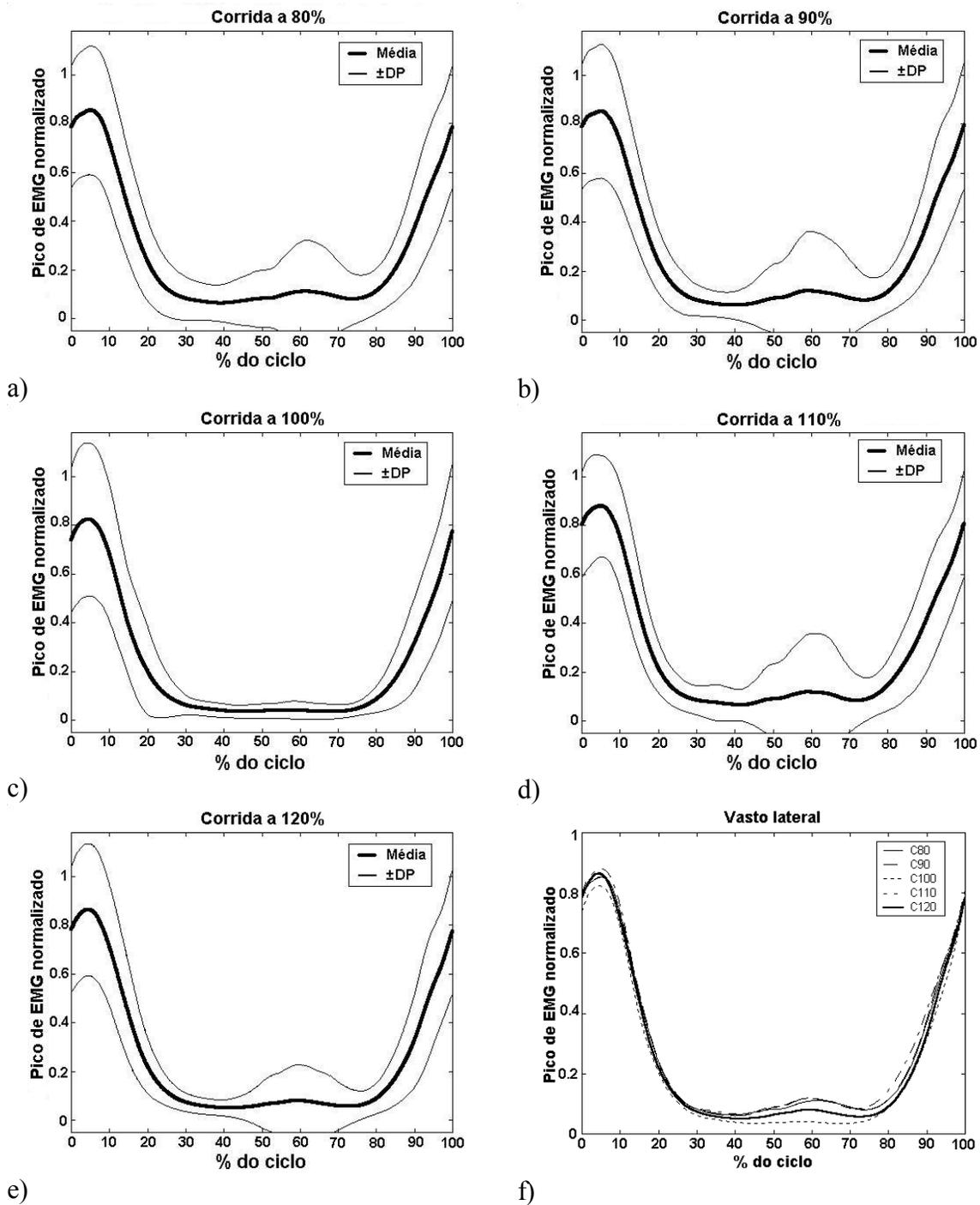


Figura D.5. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo vasto lateral na corrida nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da V_T (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).

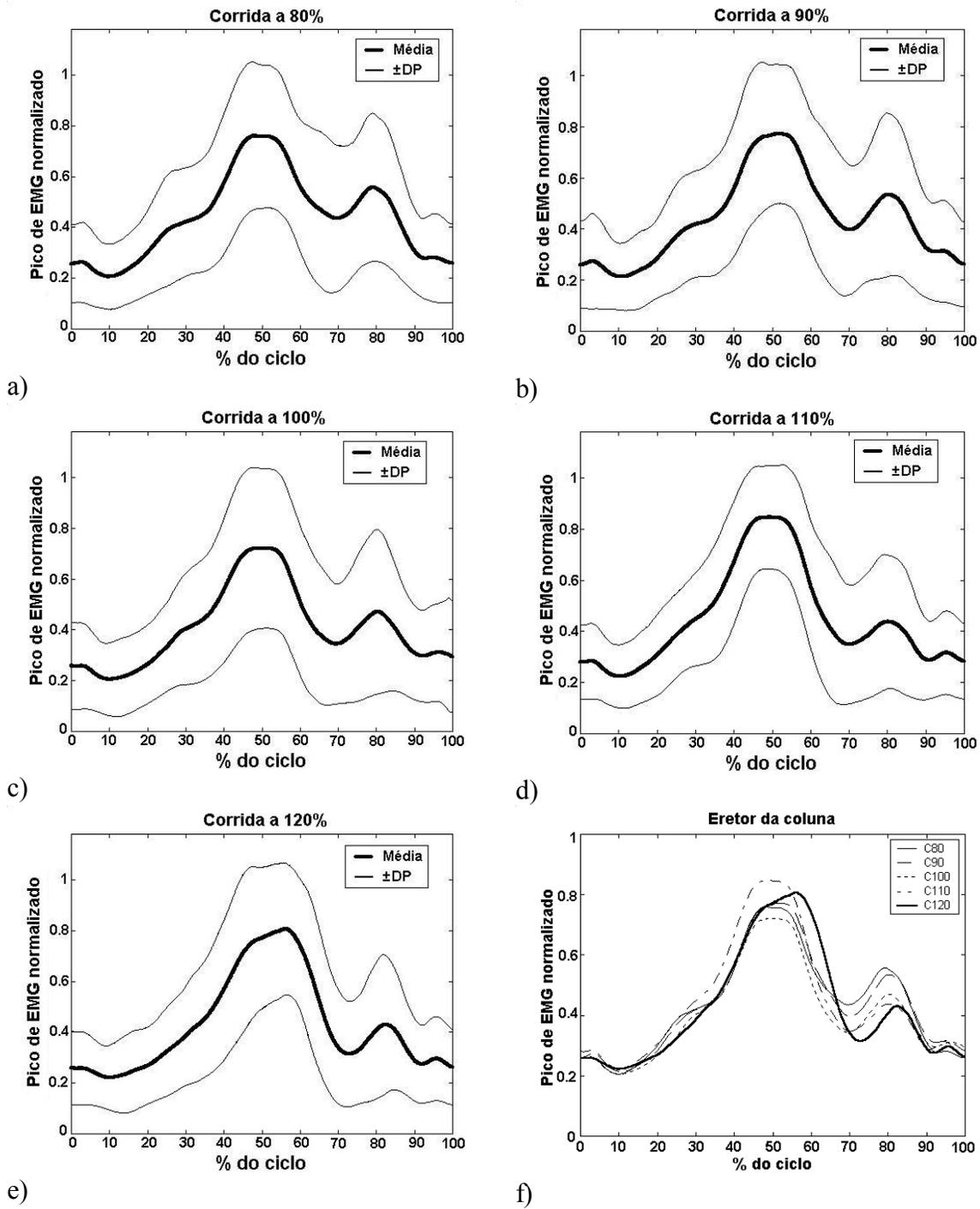


Figura D.6. Gráficos dos padrões das médias de EMGs normalizados \pm desvio padrão do músculo eretor da coluna na corrida nas velocidades de 80, 90, 100, 110 e 120% da V_T (figuras a) até e)) e das médias de todas as velocidades juntas (figura f)).