

**UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**MARCHA MILITAR NA FORÇA AÉREA BRASILEIRA:
COMPORTAMENTO DE VARIÁVEIS CINÉTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS**

THAIS PEREIRA GUISANDE

**São Paulo
2009**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**MARCHA MILITAR NA FORÇA AÉREA BRASILEIRA:
COMPORTAMENTO DE VARIÁVEIS CINÉTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS**

THAIS PEREIRA GUISANDE

Dissertação apresentada à Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

Orientador Prof. Dr. Luis Mochizuki

**São Paulo
2009**

Guisande, Thais Pereira

Marcha militar na Força Aérea Brasileira: comportamento de variáveis cinéticas e eletromiográficas / Thais Pereira Guisande. - 2009.

82 f. : il., tabs. ; 30 cm

Orientador: Luis Mochizuki

Dissertação (Mestrado) – Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 2009.

1. Biomecânica 2. Marcha – Lesões I. Mochizuki, Luis II. Universidade São Judas Tadeu, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Educação Física III. Título.

CDD – 612.76

FOLHA DE APROVAÇÃO

Thais Pereira Guisande

Marcha militar na Força Aérea Brasileira: comportamento de variáveis cinéticas e eletromiográficas

Dissertação de Mestrado apresentada à Banca Final do Programa de pós-graduação *stricto sensu* em Educação Física, linha de pesquisa Biodinâmica da Atividade Física, área de concentração Biomecânica, da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Prof. Dr. Rubens Corrêa Araujo
Universidade São Judas Tadeu (USJT)

Prof. Dr. Renzo Pozzo
Universidade de Estudos de Udine (Itália)

Prof. Dr. Luis Mochizuki
Universidade de São Paulo (USP)

São Paulo, 06 de agosto de 2009.

DEDICATÓRIA

À Força Aérea Brasileira, instituição da qual faço parte e que me estimula continuamente a acreditar no potencial humano e no Bem maior a ser realizado;

Aos militares da ativa e em especial aos alunos dos cursos de formação da Aeronáutica, para benefício dos quais este estudo foi conduzido;

Em especial aos alunos da Escola de Especialistas de Aeronáutica, meus incentivadores silenciosos e constantemente presentes em minha vida desde 2005.

AGRADECIMENTOS

A meus pais, incentivadores de meus objetivos e facilitadores de meus ideais, hoje e sempre;

Ao Brig do Ar Luiz Fernando Dutra Bastos, Comandante da Escola de Especialistas de Aeronáutica (EEAR), por me permitir conduzir meus estudos em âmbito externo ao da Organização Militar;

Ao Cel Méd Antônio Carlos da Fonseca, meu chefe no período de início do curso, tendo me oferecido o apoio necessário para meu ingresso;

Ao Ten Cel Méd Gilson dos Santos Pinto Junior e à Maj Fonoaudióloga Christianne Alves de Oliveira Giannico Braga, meus atuais chefes, que persistem em me apoiar, acreditar em meu potencial e na qualidade de meu trabalho;

Aos militares do setor de Fisioterapia da EEAR, Ten Luíz Henrique, SO Célia, Sgt Rodrigo, Sgt Samir, Sgt Carla, Sgt Gleidson, Sd Bittencourt, Sd Elias, Sd Arthur, minha segunda família e companheiros diários de labuta nos últimos anos;

Ao Ten Lon Guaranay Lopes, do efetivo do Batalhão de Infantaria do Parque de Material de São Paulo, por ter facilitado os trâmites e com presteza ter provido a operacionalização das coletas;

Ao Prof. Ms. Marco Antonio Ferreira Alves, meu orientador durante quatro anos de Graduação e que embora distante fisicamente, está sempre presente em meus atos e idéias, por ele inspirados;

A todos os professores e colegas da Universidade São Judas Tadeu, em especial aos professores Rubens Corrêa Araujo e Ulysses Fernandes Ervilha, por terem participado de minha Banca de Qualificação, por suas sugestões e orientações; às professoras Cláudia Borim da Silva e Vilma Lení Nista-Piccolo; às queridas amigas Flávia Andrade e Souza, Aline Bigongiari e Patrícia Martins Franciulli; e aos estimados Valmar Fernandes e Hamilton Kage.

Aos colegas de profissão do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esportes da USP, em especial aos professores Alberto Carlos Amadio, Julio Cerca Serrão, Roberto Bianco, e às colegas Ana Carolina Botelho Menegatti, Vanessa Russel Miguel dos Santos e Renata Garrido Cosme;

Ao professor polonês Wlodzimierz S. Erdmann por ter enriquecido minha Banca de Qualificação com sua presença;

Ao meu querido orientador Luis Mochizuki, não somente pela orientação fértil e desafiadora, mas pela maneira fácil e amorosa de ser. Por este casamento que durou dois anos;

Meu profundo agradecimento a todos aqueles que me influenciaram, me orientaram e me inspiraram todos esses anos desde sempre, externa e internamente, visíveis ou silenciosos, professores, colegas e pacientes, entendendo que ninguém está só, nunca.

RESUMO

O estudo da locomoção humana é um assunto extensamente explorado, mas devido à sua complexidade, muito permanece inexplicado. É uma tendência na comunidade científica o estudo biomecânico de gestos motores e o estabelecimento das forças relacionadas com a sobrecarga do aparelho locomotor. Nesse contexto, pouco tem sido estudado sobre a marcha militar, que tem sido comumente considerada uma atividade patogênica. Portanto, com base na ausência de estudos quantitativos sobre a marcha militar e a crescente atenção ofertada ao estudo das forças de impacto na locomoção, este estudo teve o objetivo de descrever, comparar e analisar a componente vertical da força de reação do solo (FRS) bem como a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos selecionados do membro inferior na marcha militar e na marcha normal.

Materiais e Método. Sujeitos. Dez militares da Força Aérea Brasileira ($18,5 \pm 0,5$ anos, $72,7 \pm 4,2$ kg e $177,5 \pm 6,5$ cm) sem quaisquer lesões do sistema locomotor.

Instrumentos. Sistema Gaitway (Kistler 9810S1x) de plataformas de força em esteira rolante e EMG 1000 (Lynx®) para a coleta sincronizada de FRS e EMG.

Procedimentos. Os sujeitos foram submetidos a um período de ambientação em esteira, caminhando a 5 km/h por 10 min. Foi utilizado o protocolo da SENIAM para posicionamento dos eletrodos de superfície nos ventres dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF). Foram coletadas duas amostras de 20 s de FRS e EMG em duas condições: (1) caminhando (marcha normal) a 5 km/h, e (2) marchando (marcha militar) a 100 cpm e 4,5 km/h.

Parâmetros. Foram analisados os picos de FRS vertical e suas derivadas e o valor RMS da EMG em quatro instantes diferentes da fase de apoio.

Tratamento de Dados e Estatística. Os dados foram sincronizados e cortados por apoio. Foi feita a retirada de *offset*, a retificação e a filtragem. Foram calculados médias e desvios-padrão de todos os apoios dos dez sujeitos. Foram utilizados a análise de variância (ANOVA) de dois e três fatores, testes de correlação linear e o modelo de regressão linear múltipla para comparação dos dados. O nível de significância foi estabelecido em $<5\%$.

Resultados. Os valores da magnitude dos picos de FRS vertical, bem como o Impulso, foram maiores na marcha militar ($p < 0,0001$). A atividade muscular foi maior na marcha normal para todos os músculos selecionados ($p < 0,0001$). Também foi maior na fase de propulsão ($p < 0,0001$) e para o músculo BF ($p < 0,0001$). Houve correlação linear negativa entre a magnitude da força transiente F_t e a atividade de todos os músculos analisados ($p < 0,05$).

Conclusões. A magnitude bem como a forma de onda da FRS vertical difere entre a marcha normal e a marcha militar. A atividade muscular também difere, sendo menor na marcha militar. Existe relação entre a incidência de maiores valores de força de impacto e menores valores de atividade muscular na marcha militar.

Palavras-chave: biomecânica, marcha, militar, lesões.

ABSTRACT

The human locomotion is a wide explored theme but due to its complexity, not all aspects have been clarified. It is an actual tendency the analysis of the impact forces related to motor patterns and their relation to injuries. On this basis, considering the lack of quantitative data about the military gait pattern and the increasing attention offered to the analysis of impact forces, this study had the goal of describing, comparing and analysing the vertical component of ground reaction forces (GRF) as well as the electromyographic (EMG) activity of selected muscles of inferior limbs on normal and military gait cycles. **Method. Subjects.** Ten military personnel from the Brazilian Air Force (18.5±0.5 years old, 72.7±4.2 kg and 177.5±6.5 cm) without any injuries of locomotor system. **Instruments.** Gaitway System (Kistler 9810S1x) of force plates installed in a treadmill and EMG 1000 (Lynx®) for synchronized recording of GRF and EMG. **Experimental protocol.** The subjects underwent an ambientation period walking on a treadmill at 5km/h for 10 min. The SENIAM protocol was used to electrodes positioning at tibialis anterior (TA), gastrocnemius lateralis (GL), vastus medialis (VM) and biceps femoralis (BF) muscles of inferior limbs. Two samples of 20 s of GRF and EMG were collected under two different conditions: (1) walking (normal gait) at 5km/h and (2) marching (military gait) at 100 cpm and 4.5 km/h. **Parameters.** The peaks of vertical GRF, their secondary data and the Root Mean Square (RMS) values of EMG in four different moments of stance phase were analysed. **Data Treatment and Statistics.** Data were synchronized and cut off by individual stance phases. Data were rectified and filtered. Mean and standard deviation values were calculated considering all stance phases from the ten subjects. ANOVA of three and two factors was used to compare data. Correlation tests and Multiple Linear Regression Model were applied. Significance level was fixed <5%. **Results.** The magnitude values of vertical GRF, as well as its Impulse, were greater on military gait ($p<0,0001$). Muscle activity was greater on normal gait cycle for all selected muscles ($p<0,0001$). It was also greater on the propulsion phase of stance ($p<0,0001$) and for BF muscle ($p<0,0001$). There was negative linear correlation between the magnitude of the transient force and the activity of all selected muscles ($p<0,05$). **Conclusions.** The magnitude as well as the shape of the vertical GRF is different between normal and military gait cycles. The pattern of muscle activity is also different, with smaller values for the military gait. There is also a relationship between the incidence of greater values of impact forces and lower values of muscle activity on the military gait.

Key-words: biomechanics, gait, military, injuries.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Força de reação do solo vertical (adaptado de WINTER, 1990). O eixo vertical aponta a magnitude da força normalizada pelo peso corporal (PC) da amostra.	15
Figura 2 – Força transiente do contato de calcanhar (adaptado de WHITTLE, 1999). ..	16
Figura 3 – Apresentação do ciclo da marcha (adaptado de CALLAIS-GERMAIN, 2002)	28
Figura 4 – Ilustração do ciclo de marcha normal (a-d) e de marcha militar (e-g).	33
Figura 5 – Preparação do sujeito para as coletas.	38
Figura 6 – Marcha Normal (a) e Marcha Militar (b-c) em esteira.	38
Figura 7 – Fluxograma: sequência de atividades do protocolo experimental.	38
Figura 8 – Curva dos resultados médios da FRS vertical (em N) normalizada pelo tempo total de apoio (%) entre as condições marcha normal e marcha militar.	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros de estudo do componente vertical da FRS.	24
Tabela 2 – Parâmetros dos picos de força de reação do solo vertical durante a marcha normal e a marcha militar. Ft é a magnitude da força transiente, F1 o primeiro pico, Fmin o valor mínimo da curva e F2 o segundo pico. São apresentados em valores absolutos e relativos ao peso corporal (PC) com os respectivos valores de coeficiente de variação (CV) do sinal.	41
Tabela 3 – Derivadas dos parâmetros dos picos de força de reação do solo vertical durante a marcha normal e a marcha militar. TCFt, TCF1 e TCF2 são as taxas de crescimento das forças transiente, primeiro e segundo picos, respectivamente; Imp50, Imp75 e Imp total são os valores de Impulso até 50 e até 75 milissegundos e Impulso total da curva; Defl e Incr são os valores de Deflexão e Incremento da onda. O CV é o coeficiente de variação dos dados.	42
Tabela 4 – Parâmetros dos valores Root Mean Square (RMS) de eletromiografia (EMG) normalizados pela média, nas fases de Pré-ativação (PreEMG), de Absorção do Impacto (EMG1), de Apoio Médio (EMGmin) e de Propulsão (EMG2), na marcha normal e na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF) com os respectivos valores do coeficiente de variação do sinal (CV).	44
Tabela 5 – Índices de co-contração muscular nas fases de Pré-ativação (PreEMG), de Absorção do Impacto (EMG1), de Apoio Médio (EMGmin) e de Propulsão (EMG2) na marcha normal e na marcha militar. O músculo antagonista é considerado aquele com menor valor de ativação dentro dos pares tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF). CV é o coeficiente de variação do sinal.	44
Tabela 6 – Parâmetros de tempo na fase de apoio da marcha normal e da marcha militar. Δt apoio é o tempo total de apoio, Δt Ft, Δt F1, Δt Fmin e Δt F2 são os valores de tempo até a força transiente, até o primeiro pico, até o valor mínimo e até o segundo pico, respectivamente. São apresentados os valores em milissegundos e os percentuais do tempo total de apoio para cada variável.	45

Tabela 7 – Testes de correlação linear entre a Força Transiente (Ft) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	45
Tabela 8 – Testes de correlação linear entre o primeiro pico (F1) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	45
Tabela 9 – Testes de correlação linear entre o valor mínimo (Fmin) e as fases de Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	46
Tabela 10 – Testes de correlação linear entre o Segundo pico (F2) e as fases de apoio médio (EMGmin) e propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	46
Tabela 11 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre a Força Transiente (Ft) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	46
Tabela 12 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre o Primeiro pico (F1) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	47
Tabela 13 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre a Força mínima (Fmin) e as fases de Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2), na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	47
Tabela 14 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre o Segundo pico (F2) e as fases de Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).	47

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

AD	Analógico/Digital
ANOVA	Análise de Variância
BF	Bíceps Femoral
BINFA	Batalhão de Infantaria
CG	Centro de Gravidade
CIVM	Contração Isométrica Voluntária Máxima
cpm	ciclos por minuto
CV	Coeficiente de Variação
Defl	Deflexão
EMG	Eletromiografia
EMG1	Eletromiografia até o primeiro pico
EMGmin	Eletromiografia entre o primeiro e o segundo picos
EMG2	Eletromiografia de 50 a 100% do apoio
FAB	Força Aérea Brasileira
F1	Primeiro Pico
F2	Segundo Pico
Fmin	Força Mínima
Ft	Força transiente
FRS	Força de Reação do Solo
GL	Gastrocnêmio Lateral
IC	Intervalo de Confiança
Incr	Incremento
Imp50	Impulso até 50 ms
Imp 75	Impulso até 75 ms
Imp total	Impulso total
i.e.	isto é
MUAP	potenciais de ação de unidades motoras
p.e.	por exemplo
PreEMG	Eletromiografia Pré-ativação

IV COMAR	Quarto Comando Aéreo Regional
RMS	Root Mean Square
RUMAER	Regulamento de Uniformes da Aeronáutica
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
TA	Tibial Anterior
TC Ft	Taxa de Crescimento da Força transiente
TC F1	Taxa de Crescimento do Primeiro pico
TC F2	Taxa de Crescimento do Segundo pico
UM	Unidades Motoras
VM	Vasto Medial
VO2	Volume de Oxigênio
VMO	Vasto Medial Oblíquo
VL	Vasto Lateral
Δt Ft	Intervalo de tempo até a Força Transiente
Δt F1	Intervalo de tempo até o Primeiro pico
Δt Fmin	Intervalo de tempo até a Força mínima
Δt F2	Intervalo de tempo até o Segundo pico
Δt	Intervalo de tempo total

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	IV
AGRADECIMENTOS.....	V
RESUMO.....	VII
ABSTRACT.....	VIII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE TABELAS.....	X
LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	XII
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 OBJETIVO GERAL	2
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
1.3 JUSTIFICATIVAS	3
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 BIOMECÂNICA.....	3
2.2 BIOMECÂNICA INTERNA	6
2.2.1 <i>Eletromiografia</i>	6
2.3 BIOMECÂNICA EXTERNA.....	13
2.3.1 <i>Força de Reação do Solo</i>	13
2.3.1.1 Transiente	15
2.3.1.2 Plataforma de Força.....	21
2.4 MARCHA HUMANA	24
2.5 MARCHA MILITAR	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 PÚBLICO ALVO.....	35
3.1.1 <i>Amostra experimental</i>	35
3.2 EQUIPAMENTOS.....	35

3.3	VARIÁVEIS DE ESTUDO	36
3.3.1	<i>FRS</i>	36
3.3.2	<i>EMG</i>	36
3.4	PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	37
3.5	TRATAMENTO DE DADOS	39
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	39
4	RESULTADOS	40
5	DISCUSSÃO.....	48
6	CONCLUSÕES.....	52
7	REFERÊNCIAS	53
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	64
	APÊNDICE B – FICHA DE COLETA DE DADOS.....	66

1 INTRODUÇÃO

A locomoção vem sendo estudada nas últimas décadas e descrita em termos de variáveis biomecânicas; no entanto, muito permanece inexplicado, devido à complexidade do movimento humano, particularmente quando consideramos como as numerosas subdivisões dos sistemas neuromuscular e musculoesquelético interagem. Ainda, as diversas possibilidades de movimento dificultam o estabelecimento de padrões referenciais para comparação e, à medida que a instrumentação de análise quantitativa evolui, novos aspectos são desvendados.

É uma tendência na comunidade científica o estudo biomecânico de gestos motores e o estabelecimento das forças relacionadas com seu potencial patogênico no intuito de estabelecer estratégias profiláticas. Diversos gestos motores foram descritos por parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos, como a marcha humana por Alexander (1992); Apkarian et al, (1989); Jaeger et al (1986); Jonkers et al (2002); Kadaba (1990); a corrida por Adelaar (1986); Bobbert (1992); Cavanagh (1987); Dillman (1975); Dugan e Bhat (2005); Kram e McMahon (1991); Krosshaug e Bahr (2005); Mann e Hagy (1980); Morgan et al (1989); Ounpuu (1991); Putnam (1991); Vaughan (1984); Voloshin (2004); Williams (1985); e o salto por Ashby e Heegaard (2002); Dufek e Bates (1990); Hay (1986); Hay (1992); Lees et al (2004); Perttunen et al (2000).

Nesse contexto, pouco tem sido estudado sobre o gesto motor da marcha militar. Esse padrão típico de movimentos é descrito apenas qualitativamente nos manuais de Ordem Unida do Comando da Aeronáutica, o que leva a diferentes interpretações e execuções dentro e fora da Força Aérea Brasileira. Além disso, a marcha militar é comumente considerada uma atividade patogênica, com base na observação clínica do predomínio de lesões por uso excessivo em membros inferiores durante o período inicial do treinamento militar (JONES et al, 1993; KNAPIK et al, 2001). Porém, a relação entre o treinamento da marcha militar e a incidência de lesões em membros inferiores não foi confirmada nos estudos controlados. Com base na alta incidência de lesões do sistema musculoesquelético no treinamento militar e no impacto que o afastamento gera sobre a instituição militar – como o retardo do processo de preparação e ônus nos cuidados de saúde – é necessário a realização de estudos sobre a biomecânica da marcha militar para melhor entendimento deste padrão típico de movimento.

O movimento rítmico de membros inferiores na marcha é produzido por ações de músculos em diferentes instantes e níveis de ativação (KANDEL et al, 2000). Esta seqüência de movimentos é descrita como o ciclo da marcha. Embora a marcha militar seja descrita apenas qualitativamente e não tenha sido estudada com relação aos seus parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos, ela claramente difere da marcha normal com relação às subdivisões dos ciclos de movimento.

Estudos direcionam a atenção para amenizar os efeitos deletérios das forças de impacto do pé com o solo, presumidas por serem responsáveis por lesões do aparelho locomotor em recrutas no início do treinamento militar. Tais estudos enfatizam o uso de materiais viscoelásticos para prevenir lesões por uso excessivo de metatarsos, tibia e fêmur, assim como a ampla variedade de lesões de joelho e pé (GARDNER et al, 1988; GEIRINGER, 1995; MILGROM et al, 1985; MILGROM et al, 1992; SCHWELLNUS et al, 1990; SMITH et al, 1985; STACY & HUNGERFORD, 1984) com relativo sucesso. Com base na ausência de estudos quantitativos sobre a marcha militar e a crescente atenção ofertada ao estudo das forças de impacto como um fator relacionado à sobrecarga do aparelho locomotor e o surgimento de lesões, os questionamentos deste estudo são:

- (1) Será que as forças de impacto geradas pelo padrão de movimento da marcha militar são realmente diferentes da marcha normal?
- (2) Qual é a relação entre a atividade muscular e a força de reação do solo na marcha militar?

1.1 Objetivo geral

O objetivo deste estudo é descrever a força de reação do solo e a atividade de músculos selecionados do membro inferior no gesto motor da marcha militar praticado na Força Aérea Brasileira.

1.2 Objetivos específicos

- Descrever, comparar e analisar a componente vertical da força de reação do solo da marcha militar e da marcha normal;
- Descrever, comparar e analisar a atividade elétrica de músculos selecionados do membro inferior durante a marcha militar e a marcha normal.

1.3 Justificativas

- Descrever, analisar, refletir e discutir sobre as variáveis biomecânicas da marcha militar pode contribuir para o conhecimento científico sobre as atividades inerentes à vida militar, aumentando a confiabilidade de condutas adotadas no período de adaptação dos indivíduos que ingressam nas Instituições militares;
- Descrever, analisar, refletir e discutir sobre o componente vertical da força de reação do solo pode contribuir para sanar déficits de conhecimento sobre as forças de impacto típicas da marcha militar, contribuindo para a atuação eficiente da equipe de saúde em prevenir e tratar as disfunções do aparelho locomotor desses indivíduos;
- Descrever, analisar, refletir e discutir sobre os padrões de ativação muscular na marcha militar pode colaborar para a criação de protocolos de treinamento específicos, na tentativa de melhorar o desempenho durante as práticas e de prevenir lesões;
- Descrever, analisar, refletir e discutir sobre as variáveis biomecânicas da marcha militar pode contribuir para explorar uma nova vertente no que se refere à especificidade do gesto motor, aumentando o interesse da comunidade científica em estudar variáveis relacionadas a atividades militares;
- Descrever, analisar, refletir e discutir sobre a componente vertical da força de reação do solo pode contribuir para as especulações realizadas até então sobre sua relação com a incidência de lesões, sobre a determinação de suas causas e sobre a identificação de mecanismos de proteção e risco.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Biomecânica

A Biomecânica é “o estudo das forças que agem sobre e dentro da estrutura biológica e dos efeitos produzidos por tais forças” (HATZE, 1974) detendo-se, para tanto, aos aspectos físicos da análise do movimento humano. A Biomecânica é caracterizada por sua natureza interdisciplinar, que faz uso dos conceitos da mecânica no estudo dos sistemas biológicos. A mecânica é o campo da ciência que estuda a resposta dos corpos à aplicação de forças externas. Desta forma, a Biomecânica

preocupa-se com a descrição, análise e interpretação dos movimentos dos segmentos do corpo humano, através da aplicação sinérgica de conceitos de outras disciplinas como a Física, a Química, a Matemática, a Fisiologia, a Anatomia, etc. (SILVA, 2000). Em seu sentido amplo de aplicação, a Biomecânica tem a tarefa de caracterizar e otimizar as técnicas de movimentos através dos conhecimentos científicos que delimitam sua área de atuação. Através da Biomecânica é possível analisar as causas e os fenômenos dos movimentos (AMADIO, 2000).

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, no qual o movimento é gerado: 1) a partir de forças internas que provocam deslocamentos angulares dos segmentos; e 2) por forças externas ao corpo (AMADIO, 2000). Da mesma forma, os métodos de estudos biomecânicos utilizam mensurações e análises de variáveis internas (forças musculares) e de variáveis externas (força de reação do solo), o que se pode classificar como Biomecânica Interna e Externa, respectivamente.

A Biomecânica Interna tem como objeto de estudo as forças internas, forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo, tais como forças musculares, tendinosas, ligamentares, cartilaginosas e ósseas. Essas forças têm relação direta com a execução de movimentos e com as cargas mecânicas geradas no sistema locomotor (AMADIO, 2000). Estas cargas mecânicas têm a função de atuar como estímulo para o crescimento e a manutenção das estruturas articulares, porém, podem ser potencialmente patogênicas em algumas situações. A determinação das forças internas dos músculos e articulações ainda é um problema metodológico não completamente resolvido, devido à dificuldade de acessar diretamente essas estruturas durante o movimento. Desta forma, a determinação das forças internas é dependente de mensurações externas ou de equações de estimação. Com o uso dos métodos de Cinemetria, Dinamometria, Antropometria e Eletromiografia (AMADIO, 1989; BAUMANN, 1995; WINTER, 1990), o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores (AMADIO, 2000).

As forças internas podem ser medidas de forma *direta e indireta*. Na forma direta, um sensor é posicionado dentro da estrutura biológica, e assim como esta é a forma

mais realista de aquisição dos dados, colhidos na estrutura a ser avaliada, ela apresenta importante desvantagem que é o efeito do equipamento sobre a estrutura (efeito retroativo), que pode interferir nos dados. Assim, pode-se fazer uso de medidas indiretas que, embora tenham maior margem de erro, sofrem menos interferência, pois se baseiam em coletas externas, que não oferecem riscos aos sujeitos. Neste método, supõe-se que o momento de forças internas seja igual ao momento de forças externas geradas e através de medidas de variáveis externas e do uso de modelos matemáticos, faz-se uma estimativa das forças internas (WINTER, 1990).

Os métodos utilizados em Biomecânica podem ser classificados como: a) teórico-dedutivos ou determinísticos, baseados em leis físicas e relações matemáticas; b) empírico-dedutivos ou indeterminísticos, baseados em relações experimentais e estatísticas; e c) métodos combinados, que conjugam as categorias anteriores (AMADIO, 2000).

Os métodos acima descritos são aplicados no estudo de cinco grandes áreas, ou “tópicos de estudo” (AMADIO, 2000; ARAUJO, 1998; SILVA, 2000):

1. Cinemática: descrição do movimento de partículas ou conjunto de partículas considerando-se parâmetros como deslocamento, velocidade e aceleração angular e linear dos segmentos corporais. A análise do movimento de segmentos do corpo é feita com o auxílio de marcadores nos centros de rotação das articulações e nas extremidades dos segmentos, com o auxílio de um sistema de referência absoluto ou relativo, e com o registro através de equipamento de imagem.
2. Dinâmica: estuda as forças que originam o movimento. Análise das forças internas (musculares e de contato), das forças externas que atuam sobre o corpo (gravitacionais e de cargas aplicadas) e dos momentos de força gerados por tais forças (torques).
3. Eletromiografia (EMG): estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico emanado durante a contração. O estudo da EMG permite realizar interpretações de análises em condições normais e patológicas.
4. Antropometria: medidas de dimensões de segmentos, posições dos centros de massa e gravidade, ângulos de inserções dos músculos, momentos de inércia, e outras variáveis de dimensionamento do corpo.

5. Biomecânica dos tecidos: estudo das propriedades mecânicas dos tecidos ósseos (modelamento, resistência), musculares (elasticidade, viscosidade, modelamento), e de componentes das superfícies articulares.

2.2 Biomecânica Interna

2.2.1 Eletromiografia

A EMG é o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico emanado durante a contração. Basmajian (1978), Basmajian e De Luca (1985), Clarys e Lewillie (1992), Dainty e Norman (1987) e Winter (1990) realizaram estudos sobre interpretações a partir de sinais eletromiográficos, qualitativa e quantitativamente, acrescentando novas informações sobre a atividade muscular e aperfeiçoando sua metodologia de estudo.

Os eletrodos utilizados para EMG captam potenciais de ação das unidades motoras (UM), sendo que a forma de onda detectada consiste na somação espaço-temporal dos potenciais de ação gerados em fibras musculares da vizinhança de um dado eletrodo ou par de eletrodos. Sua forma de onda está em função: (1) do tipo de eletrodo utilizado (área de contato, material, etc.); (2) do local de colocação dos eletrodos em relação à disposição das fibras musculares; (3) das propriedades eletroquímicas do músculo em análise; e (4) das características do equipamento de registro (ARAUJO, 1998). O registro do sinal eletromiográfico requer o uso de três eletrodos – um cátodo, um ânodo e um de referência – que podem ser posicionados de um a dois cm de distância um do outro. Os eletrodos também podem ser dos tipos agulha, fio ou de superfície, sendo que cada tipo é mais indicado para situações específicas de análise. Os eletrodos de superfície são extensamente utilizados em estudos do movimento humano, por apresentarem vantagens frente aos outros tipos, como o fato de serem não-invasivos e de não comprometerem o deslizamento das interfaces de tecidos adjacentes durante a análise dinâmica. Segundo Basmajian e De Lucca (1985), Giroux e Lamontagne (1990) e Winter (1990, 1991), os eletrodos de superfície são mais fáceis de aplicar, não causam desconforto ou dor ao indivíduo e seus sinais têm maior reprodutibilidade do que os eletrodos de fio intramuscular.

A análise eletromiográfica da marcha humana pode ser chamada de EMG dinâmica (RECHTIEN et al, 1996). Rechten et al (1996) afirmam que há dois tipos de EMG dinâmica: a EMG de superfície e a EMG de fio-fino, cujos eletrodos-agulha são da ordem de 50 μ m de diâmetro. No entanto, os dados gerados pelos diferentes tipos de eletrodos não são equivalentes. Os eletrodos de superfície coletam uma área maior de sinal do músculo e, assim, estão mais sujeitos a sinais interferentes de músculos vizinhos; porém, seu sinal é mais confiável por ter melhor reprodutibilidade entre diferentes dias de coleta e por ser menos perturbado durante o padrão de marcha, quando comparado aos eletrodos de fio-fino (ARAUJO, 1998). Winter (1991) através de um estudo eletromiográfico da marcha, isolou e registrou a atividade de 25 músculos, descritos como os mais importantes. Muitos estudos utilizam a EMG dinâmica para a análise da marcha patológica de pacientes com lesões do sistema nervoso central (RECHTIEN et al, 1996) e do sistema musculoesquelético, como no caso de lesões do ligamento cruzado anterior (TIBONE & ANTICH, 1993).

As características do sinal eletromiográfico diferem entre eletrodos de superfície e invasivos, sendo que a amplitude de sinal máxima para os de superfície pode chegar a cinco mV pico-a-pico, registrada durante uma contração voluntária máxima. Os eletrodos invasivos podem ter uma amplitude de sinal ainda maior, de 10mV. No entanto, é importante observar que um potencial de ação individual de uma unidade motora tem amplitude de aproximadamente 100 μ V. Assim, o ganho do amplificador pode variar de 100 a 10.000 vezes. Quanto à frequência, tem sido relatada na literatura uma variação de 5 Hz para o limite inferior até 2000 Hz para o limite superior. Para os eletrodos de superfície, os potenciais das unidades motoras são mais longos em duração e assim têm potência desprezível acima de 1000 Hz. Uma banda de variação de 10-1000 Hz é recomendada para os eletrodos de superfície e de 20-2000 Hz para os invasivos (WINTER, 1990).

O eletrodo de superfície deve ser posicionado entre um ponto motor e a inserção de um tendão ou entre dois pontos motores, e ao longo da linha média do músculo, com o objetivo de captar a diferença de potencial entre o ponto motor e algum ponto na fibra despolarizada. O eixo longitudinal do eletrodo deve ser alinhado paralelamente ao comprimento das fibras musculares porque, assim, os dois eletrodos captarão a

despolarização do mesmo grupo de fibras em um músculo específico. Não deve ser posicionado sobre o tendão ou muito próximo a este, pois a quantidade de fibras musculares diminui em quantidade e espessura, diminuindo a amplitude do sinal; além disso, a dimensão da estrutura é menor e o sinal pode sofrer a interferência de potenciais de ação de outros músculos. Não deve ser posicionado exatamente sobre o ponto motor, porque do ponto de vista da estabilidade do sinal, o ponto motor é o pior local para a detecção do sinal de EMG, já que mínimos deslocamentos (0,1 mm) afetam de maneira imprevisível a intensidade das mudanças nas características de frequência do sinal (DE LUCA, 2002a). Roy et al (1986) identificaram uma zona de aproximadamente três a quatro centímetros de comprimento entre o ponto motor distal e o tendão de inserção, como sendo uma zona de maior estabilidade para a aquisição do sinal. Segundo os autores, nesta região os músculos estreitam-se em direção ao tendão comum proporcionando um arranjo mais ordenado das fibras musculares e uma propagação mais simétrica dos potenciais de ação. Araujo (1998), em seu estudo, comparou três técnicas diferentes de posicionamento de eletrodos de superfície, e concluiu que para grandes músculos superficiais, de fácil palpação e inserção em pequena área óssea, a técnica de posicionamento no ponto médio entre as inserções apresenta a vantagem de ser menos trabalhosa; no entanto, para outros músculos, a técnica de posicionamento sobre o ponto motor é a mais indicada, sendo a que apresentou dados mais consistentes em seu estudo, e que promove maior confiabilidade na aquisição do sinal, com uma menor chance de ocorrência de sinais interferentes provenientes da atividade de outros músculos.

O sinal eletromiográfico varia extensamente de acordo com as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, com a função do sistema nervoso central e periférico e com a instrumentação utilizada para coletar o sinal. Em repouso, o músculo saudável não apresenta corrente elétrica identificável, pois a membrana celular mantém-se continuamente polarizada e assim, não gera diferença de potencial ao longo da fibra. Durante a contração, há detecção do disparo assíncrono de UM diversas, gerando padrão elétrico de interferência de ondas individuais. Com o incremento da força, há também aumento na atividade eletromiográfica, proporcional ao recrutamento

de um maior número de UM no espaço de tempo (somação) e a um aumento na frequência de disparos dessas UM (ARAUJO, 1998).

O entendimento do mecanismo de geração de força durante uma contração muscular é importante requisito para a análise do sinal eletromiográfico de superfície adquirido numa contração forte de um indivíduo normal, considerando-se que a sobreposição dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAP) impede a identificação isolada de apenas um deles, e um pico no traçado eletromiográfico não é, na verdade, o pico de um MUAP, mas sim resultado da somação de uma série de potenciais de ação. Portanto, em uma contração muscular forte, não se pode distinguir o traçado de uma UM apenas observando o sinal original, por isso, alguns pesquisadores têm tentado desenvolver métodos de decomposição do sinal eletromiográfico, através de rotinas matemáticas complexas (WOLF, 1989). Em casos de exames clínicos, utiliza-se a análise dos potenciais de ação somente em contrações fracas, na tentativa de se observar o sinal eletromiográfico sem sobreposição de ondas de diferentes MUAP (ARAUJO, 1998). Licht (1970) definiu em seu estudo as características dos potenciais de ação de unidades motoras normais. Porém, para a análise do movimento, objeto de estudo da Biomecânica, não se deve limitar o grau de contração muscular durante uma atividade dinâmica em análise, desde que o objetivo seja estudar o gesto motor mais próximo de sua execução real.

Os dois principais fatores que interferem no sinal eletromiográfico, segundo Winter (1990), são o ruído e os artefatos. O ruído pode ser biológico (como o sinal de eletrocardiograma, p.e.) ou produzido pelo homem, comumente da rede elétrica, de equipamentos, ou gerado dentro dos componentes do amplificador. Os artefatos relacionam-se a sinais falsos gerados pelos próprios eletrodos ou pelo sistema de cabos em movimento. Alguns desses aspectos foram resolvidos e outros permanecem, em maior ou menor grau. Os eletrodos evoluíram, de maneira que o sistema de fixação dos mesmos foi aprimorado; foram criados mecanismos de pré-amplificação nos eletrodos, minimizando a interferência dos artefatos (eletrodos ativos); os amplificadores foram dotados de entradas de alta impedância, o que diminui a interferência da resistência da pele e das variações de temperatura ambiente, entre outros aprimoramentos tecnológicos que melhoraram as condições de captação e

interpretação do sinal eletromiográfico (ARAUJO, 1998).

O Modo Comum de Rejeição é a técnica utilizada para eliminar o ruído comum a diversas partes do corpo. O corpo humano, como bom condutor que é, capta a radiação eletromagnética presente no ambiente, provinda de iluminação, equipamentos elétricos, etc. Em vez de fazer uso de uma única entrada de sinal, que sofreria a interferência desta radiação e geraria interferências na captação do sinal de EMG, utiliza-se dois terminais de entrada ativos. Considerando-se que o corpo como um todo sofre a interferência da radiação presente no ambiente, a amplificação do sinal acontecerá com base na diferença entre os dois terminais de entrada (WINTER, 1990).

O sinal analógico (análogo ao fenômeno físico) coletado pela EMG é convertido em um sinal digital, que transforma o fenômeno físico em representações numéricas facilmente identificáveis pelos computadores. A frequência de amostragem mostra em ciclos por segundo, ou em intervalo de tempo quantas vezes o fenômeno foi observado e registrado. Este parâmetro desempenha papel importante para a acurácia e reprodutibilidade da amostra do sinal. A frequência de amostragem deve ser alta o suficiente para reproduzir numericamente o sinal analógico para que ele se aproxime o máximo possível do fenômeno. Desta forma, o teorema de *Nyquist* estabelece que a frequência de amostragem não deve ser menor que o dobro da frequência do evento registrado (DE LUCA, 2002b).

Os filtros podem ser implementados tanto no domínio do sinal analógico como no digital. Os filtros analógicos são implementados através de circuitos eletrônicos, utilizando resistores, capacitores ou indutores. Amplificadores operacionais podem ser utilizados para aumentar o desempenho desses filtros. Os filtros analógicos são utilizados antes que qualquer digitalização seja realizada (fase de “condicionamento do sinal”). O condicionamento do sinal é a modificação do sinal para facilitar sua interação com componentes, circuitos e sistemas. Os filtros digitais são a manipulação matemática dos sinais. Podem produzir sinais escalares através da multiplicação escalar, ou balanceados pela soma de constantes; os sinais podem ser retificados utilizando-se o operador do valor absoluto, ou modulados com outros sinais através da multiplicação. A manipulação do sinal digital é a ciência chamada de processamento do sinal digital (DE LUCA, 2002b). Embora estudos descrevam o sinal de EMG como sinal

bruto, Winter (1991) afirma que “é difícil interpretar a amplitude e formato desses sinais brutos, e é impossível quantificar sua variabilidade” (WINTER, 1991, p.53), portanto, existe uma necessidade evidente de processamento desses sinais.

Considerando a variabilidade do sinal de EMG em dependência da força muscular gerada pelo indivíduo, foram criados procedimentos de normalização do sinal, para comparação de contrações isoladas entre diferentes sujeitos ou de contrações do mesmo sujeito em diferentes condições. Winter (1990) apresenta três possibilidades para normalização do sinal: (a) normalização pela média da curva total; (b) normalização pelo valor máximo da curva; e (c) normalização pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

O sinal de EMG também pode ser utilizado para a análise dos padrões de recrutamento muscular, como no caso da co-contração. Ervilha (2004) aponta diferentes métodos utilizados em diversos estudos para o cálculo do índice de co-contração (I_{cc}) através do sinal de EMG. Em seu estudo, ele comparou dois tipos de equação e três diferentes índices para o cálculo da co-contração e definiu uma delas como a que mais representa o fenômeno estudado (Equação 1). Ele se refere à normalização do sinal colhido por um referencial de co-contração máxima, porém, aponta que a comparação da atividade elétrica de um músculo em tarefa dinâmica com um referencial de co-contração máxima em tarefa estática interfere no resultado final dos cálculos, podendo não representar o fenômeno observado.

$$I_{cc} = \left(\frac{2 \cdot EMG_{antagonista}}{EMG_{antagonista} + EMG_{agonista}} \right) \cdot 100 \quad \text{Equação 1}$$

EMG Antagonista é o sinal de EMG do músculo com menor intensidade média de sinal na janela de tempo considerada e EMG Agonista é o sinal de EMG do músculo com maior intensidade média de sinal na janela de tempo considerada.

Araujo (1998) se refere em seu estudo a diversos autores que vêm estudando a reprodutibilidade do sinal eletromiográfico. Muitos deles têm utilizado o Coeficiente de Variação (CV) do sinal para avaliá-la (WINTER, 1990; YANG & WINTER, 1984). Segundo sua pesquisa, o CV durante uma contração voluntária máxima (no caso, do

músculo tibial anterior) foi de 21,61% em média, considerando um Intervalo de Confiança (IC) de 95%. Ele ainda afirma que o sinal eletromiográfico se estabiliza em torno de 46% da força máxima, assim, para um nível de força acima de 60% do máximo não é possível detectar alterações na intensidade do sinal eletromiográfico. Winter (1991) também faz referência ao comportamento linear do sinal de EMG e da tensão muscular gerada durante contrações isométricas, e aponta que a relação de não-linearidade identificada em alguns músculos acontece apenas em níveis de tensão altos, bastante superiores aos encontrados na maioria dos músculos durante a marcha normal. A alta variabilidade ainda pode ser atribuída a erros de procedimento na coleta, como na colocação dos eletrodos e no deslizamento das interfaces de tecidos. Segundo Gamet et al (1996), em um estudo sobre a reprodutibilidade do sinal eletromiográfico em atividade dinâmica no cicloergômetro, o sinal pode ser afetado: (1) por parâmetros extrínsecos, relacionados às técnicas de registro (tipo e posição dos eletrodos, tipo de detecção, qualidade elétrica dos eletrodos); e (2) por parâmetros intrínsecos, relacionados a eventos fisiológicos (recrutamento de UM, temperatura, alterações metabólicas e iônicas).

Correa et al (2003) apresentaram CV de 20,9% e de 18,8% de intensidade do sinal de EMG para os músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) respectivamente, tendo os autores afirmado que os dados indicavam reprodutibilidade suficiente para confiar em um comportamento comum de ativação elétrica destes músculos em indivíduos saudáveis.

Winter (1991) estudou o CV de dezesseis músculos após a suavização e a aplicação de um envelope linear para estudo da média do sinal de EMG. Ele afirma que existe uma tendência de maiores valores para músculos mais proximais e menor variabilidade para músculos mais distais do membro inferior. Além disso, os músculos monoarticulares têm normalmente menor variabilidade de sinal que os biarticulares. Assim, os músculos tibial anterior (31,3%) e sóleo (30%) têm baixo CV enquanto o reto (54,2%) e o bíceps femoral (58,2%) têm quase o dobro de seu CV.

Portanto, com um CV que pode variar de 18,8% (CORREA et al, 2003) a 58,2% (WINTER, 1991) em atividades distintas, deve-se considerar tal erro ao realizar comparações intra e interindividuais, o que expressa uma limitação da EMG. Assim,

somente utilizando-se dos procedimentos de normalização já mencionados, pode-se realizar comparações seguras do sinal de EMG (ARAUJO, 1998).

A análise do movimento humano é mais completa quanto maior o número de procedimentos biomecânicos for utilizado. Para a análise da marcha, pode-se utilizar conjuntamente a dinamometria, a cinemetria e a EMG. A EMG pode contribuir para descrever a atividade muscular específica de grupos musculares em fases distintas da execução do movimento, o que é possível através da aquisição sincronizada de dados através de *hardwares* e *softwares* que permitem o armazenamento e o tratamento dos dados (ARAUJO, 1998).

2.3 Biomecânica Externa

2.3.1 Força de Reação do Solo

A força de reação do solo (FRS) é considerada a força mais comum que age sobre o corpo, especificamente no pé durante o ortostatismo, a caminhada ou a corrida (WINTER, 1990). Quando o pé toca o solo, o solo produz forças iguais e opostas sobre o pé e o corpo (SMITH et al, 1985). Esse vetor de força pode ser decomposto em um componente vertical e dois horizontais que agem na superfície do solo e são comumente definidos nas direções ântero-posterior e médio-lateral (WINTER, 1990).

As ondas de impacto geradas pelo toque de calcanhar no solo desempenham papel importante e aparentemente contraditório no processo de maturação óssea e no desenvolvimento de doenças articulares degenerativas. A tração exercida pelos músculos e as forças aplicadas por outros ossos exercem carga constante sobre um osso, que pode, em resposta, modificar suas propriedades. Resultados sugerem que a carga dinâmica é importante na manutenção da massa óssea (VOLOSHIN, 2004).

A cada contato do pé com o solo, uma onda de impacto é gerada e ela se propaga desde o pé, através do sistema musculoesquelético, até o crânio. O impacto ocorre em um intervalo de 10 a 40 ms, sendo evidente nos registros da plataforma de força (VOLOSHIN, 2004). Light sugeriu, em 1979, que a alta velocidade de propagação do impacto teria a função de participação nos mecanismos de retroalimentação, possibilitando reação à falta de contato do pé com o chão. No entanto, essas ondas de choque vêm sendo associadas a casos de lesões e a efeitos potencialmente negativos

há mais de 35 anos, desde a associação estabelecida entre a incidência de osteoartrite e atividade física (RADIN et al 1975). Desta forma, aponta-se que o efeito cumulativo da carga dinâmica possa causar desgastes e lacerações de tecidos articulares, considerando que uma pessoa efetua, em média, 6.000 passos por dia, 2,5 milhões de passos por ano, e que cada um desses passos envia uma onda de choque que se propaga através do sistema musculoesquelético (VOLOSHIN, 2004).

A força de reação vertical é bastante característica e mostra um aumento rápido durante o contato do calcâneo a um valor que excede o peso corporal – aproximadamente 120%. Assim que a sustentação total de peso se estabelece no apoio médio (i.e., a massa corporal está sendo acelerada para cima) a força vertical diminui abaixo do peso corporal – 80% (ADRIAN & COOPER, 1995). A magnitude da FRS pode variar de acordo com a velocidade da marcha, de 120% do peso corporal a 3,5 km/h a 150% a 5 km/h (VIEL, 2001). Winter (1991) também aponta uma correlação positiva entre o aumento de velocidade na marcha e o aumento em magnitude dos picos de FRS vertical e ântero-posterior. A subsequente diminuição do primeiro pico (F1) à força mínima (Fmin) pode ser atribuída à flexão de joelho durante o apoio médio (VIEL, 2001; WINTER, 1990) ou pela elevação do centro de gravidade pela oscilação do membro inferior oposto (SMITH et al, 1985; VIEL, 2001). Winter (1991) ainda aponta uma diminuição nos valores de força mínima com o aumento da velocidade de marcha, que podem resultar em pequenas diferenças no ângulo de flexão do joelho durante o apoio. “Sabe-se da relação de dependência existente entre a variação angular da perna livre, alterando o momento de inércia para o movimento desejado, e a grandeza da redução da força vertical” (AMADIO & SERRÃO, 1992, p.227). Quando os flexores plantares são então ativados, na propulsão do final da fase de apoio, há um segundo pico maior que o peso corporal, de 120% (ADRIAN & COOPER, 1995). Finalmente, a força vertical cai a zero quando o membro oposto inicia a fase de apoio (WINTER, 1990).

Na marcha humana, existe sempre pelo menos um pé em contato com o solo, e existem fases curtas de “duplo apoio” quando ambos os pés estão em contato com o solo. Em contraste, a corrida é uma seqüência de impactos vigorosos com o solo, que são usualmente alternados com fases aéreas, quando nenhum dos dois pés encontra-se em contato. Essa diferença é apontada por aumentar substancialmente a magnitude

do componente vertical da FRS durante a corrida, quando comparada à marcha normal (FARLEY & FERRIS, 1998).

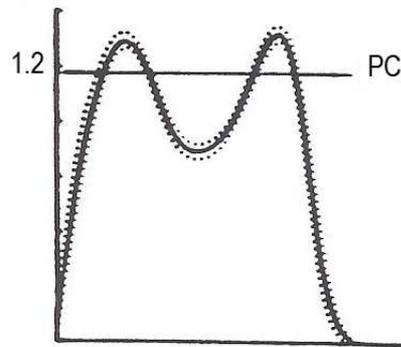


Figura 1 – Força de reação do solo vertical (adaptado de WINTER, 1990). O eixo vertical aponta a magnitude da força normalizada pelo peso corporal (PC) da amostra.

Jacobs et al (1972) descreveram as características da FRS vertical consideradas normais e patológicas. A característica visual mais importante no componente vertical da FRS é a assimetria da onda ou mais de dois picos simétricos. No entanto, estudos têm sido realizados desde a sua descrição e o terceiro pico de força, no início da fase de apoio, tem sido descrito como uma força transiente. Esta força, primeiramente observada apenas em situações patológicas ou anormais da marcha, como na osteoartrite, na dor lombar e nas protetizações de joelho (CHU et al, 1986; COLLINS & WHITTLE, 1999; RADIN et al, 1975; WHITTLE, 1999; WOSK & VOLOSHIN, 1981; WOSK & VOLOSHIN, 1982), tem sido identificada em alguns estudos como parte integrante da marcha de sujeitos normais (SERRAO, 1999; VERDINI et al, 2000).

2.3.1.1 Transiente

Durante a marcha normal, forças impulsivas são geradas na interface pé-solo no contato de calcâneo. Essas forças percorrem o membro inferior como uma onda de choque (HENRIKSEN et al, 2006). Ao toque do calcâneo, há um curto aumento brusco de força (tipicamente de 10 a 20 ms) superposto à curva crescente da força de reação do solo (WHITTLE, 1999), imediatamente após o contato inicial do pé (Figura 2).

A força transiente do choque de calcâneo foi descrita no componente vertical da força de reação do solo como um evento impulsivo localizado a 10% da fase de apoio e

caracterizada por uma amplitude de frequência de 10 a 75 Hz (WHITTLE, 1999). Também foi considerada anteriormente como um artefato de sinal, e sua identificação incerta antes de 1985 devia-se principalmente ao baixo corte dos filtros utilizados para o pré-processamento de informações da plataforma de força (VERDINI et al, 2006). Informações valiosas sobre a força do choque de calcanhar podem ser obtidas usando-se uma plataforma de força, desde que tenha uma frequência de aquisição natural suficientemente alta e que forneça informações que não tenham sido cortadas por um filtro passa-baixa antes da análise (WHITTLE, 1999).

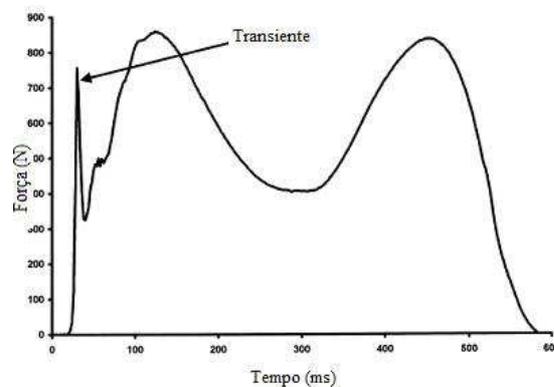


Figura 2 – Força transiente do contato de calcanhar (adaptado de WHITTLE, 1999).

Quando o pé atinge o solo, existe uma troca de energia e momento. Após o impacto entre o pé e o solo, o momento de força é conservado; assim que o pé é levado ao repouso, o momento é transferido ao solo; o aumento no momento da terra é igual à diminuição do momento do pé. A força gerada é influenciada pela velocidade de mudança de momento, assim, a magnitude da força transiente é determinada pela rapidez com que o momento do pé muda. Este, por outro lado, depende de dois fatores: da mudança total de momento e do tempo durante o qual essa mudança ocorre. A mudança total de momento depende da velocidade do pé em movimento e da massa que é desacelerada no evento do choque de calcanhar. O tempo despendido para levar o pé ao repouso depende da quantidade e da compressibilidade do material debaixo do calcâneo, o que inclui o coxim anatômico calcâneo, o calçado e a palmilha, além da superfície do solo em si. Quanto maior o trajeto que o calcâneo percorre até atingir sua parada no solo, mais tempo ele leva, e assim, menores as forças. Em resumo, a magnitude das forças sob o pé depende das propriedades do pé (massa e velocidade)

e da interface (espessura, elasticidade e viscosidade) (WHITTLE, 1999).

A magnitude de uma onda de choque pelo impacto do calcanhar contra o solo depende do tipo de atividade, das características do calçado utilizado e da superfície do solo. Foi sugerido que para controlar a amplitude desta onda de choque sem alterar a atividade é preciso modificar o calçado ou a superfície do solo (VOLOSHIN, 2004). Smith et al (1985) avaliaram o efeito de várias palmilhas na prevenção de lesões durante o treinamento militar. O grupo-controle (que não fez uso de qualquer palmilha) teve um índice de lesões consideravelmente superior que os outros dois grupos (que usaram palmilhas de diferentes materiais), confirmando a função de atenuação das ondas de choque pelo uso das palmilhas e de calçados adequados (VOLOSHIN, 2004).

A amplitude do sinal fornece informações sobre a energia transferida, e o aumento na amplitude indica aumento na carga incidente. A forma do sinal fornece informações sobre a frequência da onda de choque. Embora não se saiba os efeitos dos componentes de frequência sobre o corpo humano, existem indicações de que frequências mais elevadas são mais lesivas para as articulações (VOLOSHIN, 2004).

Amadio e Serrão (1992) identificaram uma força transiente de 1,3 vezes o peso corporal de indivíduos idosos durante a caminhada, comparada a 2,1 vezes durante a corrida dos mesmos sujeitos. Bruniera e Amadio (1992) relataram magnitudes de 1,2 vezes o peso corporal para o andar sem calçado e 1,3 vezes o peso corporal no caminhar com calçado tipo tênis. Ao comparar a magnitude do pico passivo da FRS na corrida, que varia de duas a três vezes o peso corporal, dentro de 20 a 30 ms do início da fase de apoio, Bianco (2005) sugere que é difícil atentar para atenuar a magnitude destas forças, não as considerando forças de alta magnitude quando comparadas com as forças de impacto geradas em outras modalidades esportivas. Em modalidades como no salto em altura, a componente vertical da FRS varia em torno de 11 vezes o peso corporal, no salto triplo, em torno de 18 vezes o peso corporal (AMADIO, 1989). No entanto, embora na corrida e na caminhada a magnitude da força não atinja valores tão altos, a quantidade de vezes em que essa força incide pode gerar sobrecarga suficientemente lesiva ao sistema locomotor, considerando que na corrida a quantidade de vezes em que uma pessoa contata o solo pode chegar a 625 vezes por quilômetro percorrido (BIANCO, 2005).

O uso de acelerômetro mostra que a carga cíclica na caminhada gera ondas de choque que são propagadas pelo sistema musculoesquelético e são atenuadas e dissipadas pelos amortecedores naturais do corpo (ossos e tecidos moles) em seu trajeto em direção ao crânio (VOLOSHIN, 2004). O sistema locomotor humano é capaz de atenuar as ondas de choque através dos sistemas passivo e ativo. O sistema passivo consiste de estruturas como o coxim calcâneo, os ligamentos, a cartilagem articular, os meniscos, os discos intervertebrais e os ossos. No sistema ativo, as forças impulsivas são absorvidas pela cinemática dos membros inferiores e por estratégias de controle muscular ao contato de calcâneo na marcha (HENRIKSEN et al, 2006).

Assim, o corpo tem duas defesas naturais contra danos potenciais provindos das forças de impacto do choque de calcâneo: alinhamento articular adequado (como a flexão de joelho durante o apoio) e a presença de materiais viscoelásticos no coxim calcâneo e nas articulações (WHITTLE, 1999). Os materiais viscoelásticos do coxim calcâneo são efetivos em reduzir a magnitude do choque de calcanhar; uma estimativa é a de que haja absorção de 47 a 66% de energia pelo coxim (WHITTLE, 1999).

A etiologia da força transiente ainda não foi completamente esclarecida. Foi levantada a hipótese da relação existente entre a ausência de ativação do quadríceps e a presença da força transiente (VERDINI et al, 2006). Ambas propriedades passivas teciduais e movimentos ativos dos membros inferiores contribuem para o amortecimento do pé no impacto com o solo. A intensidade do impacto no solo pode ser reduzida por reações de absorção de choque no tornozelo, no joelho e no quadril. A pronação do pé é um dos mecanismos que reduzem o impacto e o outro é o controle da aceleração da perna que aterrissa no solo exatamente antes do contato do pé (JEFFERSON et al, 1990; COLLINS & WHITTLE, 1999). Em ambos os casos, a ativação muscular desempenha papel crucial (INMAN et al, 1981; PERRY, 1992). No entanto, autores como Simon et al (1981) defendem a posição de que os tecidos moles têm pouca função na atenuação das forças de impacto do calcâneo contra o solo. Mesmo assim, eles consideraram que os fatores que influenciam a magnitude e a frequência do impacto inicial no contato do calcâneo são a velocidade e o ângulo de abordagem do solo pelo membro inferior, ambos diretamente relacionados com o padrão de ativação muscular (SIMON et al, 1981).

O uso da ativação dos músculos flexores plantares e da flexão excêntrica do joelho na fase de apoio são referidos como mecanismos que podem fornecer “absorção de choque” imediatamente após o contato inicial do calcâneo. De qualquer forma, a ativação dos flexores plantares do tornozelo ocorre em cerca de 80 ms e o pico de flexão de joelho na fase de apoio ocorre em 150 ms após o contato inicial, sendo que a força de choque de calcâneo ocorre durante os primeiros 20 ms da fase de apoio. É coerente supor que estes dois mecanismos possam reduzir a velocidade com que o peso corporal é transferido para o membro inferior, mas difícil de acreditar que eles possam fornecer proteção direta contra a força de impacto de calcâneo em si (PERRY, 1992). Na corrida, Mizrahi et al (2000) mostraram um aumento nas forças transientes com a fadiga, sugerindo que os músculos normalmente fornecem um mecanismo protetor que é degradado pela fadiga. Isso é mais fácil de acreditar na corrida, em que o joelho está normalmente fletido no contato inicial, do que na marcha, em que o joelho está usualmente a menos de cinco graus de flexão (WHITTLE, 1999). Henriksen et al (2006) identificaram diminuições nos ângulos de flexão de joelho e de quadril, concomitantes a menores forças impulsivas registradas ao nível da tuberosidade tibial durante o choque de calcanhar; porém, tais valores (tanto de ângulos articulares como de forças de impulso) variaram dentro de uma amplitude considerada normal.

No estudo de Verdini et al (2006) foram identificados tipos agudos e planos nas formas de onda das forças transientes, de acordo com a sua geometria. Em 10.7% das amostras a transiente estava ausente e em 76% apresentou-se em sua forma de onda mais aguda. Além da análise geométrica da curva, este estudo relacionou os achados da FRS com a ativação muscular na marcha, analisada através de EMG. Considerando que os músculos que controlam o joelho na fase terminal do balanço, para preparar a perna para o contato inicial (flexores e extensores de joelho) são ativados para desacelerar, estabilizar e preparar o membro para entrar em contato com o solo, esse padrão de ativação foi típico e observado em sujeitos sem a força transiente. Quando a ativação muscular era alterada em mais de um músculo, o impacto se tornava mais agudo, e o membro era exposto a cargas impulsivas. Observou-se que sujeitos com a presença da força transiente na FRS também apresentaram modificação no tempo de recrutamento muscular. Quando o ritmo de ativação muscular é alterado, o membro

inferior não está preparado para o impacto. Quando a contração do quadríceps não reduz a velocidade do membro inferior, ele é parado bruscamente pelo contato com o solo. Levando em conta o atraso (30 ms) entre o início da ativação muscular e o efeito mecânico de tal ativação sobre a articulação, uma ativação muscular atrasada antes do choque de calcanhar pode modificar a cinemática do membro inferior que entra em contato com o solo e forças de impacto podem surgir. Este estudo apontou que quando qualquer dos músculos flexores ou extensores de joelho apresenta déficit de ativação, tanto em magnitude como em velocidade de recrutamento, pode-se observar a presença da força transiente (VERDINI et al, 2006).

A incidência das forças transientes do contato de calcâneo tem sido relacionada com quadros patológicos, porém, tais forças também têm sido identificadas em sujeitos saudáveis (COLLINS & WHITTLE, 1999; CHU et al, 1986; RADIN et al, 1975; SERRÃO, 1999; WOSK & VOLOSHIN, 1981; WOSK & VOLOSHIN, 1982; VERDINI et al, 2000). Embora pareça razoável supor que as forças transientes resultantes do choque de calcanhar sejam prejudiciais, existe apenas evidência indireta disso a partir de estudos animais e a partir do alívio de sintomas que freqüentemente segue-se à atenuação destas forças. Esta é uma discreta evidência direta de que as forças sejam prejudiciais sob condições fisiológicas em humanos, principalmente porque os danos ocorrem durante um longo período de tempo de exposição, tornando difícil a realização de estudos prospectivos adequados (WHITTLE, 1999). Um estudo de Henriksen et al (2006), que analisou variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha de sujeitos com osteoartrite de joelho, não identificou alterações significativas na FRS e na aceleração linear quando comparados com sujeitos sem a patologia. Eles questionam o real efeito das forças de impacto na caminhada sobre a progressão dos processos degenerativos articulares encontrados na osteoartrite.

“Está se tornando cada vez mais óbvio que o excesso de carga dinâmica sobre o sistema musculoesquelético humano pode levar ao desenvolvimento de inúmeros distúrbios musculoesqueléticos” (VOLOSHIN, 2004, p.455). Alguns estudos citados pelo mesmo autor apontam que a carga dinâmica tem influência mais forte que a carga estática sobre a remodelação óssea. Estudos têm enfatizado a análise dos efeitos da fadiga sobre a capacidade do sistema musculoesquelético humano atenuar as ondas de

choque geradas pelo impacto do calcanhar contra o solo. Assim, parece que a participação em atividades que envolvam alta carga dinâmica de impacto e fadiga pode levar ao desenvolvimento de distúrbios articulares (VOLOSHIN, 2004).

Um estudo de Mochizuki et al (1992) sobre a FRS na marcha militar identificou um pico de força transiente, prévio ao primeiro pico de força, de alta frequência e curta duração. Diversos estudos direcionam atenção em minimizar os efeitos deletérios das forças transientes, presumidas por serem responsáveis por lesões do aparelho locomotor em recrutas no início do treinamento militar. Tais estudos enfatizam o uso de materiais viscoelásticos para prevenir lesões por uso excessivo de metatarsos, tibia e fêmur, assim como a variedade de lesões do joelho e do pé (GARDNER et al, 1988; GEIRINGER, 1995; MILGROM et al, 1985; MILGROM et al, 1992; SCHWELLNUS et al, 1990; SMITH et al, 1985; STACY & HUNGERFORD, 1984) com relativo sucesso.

2.3.1.2 Plataforma de Força

A força de reação do solo, mensurada pela plataforma de força, reflete as forças verticais e de cisalhamento que agem na superfície da plataforma. Assim, elas são a soma algébrica dos produtos de massa-aceleração de todos os segmentos corporais enquanto o pé está em contato com a plataforma. A força vertical reflete as acelerações decorrentes da ação da força da gravidade sobre o corpo (WINTER, 1991).

Existem dois sistemas comuns de plataformas de força. A primeira é uma plataforma plana sustentada por quatro transdutores triaxiais, um em cada vértice da plataforma. O local do centro de pressão é determinado pelas forças verticais relativas captadas por cada transdutor; assim, a força resultante é resultado da soma de todas as quatro forças captadas nos transdutores. Um segundo tipo de plataforma de força tem um pilar instrumental no eixo central da plataforma, que sustenta uma superfície plana superiormente. Para ambas as plataformas é necessário cuidado na observação de forças pequenas (menores que 2% do peso corporal), em que erros de medida do vetor vertical representam um alto percentual de erro relativo (WINTER, 1990).

Os parâmetros analisados no sinal colhido através da plataforma de força estão listados na Tabela 1 e foram adaptados de Bianco (2005). Destes, a força transiente, o primeiro pico de força e derivadas são considerados as variáveis da fase passiva do

apoio na marcha, quando o pé recebe a carga do peso corporal sobre o membro inferior. As variáveis da fase ativa são aquelas relacionadas ao segundo pico de força e suas derivadas.

O uso da esteira rolante para a coleta de dados da FRS vem sendo amplamente empregado devido à melhor reprodutibilidade dos dados e ao controle das condições de coleta. É possível controlar velocidade, distância percorrida e registrar apoios sucessivos da marcha, permitindo a comparação mais fidedigna de parâmetros cinéticos entre diferentes sessões de avaliação (RILEY et al, 2007). Bianco (2005) compara os dados da literatura sobre a fidedignidade da transferência dos dados colhidos em esteira rolante para situações reais em piso fixo. Segundo Nigg et al (1995) e Wank et al (1998), existem diferenças significativas nos parâmetros cinemáticos, incluindo o ângulo de abordagem do pé no contato inicial e a altura de variação do centro de gravidade (CG), quando comparados aos dados de piso fixo. Outros autores (RILEY et al, 2007) falharam em confirmar tais dados, afirmando que a cinemática de marcha em esteira e em piso fixo é muito semelhante, sendo que para a marcha em piso fixo, as amplitudes de movimento foram ligeiramente maiores, variando em torno de dois graus de diferença na amplitude total.

Estudos mostram que existem diferenças interindividuais quando são comparados sujeitos com e sem experiência prévia no uso da esteira rolante. Porém, foi apontado que tais diferenças são bastante minimizadas após um tempo apropriado de acomodação (RILEY et al, 2007). Assim, Bianco (2005) sugere que haja um tempo de adaptação do sujeito à esteira para aumentar a consistência e diminuir a variabilidade dos dados coletados. “Os autores definem a acomodação como o processo no qual diferença entre medidas repetidas para um dado parâmetro se estabiliza em diferenças não significativas” (BIANCO, 2005, p.28). White et al (2002) analisaram a estabilização dos dados de FRS durante a corrida em esteira. Neste estudo, os autores sugerem que nos dois primeiros minutos de corrida em esteira já ocorra acomodação nos parâmetros de FRS. Eles também encontraram diferenças entre os dados provenientes de sujeitos experientes, sendo estes mais consistentes que os dados de sujeitos sem experiência no uso da esteira rolante. O tempo estimado para adaptação dos sujeitos à esteira

durante caminhada varia entre os diferentes autores, de quatro, seis, até 10 minutos (RILEY et al, 2007).

Quanto aos parâmetros de EMG e FRS, Nigg et al (1995) e Wank et al (1998) não encontraram variação na EMG durante a corrida em esteira. Riley et al (2007) apontam alterações nos parâmetros de FRS, com diminuição nas forças ântero-posterior e médio-lateral na caminhada em esteira, sem diferenças encontradas no componente vertical da FRS. Eles afirmam: “nós conseguimos demonstrar que a marcha em esteira é qualitativamente e quantitativamente muito semelhante à marcha em piso fixo” (RILEY et al, 2007, p.23). Portanto, embora existam variações nos dados cinemáticos colhidos em esteira rolante quando comparados ao piso fixo, tais diferenças parecem não ser suficientes para alterar os dados eletromiográficos e os parâmetros cinéticos da corrida (BIANCO, 2005).

Mochizuki et al (2007) apresentam uma proposta de reduzir o número de parâmetros analisados nas coletas em plataforma de força, devido à redundância encontrada em alguns desses parâmetros. Ele afirma que a redução no número de parâmetros implica em redução no tempo de processamento e análise dos dados, o que é de crucial importância devido ao excesso de dados coletados, de resultados produzidos e da dificuldade em finalizar o estudo.

Quanto à variabilidade de sinal do componente vertical da FRS na marcha normal, Serrão (1999) atribuiu as pequenas oscilações encontradas em seu estudo à variabilidade natural do movimento. Bianco (2005) também atribuiu as variações encontradas em seu estudo sobre o desgaste de calçado esportivo à variabilidade natural do sinal. O CV pode chegar a 10, 15 ou 20% de acordo com a velocidade da marcha (WINTER, 1990; WINTER, 1991). No entanto, Soares et al (2003) mostraram um CV para o componente vertical da FRS que variou de 16,8 a 48% para um membro protetizado e de 24 a 47% para um membro não-protetizado, com maior magnitude de FRS para o membro não-amputado. Tal CV pode ser justificado pela presença da patologia, bem como pelo pequeno número de sujeitos da amostra deste estudo (n=03).

Tabela 1 – Parâmetros de estudo do componente vertical da FRS.

Símbolo	Parâmetro	Descrição	Unidade
Ft	Transiente	Força transiente presente antes do primeiro pico	Peso Corporal (PC)
Δt Ft	Tempo até a força transiente	Intervalo de tempo transcorrido desde o início do contato do calcâneo até o pico de força transiente	% do apoio total
F1	Primeiro Pico	Primeiro pico presente na marcha normal	Peso Corporal (PC)
Δt F1	Tempo até o primeiro pico	Intervalo de tempo transcorrido desde o início do contato do calcâneo até o primeiro pico de força	% do apoio total
Fmin	Força mínima	Menor valor de força vertical imediatamente após o primeiro pico	Peso Corporal (PC)
Δt Fmin	Tempo até a força mínima	Intervalo de tempo desde o início do apoio até o valor correspondente à força mínima	% do apoio total
F2	Segundo pico	Maior magnitude de força após o primeiro pico	Peso Corporal (PC)
Δt F2	Tempo até o segundo pico	Intervalo de tempo transcorrido desde o início do apoio até o segundo pico de força	% do apoio total
Defl	Deflexão	Diminuição da magnitude de força do primeiro pico para a força mínima	%
Incr	Incremento	Aumento em magnitude da força mínima para o segundo pico	%
Imp50	Impulso 50 ms	Cálculo integral da área da curva de força dentro dos 50 ms iniciais da fase de apoio	N.% apoio
Imp 75	Impulso 75 ms	Cálculo integral da área da curva de força dentro dos 75 ms iniciais da fase de apoio	N.% apoio
Imp total	Impulso total	Cálculo integral da área da curva total durante a fase de apoio	N.% apoio
TC Ft	Taxa de crescimento da força transiente	Razão entre Ft e Δt F1	N/% apoio
TC F1	Taxa de crescimento do primeiro pico	Razão entre F1 e Δt F1	N/% apoio
TC F2	Taxa de crescimento do segundo pico	Razão entre F2 e Δt F2	N/% apoio
Δt	Tempo total	Intervalo de tempo do início ao final do apoio	ms

2.4 Marcha Humana

A marcha é considerada o mais comum dos movimentos humanos, e apresenta um padrão sistemático e cíclico gerado a partir da interação dos sistemas neurológico e musculoesquelético para promover o deslocamento do corpo no espaço. Os movimentos rítmicos dos membros inferiores durante a marcha são produzidos pela ação de muitos músculos em diferentes instantes e níveis de ativação (KANDEL et al, 2000). Este processo é o ciclo da marcha.

O ciclo da marcha é dividido em fase de apoio e fase de oscilação ou balanço, que são ainda subdivididos para o estudo sistemático. As subdivisões podem variar discretamente entre os autores, mas em regra geral incluem (1) na fase de apoio, que

corresponde à aproximadamente 60% do total do ciclo da marcha: contato inicial, resposta de carga (a aproximadamente 10 a 12% do ciclo total), fase média do apoio (10 a 30%), fase terminal do apoio (30 a 50%), pré-oscilação (50 a 60%) e fim da pré-oscilação com a retirada dos dedos (“dedos-fora”); (2) na fase de oscilação, que ocupa 40% do total do ciclo: oscilação inicial (60 a 73%), fase média (73 a 87%) e oscilação terminal (87 a 100%) (FRANKEL & NORDIN, 1989). Estes percentuais do ciclo da marcha podem ser modificados com a variação da atividade como ao subir e descer degraus ou rampas, saltar, pular e correr (ADRIAN & COOPER, 1995).

Calais-Germain (2002) define esquematicamente as ações específicas dos grupos musculares em cada fase do ciclo completo da marcha. Assim, durante a fase de propulsão, em que o membro inferior impulsiona o corpo para frente, há ação dos músculos quadríceps, isquiotibiais, gastrocnêmio e, eventualmente do glúteo máximo. Nessa fase, o calcanhar deixa o solo pela ação do tríceps sural, músculos intrínsecos plantares, flexor longo dos dedos e, em seguida, flexor longo do hálux (CALAIS-GERMAIN, 2002). Viel (2001) cita a ação dos músculos adutores do quadril no momento de retirada do pé do solo, participando sinergicamente na flexão do quadril, o que é confirmado pela investigação eletromiográfica e é, portanto, um importante mecanismo de geração de energia cinética na propulsão. Estudos de Winter (1991) sobre a atividade eletromiográfica durante a marcha evidenciam a importante função dos músculos do quadril (glúteo médio, máximo, tensor da fáscia lata, sartório e adutores) e do joelho (isquiotibiais e reto femoral), especialmente os pluriarticulares, durante o início da fase de oscilação. E também dos músculos dorsiflexores (tibial anterior e extensor longo dos dedos) na fase de retirada do pé do solo.

Na fase seguinte, o membro inferior, liberado do peso corporal, realiza movimento pendular, conduzindo o pé anteriormente, pela ação do músculo reto femoral na flexão do quadril e na extensão de joelho subsequente, completada pela ação das outras porções do músculo quadríceps. Os músculos dorsiflexores agem concentricamente para “elevar” o pé e permitir a passagem sem que os dedos toquem o chão. Na fase seguinte, o membro inferior recebe o peso corporal, o pé toca o solo pelo calcanhar, e completa seu apoio com ação excêntrica dos músculos dorsiflexores. Há

ativação de todos os músculos que sustentam os arcos plantares e dos músculos estabilizadores colaterais do quadril e do joelho (CALAIS-GERMAIN, 2002).

Antes mesmo do contato do calcanhar com o solo os músculos dorsiflexores e extensores dos dedos encontram-se em pré-tensão para amortecer o impacto e impedir que o antepé “bata secamente no solo” (VIEL, 2001, p.30). Durante a fase de apoio, a necessidade de estabilidade predomina, já que o joelho sustenta o peso corporal e corre o risco de se fletir, e a pele encontra-se em potencial instabilidade. Assim, os músculos glúteo médio, tensor da fáscia lata e glúteo máximo (em sua inserção na banda iliotibial) permanecem ativos durante toda a fase de apoio unipodal. O quadríceps também é ativado por antecipação, desacelerando a descida do corpo pelo controle excêntrico da flexão de joelho, que tem importante papel na atenuação das forças de impacto (VIEL, 2001).

Soares et al (2003) ainda confirmam as informações da literatura afirmando que: (1) o músculo tibial anterior (TA) atua no início do apoio excêntrica e no final do apoio concêntrica; (2) o músculo gastrocnêmio lateral (GL) gera força para a propulsão; (3) o ventre lateral do quadríceps (VL) encontra-se ativo até aproximadamente 10% da fase de apoio da marcha; e (4) o bíceps femoral (BF) encontra-se ativo até que o calcanhar toque o solo. Os músculos isquiotibiais são ativados precocemente antes do contato do calcâneo com o objetivo de diminuir a velocidade de abordagem do pé no solo (frenagem), antecipando a necessidade de garantir o amortecimento de choque (VIEL, 2001). Winter (1991) descreve o pico de atividade eletromiográfica desses mesmos músculos durante a marcha, sendo: (1) o pico de atividade do TA ao fim da fase de oscilação e imediatamente após o choque de calcanhar, baixando o pé ao solo; (2) para o GL, sua atividade começa imediatamente após o choque de calcanhar e aumenta progressivamente até 50% do ciclo, mantendo a flexão de joelho durante todo o apoio e gerando energia cinética para a propulsão; (3) para o vasto medial (VM), seu maior pico de atividade acontece ao final da fase de recebimento de carga, controlando a flexão do joelho excêntrica, e imediatamente antes da saída dos dedos; (4) o BF apresenta maior atividade a 4% da marcha, na recepção de carga, agindo como extensor de quadril e mantendo a estabilidade da

pelve, apresentando um segundo pico de atividade no início da oscilação, em que atua como flexor de joelho e desacelera o membro inferior antes do contato do calcâneo.

Os músculos do tríceps sural são citados como importantes agentes na manutenção da estabilidade do joelho durante a fase de apoio. Utilizam o pé (fixo) como ancoragem e tensionam o platô tibial através de seus componentes de viscoelasticidade, concomitantemente à parada de ativação do quadríceps. O quadríceps é referido como o mais potente extensor de joelho, mas é relativamente pouco utilizado durante a marcha, agindo principalmente como amortecedor de choque no momento de contato do calcâneo. Assim, a tensão viscoelástica do tríceps sural é essencial para garantir a estabilidade do joelho. Além disso, quando o membro inferior está apoiado (em cadeia fechada) os isquiotibiais, o glúteo deltoídeo (tensor da fáscia lata e fibras superficiais e laterais do glúteo máximo) são extensores de joelho (através de sua inserção no trato iliotibial) em sinergia com o quadríceps (VIEL, 2001).

Desta forma, pode-se observar o importante papel que a atividade muscular antecipatória ao contato de calcâneo exerce na atenuação das cargas de impacto, com aumento da atividade especialmente dos ventres musculares do quadríceps (incluindo os vastos medial e lateral), isquiotibiais (incluindo o bíceps femoral) e do músculo tibial anterior, desde antes do contato de calcâneo até aproximadamente 10% da fase de apoio; tendo o gastrocnêmio maior ativação durante o apoio médio de recepção de carga na manutenção da estabilidade articular.

Viel (2001) enfatiza em sua análise sobre as funções musculares no ciclo da marcha, a ação estabilizadora e de frenagem dos músculos, mais do que seu papel como geradores de movimento. A seu ver, a marcha recruta atividades musculares sutis de frenagem moderada de uma queda que poderia ser pronunciada demais, ou ainda, garantem estabilidade devido à tensão viscoelástica. Assim, ele define três papéis dos músculos durante a marcha: (1) frenagem dos segmentos impulsionados pela energia cinética; (2) amortecimento de choques e vibrações; e (3) aceleração dos segmentos.

Os músculos são referidos por receberem parte do choque e participarem da dissipação das forças de impacto geradas; assim, a face anterior da perna retarda a queda do pé no contato inicial e os músculos estabilizadores laterais da pelve limitam sua inclinação lateral. Eles ainda usam de suas características viscoelásticas freando o

movimento sem bloqueá-lo; assim, os isquiotibiais freiam a extensão do joelho no fim da fase de oscilação, o tríceps sural, no apoio do pé no solo, freia o avanço anterior da tibia, estabilizando o joelho. A aceleração do membro inferior para frente é garantida pela ação dos músculos adutores de quadril, ele então se comporta como um pêndulo duplo e é impulsionado pela energia cinética gerada. Além disso, os músculos são responsáveis por manter o equilíbrio dinâmico durante o deslocamento nos três planos de movimento (látero-lateral para as articulações subtalar e pelve e ântero-posterior para quadril e joelho) (VIEL, 2001).

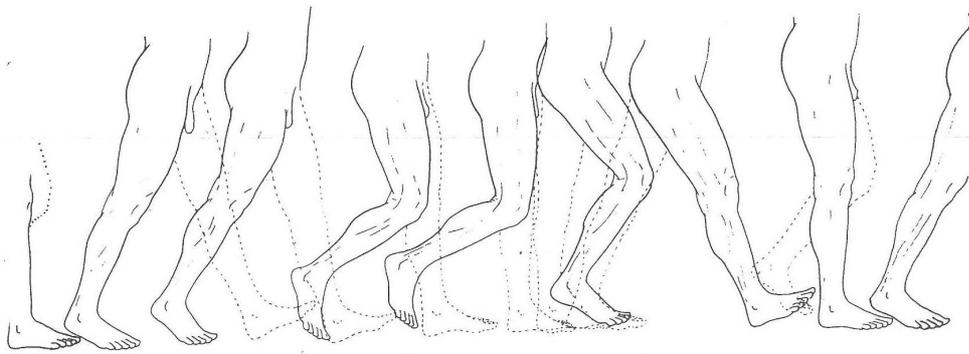


Figura 3 – Apresentação do ciclo da marcha (adaptado de CALLAIS-GERMAIN, 2002)

Os músculos utilizam sua capacidade viscoelástica retardando o movimento por modulação da pré-regulagem da tensão ativa. Assim, os músculos se preparam para a ação por antecipação, hipótese confirmada pela atividade eletromiográfica que precede as ocorrências desestabilizadoras, como o impacto do calcanhar. O fenômeno de pré-regulagem é guiado por memória motora, a antecipação é provavelmente controlada por um sistema centralizador, que comanda complexas interações entre as forças de frenagem e de propulsão, essenciais à marcha normal (VIEL, 2001).

Winter (1991) se refere ao princípio da indeterminação como aquele em que diferentes combinações de forças musculares podem gerar o mesmo padrão de movimento articular. Portanto, a interação entre músculos agonistas e antagonistas para gerar o ciclo da marcha reflete a imensa flexibilidade e adaptabilidade do sistema neuromuscular humano, gerando diferentes níveis de ativação muscular para um mesmo padrão de movimento (WINTER, 1991).

Com relação às variáveis velocidade, frequência e comprimento de passo, que foram previamente considerados parâmetros dependentes e inversamente proporcionais, em que o aumento da frequência causava a subsequente diminuição no comprimento ou amplitude do passo, estudos têm mostrado dados diversos. Laurent e Pailhous (1986) definiram em seu estudo que quando um parâmetro (p.e. frequência do passo) era gradualmente aumentado, o outro parâmetro (i.e. comprimento do passo) permanecia quase constante, apesar da falta de restrição imposta em todos os parâmetros. Os mesmos autores propuseram que a velocidade, e não a frequência ou o comprimento é o parâmetro crítico sobre o qual a locomoção é organizada. Devido à relativa independência dos parâmetros frequência e comprimento do passo, tem sido sugerido que estes sejam modulados por dois esquemas de controle neural distintos. Mudanças na frequência do passo são associadas com alterações na rigidez global dos membros inferiores durante a fase de balanço, sugerindo mudança na atividade tônica dos músculos. Assim, as mudanças transitórias dos parâmetros de marcha envolvem a ativação fásica de alguns músculos, e a queda na atividade de outros. Então, o momento articular final está relacionado com a diferença entre as forças geradas por grupos musculares antagonistas e a rigidez articular está associada com a soma das forças musculares atuantes (MARTIN et al, 2004).

Laurent e Pailhous (1986) sugerem que pela coativação muscular, o SNC pode variar frequência-comprimento de forma independente, de acordo com a necessidade e as demandas do ambiente. Como a coativação é dispendiosa, acredita-se que os padrões adquiridos requerem a menor coativação possível. Assim, a ativação de músculos pluriarticulares é uma estratégia que garante a eficácia do movimento com fadiga mínima, de acordo com a regra de seleção de um número mínimo de músculos e, nestes músculos, de um mínimo de unidades motoras (VIEL, 2001).

As mudanças na eficiência total da marcha (potência mecânica dividida pela energia despendida), com a manipulação da variável cadência, são inversamente proporcionais às mudanças no custo de energia (i.e., quando o custo de energia aumenta a eficiência total diminui). Hill (1922) observou que a eficiência das contrações musculares aumentava rapidamente e diminuía vagarosamente conforme aumentava a duração das contrações, sendo que o pico de eficiência ocorria para durações de

contração de aproximadamente um segundo. Cavagna e Franzetti (1986) notaram que manter a velocidade de marcha constante com passos de comprimento maior e baixa cadência aumentava a magnitude das forças de contato com o solo, enquanto passos curtos e uma alta cadência requeriam maior aceleração dos membros. Eles sugeriram que cadências intermediárias reduziram a ineficiência gerada pelos extremos.

Segundo Farley e Gonzalez (1996) a habilidade de ajustar a rigidez (tônus) dos músculos do membro inferior é um fator importante de adaptação às demandas do ambiente. Eles afirmam que a rigidez influi: (1) na orientação do membro em relação ao chão; e (2) nos padrões de ativação muscular. Eles afirmam ainda que a diminuição na cadência causa perda da energia elástica muscular, enquanto o aumento na cadência diminui o tempo de contato do corpo com o solo.

Assim, os padrões preferidos (ou bem aprendidos) de movimento estão associados com a alta estabilidade e a baixa variabilidade intrínseca do movimento. A variabilidade do movimento cíclico não está correlacionada à cadência preferida, mas sim com a variabilidade biológica implícita (MARTIN et al, 2004). De acordo com Smoll (1975), a variabilidade do movimento indica o nível de desempenho na atividade, porém foi caracterizada como aleatória em sua natureza por Hirokawa (1989), em concordância com as afirmações de Hausdorff et al (1995), de que a variabilidade caótica é parte intrínseca do sistema de controle locomotor normal. Estudos sugerem que a variabilidade diminui à medida que: (1) a velocidade aumenta; e (2) se aproxima da cadência preferida do sujeito, em qualquer velocidade. Assim, a frequência preferida de passo é otimizada em termos de custo metabólico (baixa velocidade) e estabilidade do movimento (alta velocidade) (MARTIN et al, 2004).

2.5 Marcha Militar

O aprendizado da marcha militar é parte integrante do treinamento de adaptação no ingresso à vida militar. Faz parte de todos os procedimentos de Cerimonial Militar da Força Aérea Brasileira e integra as atividades curriculares dos alunos que ingressam na Escola de Especialistas de Aeronáutica em 136 h/aula distribuídas em 163 tempos de 50 min de Instrução de Ordem Unida durante dois anos (Seção de Instrução Militar, Escola de Especialistas de Aeronáutica, 2005). Ela gera estresse sobre o sistema

musculoesquelético que dependendo da magnitude pode ser patogênico.

A marcha militar foi descrita nos Manuais de Ordem Unida (BRASIL, 1990) e faz parte das Instruções Militares, sendo que Ordem Unida se define como a disposição dos indivíduos para a obtenção de determinados padrões de uniformidade e sincronização coletiva com o objetivo de que se comportem e se desloquem em perfeita ordem, em circunstâncias estranhas ao combate, permitindo que a tropa se apresente em público com aspecto “energético e marcial” (BRASIL, 1990, itens 1.2 e 1.3).

Cabe ressaltar, porém, que o gesto motor da marcha militar tem sido descrito apenas qualitativamente, o que resulta em diferentes interpretações e variações de execução entre as Forças (Marinha, Exército e Aeronáutica):

O homem levará o pé esquerdo à frente, com a perna naturalmente distendida, **batendo no solo toda a planta do pé, com energia;**

(...) levará também à frente o braço direito, flexionando-o para cima, até a altura da fivela do cinturão, com a mão espalmada (dedos unidos) e no prolongamento do antebraço.

Simultaneamente, elevará o calcanhar direito, fazendo o peso recair sobre o pé esquerdo e projetará para trás o braço esquerdo distendido, mão espalmada e no prolongamento do antebraço, até 30 centímetros do corpo.

Levará, em seguida, o pé à frente, perna distendida naturalmente, **batendo fortemente, com a planta do pé no solo**, ao mesmo tempo em que inverterá a posição dos braços.

O homem prosseguirá avançando em linha reta, perpendicularmente à linha dos ombros; a cabeça permanecerá levantada e imóvel (...)
(BRASIL, 1990, item 2.4).

Embora não tenha sido estudada ainda os aspectos cinéticos e cinemáticos da marcha militar, ela difere da marcha normal com relação às subdivisões dos ciclos de movimentos. Com base nas descrições constantes dos Manuais de Ordem Unida (BRASIL, 1990, item 1.3) e na observação do gesto motor, sabe-se que:

- *Fase de Apoio:* na fase de apoio o contato do pé no solo passa por estágios que diferem da marcha normal. O pé entra em contato com o solo de forma integral em sua face plantar, e não através do toque do calcâneo. Isso acontece porque na fase de oscilação o membro inferior avança anteriormente com maior grau de amplitude de flexão de quadril e joelho; o joelho só é estendido mais tardiamente quando o quadril atinge aproximadamente 90° de flexão, atacando o solo com a face plantar. Esse movimento de “ataque” do pé integralmente contra o solo é

gerado pela contração concêntrica dos músculos isquiotibiais que aumenta a força ântero-posterior do pé contra o solo, em um movimento de “puxar”. As fases subseqüentes de apoio médio e terminal (propulsão) são relativamente similares às da marcha normal.

- *Fase de Oscilação*: na fase de oscilação, a flexão das articulações do quadril, joelho e tornozelo acontecem em maior amplitude, caracterizando o movimento típico da marcha militar; a fase de extensão do joelho na oscilação acontece mais tardiamente quando o membro inferior já ultrapassou a linha média do tronco e o quadril encontra-se a aproximadamente 90° de flexão. A extensão do joelho acontece em um movimento enérgico pela contração concêntrica das porções do quadríceps e, antes mesmo que o pé toque o solo, os músculos flexores de joelho se ativam, gerando maior estabilidade na articulação do joelho pela co-ativação muscular flexores-extensores.

O passo ordinário é definido como “passo com aproximadamente 75 cm de extensão, calculado de um calcanhar a outro e numa cadência de 116 passos por minuto” (BRASIL, 1990, item 2.3). O ritmo ou cadência da marcha normal foi estudado em termos de dispêndio de energia e foi considerado eficiente à aproximadamente 70 passos por minuto, para a maioria das pessoas. Amar (1920) descobriu que acima de 190 passos por minuto é mais econômico, em termos de energia, correr do que caminhar, o que é verdade até que uma cadência de 250 passos por minuto seja atingida. No entanto, o número de passos por unidade de tempo varia de acordo com a velocidade da marcha e com o comprimento dos membros inferiores.

Considerando-se a predominância de lesões em membros inferiores (83% entre os homens e 87% entre as mulheres) nos indivíduos que iniciam a Instrução Militar e o aprendizado da marcha militar (KNAPIK et al, 2001), atenta-se para esclarecer o potencial patogênico desta atividade na tentativa de criar estratégias que minimizem os danos musculoesqueléticos e o tempo de afastamento dos instruídos de suas atividades, o que gera prejuízo para o aprendizado e ônus nos cuidados com a saúde desses indivíduos.



Figura 4 – Ilustração do ciclo de marcha normal (a-d) e de marcha militar (e-g).

Knapik et al (2001) se referem a lesões das articulações do joelho, tornozelo, pé, região lombar e perna, em diferentes proporções entre homens e mulheres, sendo que o índice de lesões entre as mulheres foi maior que o dobro do que entre os homens. As lesões por uso excessivo foram as mais comuns, contando para 75% entre os homens e 78% entre as mulheres. Neste estudo, fatores como pouca quantidade de exercícios de flexão de braços, baixo VO₂ e baixo tempo de corrida de 3,2 km, averiguados no teste físico militar, estavam associados com um maior índice de lesões para homens e mulheres ao longo do treinamento de adaptação. Além disso, fatores como pouca quantidade de exercícios abdominais e níveis extremos (para mais e para menos) de flexibilidade estavam associados com a incidência de lesões para os homens. Tais fatores evidenciam a importância do condicionamento físico no aumento da resistência do sistema musculoesquelético a lesões (KNAPIK et al, 2001).

Em um estudo de Jones et al (1993) lesões como fraturas por estresse, tendinites e lesões musculares foram apontadas como as mais comuns entre os militares, considerando a ênfase que as instituições militares colocam sobre o treinamento físico e, portanto, a alta incidência de lesões relacionadas ao treinamento. Aproximadamente 300 militares foram acompanhados durante as 12 semanas iniciais de treinamento militar básico. A incidência de lesões em membros inferiores por uso excessivo (desconsiderando, portanto, lesões por lacerações, contusões e bolhas), graves o suficiente para exigirem cuidados da equipe de saúde, foi de 45,9%, considerando as lesões cumulativas (mais de uma presente em um mesmo sujeito). Dessas lesões, os diagnósticos mais comuns foram fratura por estresse, tendinite calcânea (de Aquiles) e síndrome patelofemoral. A incidência de lesões cumulativas foi mais alta nos seguintes locais: pés, tornozelos, joelhos, panturrilhas e região lombar. As condições mais comumente diagnosticadas foram dores atribuídas à síndrome de

estresse ou uso excessivo. Neste estudo, fatores como baixo nível de atividade física prévia, baixa frequência de treinamento de corrida prévia, baixo nível de condicionamento físico ao ingressar (velocidade de corrida e número de flexões de braços), e outros fatores como maior idade e uso de cigarros, estavam associados a um maior índice de lesões em membros inferiores. Além disso, o grupo de militares que realizava um treinamento físico mais intenso, com maiores quantidades e maior tempo despendido correndo e marchando, apresentou maior índice de lesões (42%) quando comparado ao grupo submetido à menor carga de treinamento (32%). Com relação aos fatores de risco relacionados ao treinamento, o volume de treinamento (quantidade de tempo despendido em exercícios ou corrida) foi identificado por diversos estudos como fator relacionado à incidência de lesões e, particularmente, no estudo de Jones et al (1993) a corrida foi o fator mais importante de causa de lesões entre os militares.

Diversos estudos (HARMAN et al, 2000; KINOSHITA, 1985; LLOYD & COOKE, 2000; POLCYN et al, 2002; TILBURY-DAVIS & HOOPER, 1999; WEISE-BJORNSTAL & DUFEK, 1991) mensuraram a força de reação do solo em atividades militares, como nas caminhadas de longa distância (marchas) com uso de mochilas e equipamentos de treinamento. Estas pesquisas se referem ao risco potencial de lesão que o indivíduo sofre ao conduzir cargas que podem chegar a 60% de seu peso corporal. Estudos de Birrell et al (2007) confirmaram que o aumento na magnitude da força de reação do solo era proporcional ao incremento da carga conduzida pelo sujeito no uso de mochila e armamento. Eles também observaram aumento no impulso médio-lateral, que pode indicar diminuição na estabilidade do indivíduo submetido a tais cargas. Assim, devido às altas magnitudes e volumes de forças de impacto estarem associadas ao risco aumentado para lesões, e devido à relação de dose-resposta estabelecida em seu estudo, pode-se estimar o número de impactos sofridos e o pico de força gerado a fim de predizer a probabilidade de lesões nessa população. Porém, eles ressaltam que outros fatores como a exposição prévia a deslocamentos de longa distância e lesões progressivas devem ser considerados. Eles ainda sugerem que as distâncias ou cargas possam ser aumentadas gradativamente, com o incremento dos treinamentos, conforme os militares se tornem mais adaptados à atividade física e conforme ocorra o aumento da densidade mineral óssea dos membros inferiores (BIRRELL et al, 2007).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Público alvo

A amostra foi extraída de forma não-probabilística, por conveniência, de um grupo de militares da Força Aérea Brasileira (FAB), locados em serviço na Organização Militar do IV Comando Aéreo Regional (IV COMAR), em São Paulo, e que compõem o efetivo de militares do Batalhão de Infantaria (BINFA) desta Unidade.

3.1.1 Amostra experimental

A amostra foi composta por 10 militares ($18,5 \pm 0,5$ anos, $72,7 \pm 4,2$ kg, $177,5 \pm 6,5$ cm) do BINFA do IV COMAR da FAB. Os critérios de inclusão foram: classe de soldados, gênero masculino, idade de 18 a 20 anos, habilidade na execução do gesto motor da marcha militar, já aprendido e treinado durante o período de recrutamento. Ausência de história recente (até seis meses) de quaisquer lesões em membros inferiores (tendinites, entorses, distensões, etc.) e ausência de história de quaisquer lesões em membros inferiores supostamente relacionadas à atividade de marcha militar. Os critérios de exclusão foram: presença de sintomas musculoesqueléticos (dor, incômodo, insegurança) em membros inferiores no momento das coletas.

3.2 Equipamentos

Para medir a força de reação do solo, foi utilizado o Sistema *Gaitway Instrumented* (Kistler 9810S1x e software versão 1.0x), que consiste de uma esteira rolante (*Trotter Treadmill* N01-06560201) com duas plataformas de força montadas em sua superfície, gerenciadas por um conversor Analógico/Digital (AD) e o software *Gaitway* para aquisição, análise parcial e armazenamento dos dados. O sistema utiliza um conversor AD DAS (1600/1400 Series Keithley Instruments Inc®.) com 16 canais e resolução de 12 bit.

A aquisição do sinal eletromiográfico foi realizada por intermédio do equipamento EMG 1000 (*Lynx*, Tecnologia Eletrônica LTDA®) que amplifica, filtra e digitaliza até 28 canais de entrada analógica. As entradas são divididas em até 12 canais (seriais passivos ou ativos) para sinais eletromiográficos e quatro entradas para instrumentação. Cada canal eletromiográfico possui um amplificador diferencial (Modo

Comum de Rejeição >100dB; sinal senoidal 10Vpp, 60Hz) com ganho fixo de valor nominal 1000, impedância de entrada de 10.000 MOhms e filtro passa-alta *Butterworth* de 1ª ordem. A frequência de amostragem foi estabelecida em 1000 Hz para ambos os instrumentos, plataforma de força e eletromiógrafo. Para a marcação da cadência de marcha militar foi utilizado um metrônomo (Wittner®), a 100 ciclos por minuto (cpm).

3.3 Variáveis de estudo

3.3.1 FRS

Com relação à componente vertical da FRS, foram analisados os seguintes parâmetros: magnitude da Força Transiente (Ft), do Primeiro pico (F1), do Segundo pico (F2) e do Valor mínimo (Fmin) da curva; Impulso total (Imp total), Impulso até 50 ms (Imp50) e Impulso até 75 ms (Imp75); Taxa de Crescimento do Primeiro (TC F1) e do Segundo Picos (TC F2); Percentual de Deflexão (Defl) e de Incremento (Incr) da curva; e Tempos de apoio total (Δt), até a força transiente (Δt Ft), até o primeiro pico (Δt F1), até o segundo pico (Δt F2) e até a força mínima (Δt Fmin), segundo a Tabela 1.

3.3.2 EMG

Com relação à variável Atividade Eletromiográfica, foi analisado o valor RMS (*root mean square*), como indicador da intensidade do sinal, nos seguintes momentos:

- Pré-ativação (PreEMG): 200 ms antes do contato do calcanhar;
- Absorção do Impacto (EMG1): do início do apoio ao ápice do primeiro pico F1;
- Apoio Médio (EMGmin): entre os picos F1 e F2;
- Propulsão (EMG2): de 50 a 100% do tempo total de apoio.

Os parâmetros foram observados para músculos de membros inferiores: vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA). Foi calculado o índice de co-ativação muscular através da comparação do RMS dos pares de músculos VM-BF e TA-GL, considerando a equação 1. Os músculos antagonistas foram definidos pelos menores valores RMS, como indica Ervilha (2004). Os índices de co-ativação foram calculados nas janelas de tempo definidas pelas variáveis de EMG, assim, nas janelas PreEMG, EMG1, EMGmin e EMG2.

3.4 Protocolo experimental

Os sujeitos do estudo foram orientados quanto à natureza da pesquisa, procedimentos e riscos do estudo, e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo (protocolo n. 20/2008). Os procedimentos do protocolo experimental (Figura 7) visaram reproduzir, dentro das possibilidades existentes, as condições reais de execução do gesto motor da marcha militar. Assim, os sujeitos fizeram uso de calçado habitualmente utilizado para marchar, o coturno. Usaram como vestuário, farda prevista no Regulamento de Uniformes da Aeronáutica (RUMAER), o 9º uniforme, utilizado para instruções de Educação Física, que consta de camiseta tipo regata branca e *shorts* azul, devido à necessidade de exposição dos membros inferiores para o posicionamento dos eletrodos de EMG (Figura 5).

Os sujeitos foram submetidos à ambientação em esteira, que constou de 10 minutos de caminhada em velocidade de cinco km/h. Os eletrodos de EMG foram posicionados. Foram realizados os procedimentos de calibração e teste clínico dos instrumentos. Então, os sujeitos foram orientados a caminhar por dois minutos, dos quais foram coletadas duas amostras de 20 s de dados de FRS e 25 s de dados de EMG. Em seguida, foi ativado o metrônomo a 100 cpm e os sujeitos realizaram dois minutos de marcha militar sobre a esteira, para ambientação. Nos dois minutos seguintes, foram registradas duas amostras de 20 s para a FRS e 25 s para a EMG. A coleta na plataforma de força foi sincronizada com a coleta eletromiográfica dos músculos selecionados. Foi utilizado o protocolo da SENIAM (2008) de localização de pontos e posicionamento de eletrodos. Os eletrodos de superfície para análise eletromiográfica foram posicionados sobre os ventres dos músculos flexores e extensores de joelho e tornozelo (VM, BF, TA e GL). A análise final dos dados foi realizada de forma a observar as ações musculares sincronizadas com a componente vertical da força reação do solo para observação e análise sintética do gesto motor. O gesto motor da marcha militar foi comparado à marcha normal em todas as variáveis, que serviu como controle dos parâmetros em análise.



Figura 5 – Preparação do sujeito para as coletas.

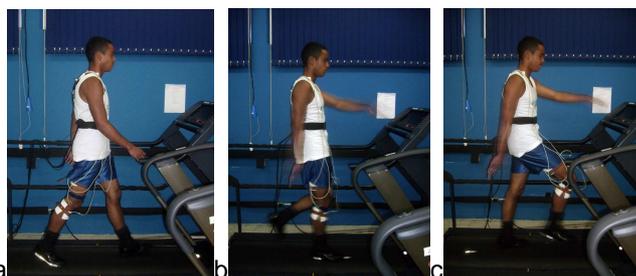


Figura 6 – Marcha Normal (a) e Marcha Militar (b-c) em esteira.

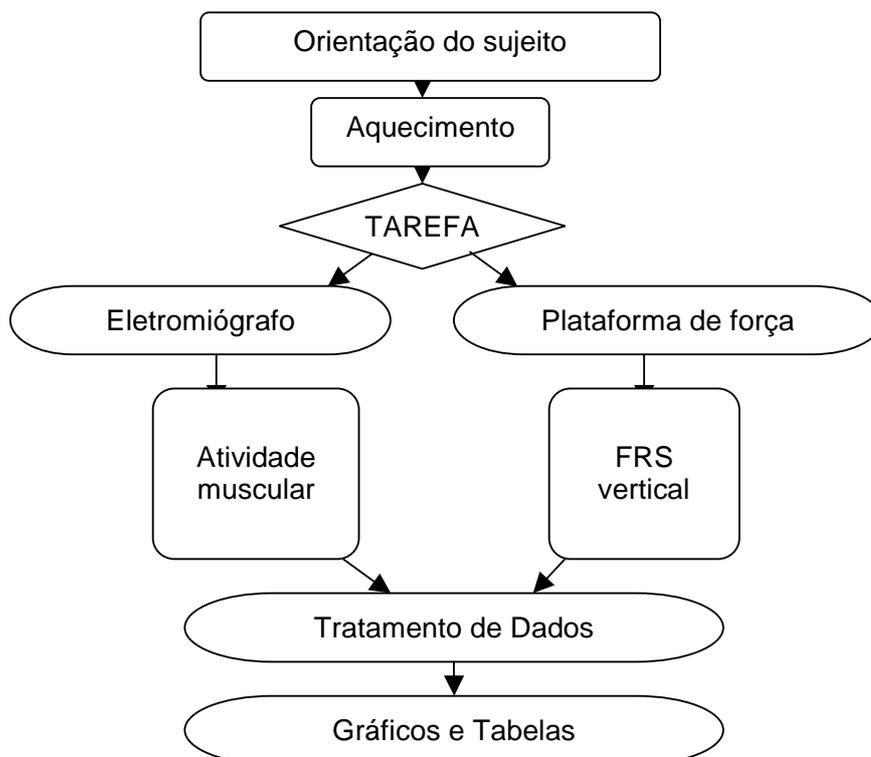


Figura 7 – Fluxograma: sequência de atividades do protocolo experimental.

3.5 Tratamento de dados

Os dados coletados foram tratados através de ferramentas matemáticas e estatísticas para apreciação e análise. Foram utilizados os programas Matlab (versão 6.5, da *The Mathworks Inc*®) e Origin (versão 6.0 da *Microcal Software Inc*®) para tratamento dos sinais biológicos.

Os dados foram sincronizados a partir do sinal gerado pelo *trigger* (dispositivo de sincronia). Foram organizados em uma mesma planilha que constou de uma coluna da variável Tempo, quatro colunas de EMG e duas colunas de sinal da FRS. As planilhas foram, em seguida, cortadas a fim de que os apoios individuais fossem analisados. Cada arquivo de apoio individual foi submetido aos procedimentos de retirada de *offset*, retificação e filtragem (tipo *Butterworth* de 4^a ordem, 150 Hz para a EMG e 100 Hz para a FRS). Foram calculadas, em seguida, a média dos sinais de todos os apoios, de ambos os pés, dos dez sujeitos, durante aproximadamente 15 s de coleta (considerando-se os cortes iniciais de sincronia e os finais para equiparação das planilhas) em duas condições: (1) na marcha normal e (2) na marcha militar. Cada corte bruto, constando do início da fase de apoio foi normalizado por 101 pontos (100%) para observação da curva de FRS. Os valores de EMG foram normalizados pela média do sinal total. Foram calculadas as variáveis Taxa de Crescimento, Impulso, Deflexão, Incremento e os Índices de co-ativação muscular, segundo as definições previamente apresentadas (Tabela 1).

3.6 Análise Estatística

Foram realizados os testes para os pressupostos de normalidade de variável e homoscedasticidade de variâncias para todas as variáveis, a fim de averiguar a aplicabilidade dos testes paramétricos.

Foi utilizada a análise de variância (ANOVA) de dois fatores para comparação dos valores dos picos de FRS vertical, considerando: 1) Condição: marcha normal e marchar militar, e 2) Pico: Força transiente (Ft), Primeiro pico (F1), Força mínima (Fmin) e Segundo pico (F2). Foi utilizada a ANOVA de dois fatores para comparação dos valores de Impulso considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar e 2) Fase: Impulso até 50 ms, até 75 ms e Impulso total. Foi utilizada a ANOVA de dois

fatores para comparação dos valores de Taxa de Crescimento da curva considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Pico: Primeiro (TC F1) e Segundo picos (TC F2). Foi utilizada a ANOVA de dois fatores para comparação dos valores de Incremento (Incr) e Deflexão (Defl) da curva considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Etapa: Deflexão e Incremento. Foi utilizada a ANOVA de três fatores para comparação dos valores RMS de atividade muscular considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar; 2) Fase: Pré-ativação (PreEMG), Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2); e 3) Músculo: TA, GL, VM e BF. Foi utilizada a ANOVA de três fatores para comparação dos valores dos índices de co-contração muscular, considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Fase: Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2); e 3) Par muscular: TA-GL e BF-VM. Foi utilizada a ANOVA de dois fatores para comparação dos valores de tempo, considerando: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Fases: tempo até a Força transiente ($\Delta t Ft$), até o Primeiro pico ($\Delta t F1$), até a Força mínima ($\Delta t Fmin$) e até o Segundo pico ($\Delta t F2$).

Foram realizados testes de Correlação Linear (Coeficiente de *Pearson*) e o Modelo de Regressão Linear Múltipla entre as variáveis eletromiográficas dos quatro músculos e os picos da FRS vertical. Foram utilizados os programas SPSS (versão 13.0, SPSS Inc®), Origin (versão 6.0 da *Microcal Software Inc*®) e Primer (versão 1.0, *McGraw-Hill Inc*®) para análise estatística. O nível de significância foi menor que 5% para todos os testes.

4 RESULTADOS

Os resultados médios dos valores dos picos de FRS vertical estão apresentados na Tabela 2 e na Figura 8. Foi utilizada a ANOVA de dois fatores: 1) Condição: marcha normal e marchar militar, e 2) Pico: Força transiente (Ft), Primeiro pico (F1), Força mínima (Fmin) e Segundo pico (F2). Os fatores condição ($F_{(1,613)}=3384$, $p<0,0001$) e pico ($F_{(3,1839)}=2223$, $p<0,0001$) afetaram os valores da curva de FRS vertical. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que os valores de pico de força foram maiores na marcha militar e no Primeiro pico F1, seguido do Segundo pico F2 ($p<0,0001$).

Os valores médios de Impulso estão na Tabela 3 e foram comparados por meio de ANOVA de dois fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar e 2) Impulso: Impulso até 50 ms, até 75 ms e Impulso total. A Condição ($F_{(1,838)}=884$, $p<0,0001$) e o Impulso ($F_{(2,1676)}=111637$, $p<0,0001$) afetaram os valores de Impulso. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que os valores de Impulso foram maiores na marcha militar e no Impulso total, seguido do Impulso até 75 ms ($p<0,0001$).

Tabela 2 – Parâmetros dos picos de força de reação do solo vertical durante a marcha normal e a marcha militar. Ft é a magnitude da força transiente, F1 o primeiro pico, Fmin o valor mínimo da curva e F2 o segundo pico. São apresentados em valores absolutos e relativos ao peso corporal (PC) com os respectivos valores de coeficiente de variação (CV) do sinal.

Variável	Condição					
	Marcha Normal			Marcha Militar		
	Valor Absoluto (N)	Valor Relativo (PC)	CV (%)	Valor Absoluto (N)	Valor Relativo (PC)	CV (%)
Ft	298,3±69,4	0,4±0,1	23	958,1±179,0	1,3±0,1	19
F1	884,4±47,6	1,2±0,1	5	930,5±73,9	1,3±0,1	8
Fmin	576,2±50,0	0,8±0,1	8	572,8±70,0	0,8±0,1	12
F2	858,3±48,3	1,2±0,1	6	826,5±70,9	1,2±0,1	9

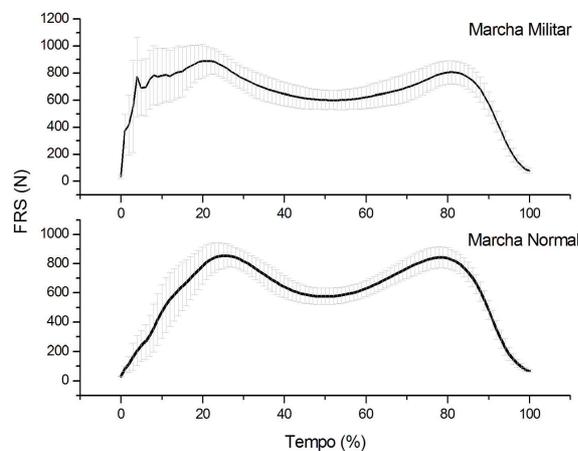


Figura 8 – Curva dos resultados médios da FRS vertical (em N) normalizada pelo tempo total de apoio (%) entre as condições marcha normal e marcha militar.

Os valores médios de Taxa de Crescimento estão na Tabela 3 e comparados com ANOVA de dois fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Pico: Primeiro pico (TC F1) e Segundo pico (TC F2). Os fatores Condição ($F_{(1,834)}=0$, $p=0,93$) e Pico ($F_{(1,834)}=0$, $p=0,94$) não afetaram os valores de Taxa de Crescimento.

Os valores médios de Incremento e Deflexão estão apresentados na Tabela 3 e foram comparados por meio de ANOVA de dois fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Etapa: Deflexão e Incremento. Os fatores Condição ($F_{(1,838)}=42,3$, $p<0,0001$) e Etapa ($F_{(1,838)}=9880$, $p<0,0001$) afetaram os valores percentuais da curva. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que essas taxas foram maiores na marcha normal e que o Incremento foi maior que a Deflexão ($p<0,0001$).

Os resultados médios dos valores RMS de atividade muscular estão apresentados na Tabela 4. Foi utilizado a ANOVA de três fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar; 2) Fase: Pré-ativação (PreEMG), Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2); e 3) Músculo: TA, GL, VM e BF. Os fatores Condição ($F_{(1,838)}=184$, $p<0,0001$), Fase ($F_{(3,2514)}=263$, $p<0,0001$) e Músculo ($F_{(1,2514)}=33$, $p<0,0001$) afetaram os valores RMS. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que a atividade muscular foi maior durante a marcha normal, na fase de propulsão, e para o músculo BF, seguido do músculo TA ($p<0,0001$).

Tabela 3 – Taxas dos parâmetros dos picos de força de reação do solo vertical durante a marcha normal e militar. TCFt, TCF1 e TCF2 são as taxas de crescimento das forças transiente, primeiro e segundo picos, respectivamente; Imp50, Imp75 e Imp total são os valores de Impulso até 50 e até 75 ms e Impulso total da curva; Defl e Incr são os valores de Deflexão e Incremento da onda. O CV é o coeficiente de variação.

Variável	Condição			
	Marcha Normal		Marcha Militar	
	Valor Absoluto	CV (%)	Valor Absoluto	CV (%)
TCFt (N/%apoio)	-		29387,1±16278,4	55
TCF1(N/%apoio)	5302,4±1074,3	20	6727,1±1768,7	26
TCF2 (N/%apoio)	-3121,3±1131,6	36	-2587,1±458,9	17
Imp50 (N.%apoio)	9,0±3,7	41	28,3±8,2	29
Imp75 (N.%apoio)	19,8±8,1	41	47,9±12,1	25
Imp total (N.%apoio)	420,6±28,3	7	435,4±24,6	14
Defl (%)	64,4±6,5	11	61,9±8,7	14
Incr (%)	150,1±13,2	9	146,4±22,4	15

Os resultados médios dos valores dos índices de co-contração muscular estão na Tabela 5. Foi utilizada ANOVA de três fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar; 2) Fase: Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2); e 3) Par muscular: Gastrocnêmio lateral-Tibial anterior (GL-TA) e

Vasto medial-Bíceps femoral (VM-BF). Os fatores Condição ($F_{(1,838)}=4,7$, $p=0,03$), Fase ($F_{(1,1676)}=66$, $p<0,0001$) e Par muscular ($F_{(1,838)}=40,8$, $p<0,0001$) afetaram os índices de co-contracção. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que a co-contracção foi maior durante a marcha normal e no par VM-BF, e menor na fase de apoio médio ($p<0,0001$).

Os resultados médios dos valores de Tempo estão na Tabela 6. Foi utilizada ANOVA de dois fatores: 1) Condição: marcha normal e marcha militar, e 2) Fase: Tempo até a Força transiente Ft, até o Primeiro pico F1, até a Força mínima Fmin e até o Segundo pico F2. Os fatores Condição ($F_{(1,613)}=16,1$, $p=0,0001$) e Fase ($F_{(1,1839)}=7238$, $p<0,0001$) afetaram os valores de tempo. O teste *post hoc* Tukey HSD mostrou que os valores de tempo foram maiores na marcha normal ($p<0,0001$).

Nas Tabelas 7 a 10 os testes de Correlação Linear (coeficiente de *Pearson*), comparando os valores de FRS com as fases de ativação muscular.

Nas tabelas 11 a 14 estão os valores da Regressão Linear Múltipla da atividade dos quatro músculos. A análise indica que existe relação linear entre o pico da força transiente e a ativação muscular na fase Pré-ativação ($R^2=0,06$, $p<0,01$), e não existe relação linear entre o pico de transiente e a ativação muscular na fase de Absorção do Impacto ($R^2=0,03$, $p=0,19$). Para F1, encontramos que existe relação entre o primeiro pico F1 e a ativação muscular na fase de pré-ativação ($R^2=0,12$, $p<0,0001$) e na fase de absorção ($R^2=0,07$, $p=0,003$). Para Fmin, encontramos relação linear entre Fmin e a ativação muscular na fase de absorção do impacto ($R^2=0,16$, $p<0,0001$), na fase de apoio médio ($R^2=0,21$, $p<0,0001$) e na fase de propulsão ($R^2=0,17$, $p<0,0001$). E para F2, encontramos relação linear entre F2 e a ativação no apoio médio ($R^2=0,21$, $p<0,0001$) e na fase de propulsão ($R^2=0,28$, $p<0,0001$).

Tabela 4 – Parâmetros dos valores Root Mean Square (RMS) de eletromiografia (EMG) normalizados pela média, nas fases de Pré-ativação (PreEMG), de Absorção do Impacto (EMG1), de Apoio Médio (EMGmin) e de Propulsão (EMG2), na marcha normal e na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF) com os respectivos valores do coeficiente de variação do sinal (CV).

Variável	Músculo	Condição			
		Marcha Normal		Marcha Militar	
		RMS (u.a.)	CV (%)	RMS (u.a.)	CV (%)
Pré-ativação (PreEMG)	TA	2,9±1,3	45	2,6±1,2	46
	GL	2,6±1,3	50	2,3±0,8	35
	VM	3,1±1,4	45	1,7±1,0	58
	BF	3,4±1,4	41	2,3±1,0	43
Absorção do impacto (EMG1)	TA	2,8±1,3	46	2,5±1,1	44
	GL	2,4±1,3	54	2,3±0,9	39
	VM	2,9±1,4	48	2,8±1,3	46
	BF	3,3±1,6	48	2,5±0,9	36
Apoio médio (EMGmin)	TA	2,6±1,1	42	1,9±1,3	68
	GL	2,8±1,4	50	2,5±1,1	44
	VM	2,6±1,5	58	1,8±1,2	66
	BF	3,2±1,4	44	2,4±1,5	62
Propulsão (EMG2)	TA	3,7±1,3	35	3,4±1,0	29
	GL	3,6±1,5	42	3,2±0,9	28
	VM	3,9±1,6	41	2,5±1,2	48
	BF	4,4±1,7	39	3,3±1,1	33

Tabela 5 – Índices de co-contracção muscular nas fases de Pré-ativação (PreEMG), de Absorção do Impacto (EMG1), de Apoio Médio (EMGmin) e de Propulsão (EMG2) na marcha normal e na marcha militar. O músculo antagonista é considerado aquele com menor valor de ativação dentro dos pares tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF). CV é o coeficiente de variação do sinal.

Fase	Condição					
	Marcha Normal			Marcha Militar		
	Músculos	Índice Antagonista-Agonista (%)	CV (%)	Músculos	Índice Antagonista-Agonista (%)	CV (%)
Pré-ativação (PreEMG)	GL-TA	72,9±22,7	31	GL-TA	76,2±19,9	26
	VM-BF	80,3±18,5	23	VM-BF	71,5±23,5	33
Absorção do impacto (EMG1)	GL-TA	72,1±23,7	33	GL-TA	79,1±17,2	22
	VM-BF	78,3±19,5	25	VM-BF	110,0±28,6	26
Apoio médio (EMGmin)	GL-TA	72,7±23,8	33	GL-TA	70,8±21,9	31
	VM-BF	74,5±20,3	27	VM-BF	74,7±19,5	26
Propulsão (EMG2)	GL-TA	78,3±19,6	25	GL-TA	82,3±14,7	18
	VM-BF	82,6±16,4	20	VM-BF	78,0±21,3	27

Tabela 6 – Parâmetros de tempo na fase de apoio da marcha normal e da marcha militar. Δt apoio é o tempo total de apoio, Δt Ft, Δt F1, Δt Fmin e Δt F2 são os valores de tempo até a força transiente, até o primeiro pico, até o valor mínimo e até o segundo pico, respectivamente. São apresentados os valores em milissegundos e os percentuais do tempo total de apoio para cada variável.

Variável	Condição			
	Marcha Normal		Marcha Militar	
	ms	% Apoio	ms	% Apoio
Δt Ft	26,4±28,5	3,8±4,1	47,6±38,8	7,2±5,8
Δt F1	174,7±37,9	25,2±5,5	145,9±35,4	22,1±5,4
Δt Fmin	228,7±90,8	33,0±13,1	199,2±46,0	30,2±7,0
Δt F2	534,1±37,6	77,1±5,4	536,7±32,4	81,3±5,0
Δt apoio	693,0±46,5	100	660,0±39,0	100

Tabela 7 – Testes de correlação linear entre a Força Transiente (Ft) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações	Parâmetros Estatísticos	
	Ft	R ² p
PreEMG_TA	-0,01	0,001
PreEMG_GL	-0,01	0,001
PreEMG_VM	-0,15	<0,001
PreEMG_BF	-0,11	<0,001
EMG1_TA	-0,03	<0,001
EMG1_GL	-0,01	0,002
EMG1_VM	-0,006	0,01
EMG1_BF	-0,06	<0,001

Tabela 8 – Testes de correlação linear entre o primeiro pico (F1) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações	Parâmetros Estatísticos	
	F1	R ² p
PreEMG_TA	<0,001	0,38
PreEMG_GL	<0,001	0,64
PreEMG_VM	-0,008	0,008
PreEMG_BF	-0,005	0,03
EMG1_TA	-0,002	0,15
EMG1_GL	0,008	0,11
EMG1_VM	0,005	0,03
EMG1_BF	0,001	0,28

Tabela 9 – Testes de correlação linear entre o valor mínimo (Fmin) e as fases de Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações	Parâmetros Estatísticos		
	Fmin	R ²	p
EMG1_TA	-0,03	<0,001	
EMG1_GL	-0,05	<0,001	
EMG1_VM	-0,01	<0,001	
EMG1_BF	-0,05	<0,001	
EMGmin_TA	<-0,001	0,72	
EMGmin_GL	0,02	<0,001	
EMGmin_VM	-0,04	<0,001	
EMGmin_BF	0,06	<0,001	
EMG2_TA	-0,008	0,007	
EMG2_GL	<0,001	0,72	
EMG2_VM	-0,02	<0,001	
EMG2_BF	0,006	0,02	

Tabela 10 – Testes de correlação linear entre o Segundo pico (F2) e as fases de apoio médio (EMGmin) e propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações	Parâmetros Estatísticos		
	F2	R ²	p
EMGmin_TA	0,02	<0,001	
EMGmin_GL	0,08	<0,001	
EMGmin_VM	<0,001	0,921	
EMGmin_BF	0,04	<0,001	
EMG2_TA	<0,001	0,601	
EMG2_GL	0,03	<0,001	
EMG2_VM	0,01	0,002	
EMG2_BF	0,01	0,001	

Tabela 11 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre a Força Transiente (Ft) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações	Parâmetros Estatísticos			
	Ft	B	R ²	p
PreEMG_TA	0,09			
PreEMG_GL	-0,04		0,06	0,01
PreEMG_VM	-0,21			
PreEMG_BF	0,03			
EMG1_TA	0,14			
EMG1_GL	-0,02		0,03	0,19
EMG1_VM	-0,16			
EMG1_BF	-0,08			

Tabela 12 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre o Primeiro pico (F1) e as fases de pré-ativação (PreEMG) e absorção de impacto (EMG1) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações		Parâmetros Estatísticos		
F1	B	R ²	p	
PreEMG_TA	0,13	0,12	<0,0001	
PreEMG_GL	-0,16			
PreEMG_VM	-0,04			
PreEMG_BF	-0,26			
EMG1_TA	-0,29	0,07	0,003	
EMG1_GL	-0,003			
EMG1_VM	0,29			
EMG1_BF	-0,07			

Tabela 13 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre a Força mínima (Fmin) e as fases de Absorção de Impacto (EMG1), Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2), na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações		Parâmetros Estatísticos		
Fmin	B	R ²	p	
EMG1_TA	-0,25	0,16	<0,0001	
EMG1_GL	-0,34			
EMG1_VM	0,32			
EMG1_BF	-0,01			
EMGmin_TA	-0,29	0,21	<0,0001	
EMGmin_GL	-0,08			
EMGmin_VM	0,21			
EMGmin_BF	0,41			
EMG2_TA	-0,21	0,17	<0,0001	
EMG2_GL	-0,001			
EMG2_VM	0,021			
EMG2_BF	0,36			

Tabela 14 – Testes de Regressão Linear Múltipla entre o Segundo pico (F2) e as fases de Apoio Médio (EMGmin) e Propulsão (EMG2) na marcha militar para os músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio lateral (GL), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF).

Comparações		Parâmetros Estatísticos		
F2	B	R ²	p	
EMGmin_TA	-0,18	0,21	<0,0001	
EMGmin_GL	0,27			
EMGmin_VM	0,30			
EMGmin_BF	0,08			
EMG2_TA	-0,06	0,28	<0,0001	
EMG2_GL	0,10			
EMG2_VM	0,39			
EMG2_BF	0,15			

5 DISCUSSÃO

As variáveis cinéticas são diferentes entre a marcha normal e a marcha militar. Os picos de força e os impulsos são maiores na marcha militar. Desta forma, a marcha militar se caracteriza por um padrão de movimentos de maior sobrecarga mecânica aplicada ao aparelho locomotor.

A marcha militar apresentou valores de forças de impacto, Força Transiente e Primeiro Pico, superiores quando comparados à marcha normal. Os valores de Força Mínima e Segundo Pico foram maiores na marcha normal. Os valores da Força Transiente, do Primeiro Pico, da Força Mínima e do Segundo Pico apresentaram valores semelhantes aos descritos na literatura, tanto para a marcha normal quanto para a marcha militar (ADRIAN & COOPER, 1995; VIEL, 2001). No entanto, a assimetria de magnitude dos picos na marcha militar mostra um padrão de anormalidade segundo Jacobs et al (1972).

Os Coeficientes de Variação (CV) dos picos de força foram pequenos e variaram entre 5 e 12%. Foram superiores para a força transiente na marcha militar (19%) e na marcha normal (23%), porém, ainda semelhantes aos dados de outros estudos (SOARES et al, 2003; WINTER, 1990; WINTER, 1991).

Os Impulsos foram maiores na marcha militar. Os valores diferiram entre si quando considerados em conjunto nas duas condições. O CV do Impulso até 50 ms (29%) e até 75 ms (25%) na marcha militar foi menor que o CV na marcha normal (41%), o que oferece maior consistência e menor variação aos dados da marcha militar. O Impulso é um importante indicador da sobrecarga mecânica no sistema musculoesquelético, pois têm relação direta com a energia transferida na fase de apoio. Nesse sentido, não é apenas a magnitude do pico de impacto que importa ao considerarmos a sobrecarga do sistema locomotor, mas também a área da curva, especialmente nas fases iniciais de contato do calcâneo, quando a sobrecarga é assumida de forma passiva pelos tecidos.

A Taxa de Crescimento aponta a velocidade de incremento dos picos de força. Não houve diferença nas Taxas de Crescimento entre a marcha normal e a marcha militar, ao contrário de estudo preliminar realizado por este grupo (GUISANDE et al,

submetido). Também não houve diferença na Taxa de Crescimento para cada pico isolado da curva de FRS.

O percentual de Incremento e Deflexão foram diferentes entre si e maiores na marcha normal. A Deflexão, relação entre o Primeiro pico e o valor Mínimo da curva de FRS, é associada à proteção da sobrecarga mecânica no sistema musculoesquelético e foi menor na marcha militar, indicando maior sobrecarga nesta condição. Por outro lado, o Incremento mostra a relação entre a força mínima e o segundo pico e foi maior na marcha normal. Maiores valores percentuais de Incremento podem ter origem em maiores valores de Segundo Pico de força ou em menores valores de Força Mínima. Os dados deste estudo mostram que o Segundo Pico foi diferente e menor que o Primeiro Pico na marcha militar, provavelmente porque a esteira proporciona aceleração horizontal para a locomoção, diminuindo assim a força de propulsão. Em estudo preliminar sobre a marcha militar, realizado em plataforma de força de piso fixo, os picos não diferiram entre si (GUISANDE et al, submetido).

A atividade muscular e os Índices de Co-contração foram maiores na marcha normal. O músculo BF mostrou maiores valores de ativação em toda a fase de apoio, diferente dos outros três músculos analisados. Tais achados confirmam a idéia de que a atividade muscular exerce importante papel na atenuação das forças de impacto na marcha normal. O músculo BF mostrou-se de importante papel, pelo maior nível de ativação em comparação aos outros músculos, inclusive em comparação ao ventre medial do quadríceps (VM), considerado um dos mais potentes músculos do membro inferior. Além disso, o BF apresentou maior atividade também na fase de pré-ativação, desacelerando e preparando o membro inferior para o contato do calcâneo.

Os maiores níveis de ativação muscular ocorreram na fase de Propulsão, em que a atividade muscular é necessária e exigida para gerar energia cinética para o deslocamento do corpo no espaço.

O par VM-BF mostrou maior Índice de co-contração durante o apoio, apontando maior atividade estabilizadora na articulação do joelho quando comparada ao par TA-GL, no tornozelo. Os maiores valores de co-contração ocorreram da fase de Absorção de Impacto e de Propulsão, e de maneira diferente no Apoio Médio, que apresentou o menor Índice de Co-contração. Tais achados confirmam a idéia de que na fase inicial de

contato de calcâneo são necessários maiores níveis de co-ativação muscular, para melhor estabilidade e assimilação de forças, e posteriormente na propulsão, na geração de força propulsora. Na fase de apoio médio, em que há aumento dos graus de flexão do joelho do apoio e aceleração do membro contralateral, a co-atividade muscular diminui e a estabilidade articular é garantida pela ação dos componentes viscoelásticos teciduais (VIEL, 2001).

Os Índices de co-contração muscular foram diferentes entre a marcha normal e a marcha militar, em cada subfase do apoio e para cada par de músculos analisados. Os Índices de co-contração foram calculados considerando como músculo antagonista aquele com menor nível de ativação no par, exceto para a fase de Absorção de Impacto no par VM-BF na marcha militar. Para todas as fases, inclusive na fase de Pré-ativação, o músculo BF foi o agonista do par, com maior nível de ativação que o VM. Na fase de Absorção do Impacto da marcha militar o músculo BF foi o de menor ativação do par VM-BF e por isso o Índice ultrapassou o valor de 100%. Tal achado é compatível com os achados de outros estudos (VERDINI et al, 2006; VIEL, 2001) que apontam o músculo BF como importante músculo na proteção do sistema musculoesquelético durante a fase de Absorção do Impacto. Assim, na marcha militar o índice de co-contração VM-BF teve proporção invertida, de maneira concomitante com a incidência da Força Transiente e de maiores valores de Primeiro Pico.

A atividade muscular está associada ao impacto mecânico no início da fase de apoio da marcha. Observamos Correlação Linear negativa entre a atividade muscular nas fases de Pré-ativação e de Absorção de Impacto com a presença da Força Transiente, como em Verdini et al (2006), o que indica que baixos níveis de ativação muscular têm relação direta com a presença de altos níveis de forças de impacto. O R^2 da Correlação Linear mostra que 15% dos casos em que há presença da Força Transiente são explicados pelo déficit de ativação do músculo VM na fase de Pré-ativação, com $p < 0,001$, e que 11% dos casos são explicados pelo déficit de ativação do BF na mesma fase ($p < 0,001$). Embora outros músculos tenham apresentado resultados significativos de Correlação Linear, nenhum deles apresentou valores robustos de R^2 .

Considerando os resultados deste estudo, acerca do papel protetor que a atividade muscular exerce na atenuação das forças de impacto, e frente à observação

de baixos níveis de ativação muscular na marcha militar em concomitância com altos valores de forças de impacto no contato de calcâneo, sugere-se que atenção especial seja ofertada para a elaboração de protocolos de treinamento muscular específicos, para a avaliação e o treinamento de diferentes padrões de coordenação muscular durante o processo de aprendizagem do padrão motor típico da marcha militar.

Os valores de Força Mínima na marcha militar apresentaram correlação linear negativa com a atividade de todos os músculos na fase de Absorção de Impacto. Tal achado mostra que a atividade eletromiográfica na Absorção de Impacto pode interferir na magnitude da Força Mínima no Apoio Médio. Além disso, houve correlação negativa entre a F_{min} e os músculos VM e TA nas fases de Apoio Médio e de Propulsão da marcha militar, indicando a função de proteção que estes músculos podem desempenhar. Houve correlação linear positiva entre a atividade dos músculos GL e BF, nas fases de Apoio Médio e Propulsão, e os valores de Força Mínima, indicando que quanto maiores os níveis de ativação de GL e BF, maiores os valores da Força Mínima, gerando assim, menor efeito protetor. Segundo os autores Viel (2001) e Winter (1990) a diminuição aos valores mínimos é decorrente do aumento no ângulo de flexão do joelho durante o Apoio Médio. Tal afirmação é compatível com os achados deste estudo, que indica maiores níveis de ativação dos músculos TA e VM durante a flexão excêntrica de joelho no apoio. Este estudo também mostrou que quanto maiores os níveis de ativação de GL e BF durante o apoio, maiores os valores da Força Mínima, provavelmente decorrente de menores ângulos de flexão do joelho, no entanto, a análise cinemática da marcha não foi o foco deste estudo.

A aplicação do Modelo de Regressão Linear Múltipla entre a ativação muscular em diferentes fases da marcha militar e os valores de pico da FRS vertical sugere relação de causa e efeito entre estas variáveis. É importante destacar a ausência de relação linear entre o pico de Força Transiente e a ativação muscular na fase de Absorção do Impacto, um achado esperado, já que a força transiente é um evento precoce dentro da fase de apoio ($7,2 \pm 5,8\%$ do apoio). A relação foi, no entanto, significativa entre F_t e a atividade muscular na fase de Pré-ativação, evidenciando assim a importância da ativação muscular antecipatória à incidência das forças de impacto no contato de calcâneo. Os resultados da Regressão Linear Múltipla sugerem

que a ativação muscular é modulada pela fase do apoio, e que a relação de linearidade se torna mais forte do Apoio Médio para a Propulsão.

Os valores de R^2 do Modelo de Regressão Linear Múltipla mostram que embora haja relação de linearidade entre as variáveis analisadas, pequeno percentual dos resultados pode ser estimado pela equação de regressão, a considerar 12% dos valores de F1 explicados pela atividade muscular na fase de Pré-ativação, 16% dos resultados de Força Mínima explicados pela atividade muscular na fase de Absorção de Impacto, 21% pela atividade muscular no Apoio Médio e 17% na Propulsão, 21% dos valores de Segundo pico podem ser explicados pela atividade muscular no Apoio Médio e 28% na Propulsão. Para fins de previsão, a equação de Regressão Linear explica uma quantidade restrita dos resultados encontrados.

Os valores dos dados de Tempo foram diferentes entre a marcha normal e a marcha militar. A fase de apoio na marcha normal apresentou maiores valores. Os valores relativos ao primeiro pico e força mínima também foram maiores na marcha normal. Os valores relativos à força transiente e ao segundo pico foram maiores na marcha militar. Tais achados coincidem com dados de estudo preliminar realizado (GUISANDE et al, submetido). Os valores de tempo relacionados à Força Transiente ($47,6 \pm 38,8$ ms) na marcha militar apontam que a atividade muscular, que tem início antes mesmo que o contato de calcâneo ocorra, pode desempenhar importante papel protetor na atenuação das forças de impacto.

6 CONCLUSÕES

Com base nos achados deste estudo conclui-se que:

1. As forças incidentes no início da fase de apoio (F_t e F_1) da marcha militar são diferentes e maiores que na marcha normal;
2. A magnitude de atividade dos músculos selecionados dos membros inferiores é diferente entre a marcha militar e a marcha normal, sendo menor na marcha militar;
3. Existe relação de causa e efeito, indicada pelo modelo de regressão linear múltipla, entre baixos níveis de atividade muscular e a incidência de altos níveis de forças de impacto na fase de apoio da marcha militar.

Estudos adicionais são necessários para averiguar os efeitos crônicos da presença das forças de impacto da marcha militar sobre o sistema musculoesquelético desta população.

7 REFERÊNCIAS

ADELAAR, R. S. The practical biomechanics of running. American Journal of Sports Medicine, v. 14, n. 6, p. 497-500, 1986.

ADRIAN, M. J., COOPER, J. M. Biomechanics of human movement. 2.ed. Wisconsin: WCB Brown & Benchmark, 1995.

ALEXANDER, R. M. A model of bipedal locomotion on compliant legs. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci, v. 338, n. 1284, p. 189-198, 1992.

AMADIO, A. C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento, 1989. 119f. Tese (Livre-docência) – Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C., BARBANTI, V.J. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Editora Estação Liberdade Ltda., 2000.

AMADIO, A.C., SERRÃO, J.C. Estudo de parâmetros relacionados a força de reação do solo durante a locomoção com idosos normais. In: IV Congresso Nacional de Biomecânica, 1992, São Paulo. Anais, 1992.

AMAR, J. The Human Motor. E. P. Dutton, 1920.

APKARIAN, J., NAUMANN, S., CAIRNS, B. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. Journal of Biomechanics, v. 22, n. 2, p. 143-155, 1989.

ARAUJO, R.C. Utilização da eletromiografia na análise biomecânica do movimento humano, 1998. 150f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.

ASHBY, B. M.; HEEGAARD, J. H. Role of arm motion in the standing long jump. Journal of Biomechanics, v. 35, n. 12, p. 1631-1637, 2002.

BASMAJIAN, J.V. Muscle alive. 4 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1978.

BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. EMG signal amplitude and force. In:_____. Muscle alive. Baltimore: Williams & Wilkins, p.187-200, 1985.

BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica 6, 1995. Brasília: Anais. Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.

BIANCO, R. Caracterização das respostas dinâmicas da corrida com calçados esportivos em diferentes estados de uso, 2005. 121f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

BIRRELL, S.A., HOOPER, R.H., HASLAM, R.A. The effect of military load carriage on ground reaction forces. Gait and Posture, n.26, p.611-614, 2007.

BOBBERT, M. F., YEADON, M.R., NIGG, B.M. Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. Journal of Biomechanics, v. 25, n. 3, p. 223-234, 1992.

BRASIL. Ministério da Defesa. Comando da Aeronáutica. Manual de Ordem Unida para o Comando da Aeronáutica (MCA 50-4). Brasília, DF, 1990.

BRUNIERA, C.A.V., AMADIO, A.C. Análise dos fatores biomecânicos selecionados para o andar com adultos normais do sexo masculino em relação à força reação do solo, atividade muscular e variação angular durante a fase de apoio: um estudo de caso. In: IV Congresso Nacional de Biomecânica, 1992, São Paulo. Anais, 1992. p. 217-223.

CALAIS-GERMAIN, B. Anatomia para o movimento. Vol. 1 Introdução à análise das técnicas corporais. Barueri: São Paulo, 2002.

CAVANAGH, P. R. The biomechanics of lower extremity action in distance running. Foot Ankle, v. 7, n. 4, p. 197-217, 1987.

CAVAGNA, G.A., FRANZETTI, P. The determinants of the step frequency in walking in humans. Journal of Physiology, n.373, p.235-242, 1986.

CHU M.L., YAZDANI-ARDAKANI, S., GRADISAR, I.A et al. An in-vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. Journal of Biomechanics, n.19, p. 979–987, 1986.

CLARYS, J. P.P., LEWILLIE, L. Clinical and kinesiological electromyography by “Le Dr. Duchenne (De Boulogne)”. In: CAPOZZO, A., MARCHETTI, M., TOSI, V. Biolocomotion: a century of research using moving pictures. Roma: Photograph, 1992, p.89-114.

COLLINS J.J., WHITTLE M.W. Impulsive forces during walking and their clinical implications. Clinical Biomechanics, n.3, p. 179–187, 1999.

CORREA, J.C.F., NOGUEIRA, G.V., FERRAZ, M.C.D. et al. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral durante a marcha. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica 10, 2003. Ouro Preto: Anais. Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2003.

DAINTY, D.A., NORMAN, R.W. Standardizing biomechanical testing in sport. Champaign: Human Kinetics, 1987.

DE LUCA, C.J. Delsys – Surface Electromyography: detection and recording. Delsys Inc., 2002a.

DE LUCA, C.J. Delsys – Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. Delsys Inc., 2002b.

DILLMAN, C. J. Kinematic analyses of running. Exerc Sport Sci Rev, v. 3, p. 193-218, 1975.

DUFEK, J. S.; BATES, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. Medicine & Science in Sports & Exercise, v. 22, n. 3, p. 370-377, 1990.

DUGAN, S. A.; BHAT, K. P. Biomechanics and analysis of running gait. Phys Med Rehabil Clin N Am, v. 16, n. 3, p. 603-621, 2005.

ERVILHA, U. F. Efeito da dor muscular experimentalmente induzida sobre a força isométrica e validação de índices de estimação da co-contracção muscular, 2004. 71f. Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

FARLEY, C.T., FERRIS, D.P. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. Exerc Sport Sci Rev, n.26, p. 253-85, 1998.

FARLEY, C.T., GONZALEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. Journal of Biomechanics, n.29, v.2, p.181-186, 1996.

FRANKEL, V. H., NORDIN, M. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 2.ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989.

GAMET, D., DUCHENE, J., GOUBEL, F. Reproducibility of kinetics of electromyogram spectrum parameters during dynamics exercises. European Journal of Applied Physiology, v.74, p.504-10, 1996.

GARDNER L.I. et al. Prevention of lower extremity stress fractures: a controlled trial of a shock absorbent insole. American Journal of Public Health, n.78, p.1563–1567, 1988.

GEIRINGER S.R. Rehabilitation of stress fractures. Physical Medicine Rehabilitation: State Art Rev, n.9, p. 93–101, 1995.

GIROUX, B., LAMONTAGNE, M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometrics and dynamics conditions. Electromyography and Clinical Neurophysiology, v.30, p.397-405, 1990.

GLOUSMAN, R. Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.288, p.27-34, 1993.

GUISANDE, T.P., AMADIO, A.C., SERRÃO, J.C., MOCHIZUKI, L. Transient force on vertical ground reaction force of military gait. Submetido à Revista Military Medicine em dezembro de 2008.

HARMAN E., HOON, K., FRYKMAN, P., et al. The effects of backpack weight on the biomechanics of load carriage. Technical report n.T00-17, MA: US Army Research Institute of Environmental Medicine, p.1-71, 2000.

HATZE, H. The meaning of the term “Biomechanics”. Journal of Biomechanics, v.7, p.189-90, 1974.

HAUSDORFF, J.M., PURDON, P.L., PENG, C.K. et al. Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. Journal of Applied Physiology, n.80, p.1448-1457, 1996.

HAY, J. G. The biomechanics of the long jump. Exerc Sport Sci Rev, v. 1, p. 401-46, 1986.

HAY, J. G. The biomechanics of the triple jump: a review. Journal of Sports Science, v. 10, n. 4, p. 343-78, 1992.

HENRIKSEN, M., SIMONSEN, E.B., GRAVEN-NIELSEN, T. et al. Impulse-forces during walking are not increased in patients with knee osteoarthritis. Acta Orthopaedica, n.77, v.4, p.650-656, 2006.

HILL, A.V. The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. J Physiol, n.56, p.19-41,1922.

HIROKAWA, S. Normal gait characteristics under temporal and distance constraints. Journal of Biomedical Engineering, n.11, p.449-456, 1989.

INMAN V.T., RALSTON, H.J., TODD, F.T., et al. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.

JACOBS, N.A., SKORECKI, J., CHARNLEY, J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. Journal of Biomechanics, n. 5, p. 11-34, 1972.

JAEGER, R., SMITH, R., SCANU, M. An application of a technique for the superimposition of computer graphics and video images in real time. Med Instrum, v. 20, n. 5, p. 233-236, 1986.

JEFFERSON R.J., COLLINS, J.J., WHITTLE, M.W. et al. The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. Journal of Engeneering Medicine, n.203, p.21-28, 1990

JONES, B.H., COWAN, D.N., TOMLINSON, J.P. et al. Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. Medicine & Science in Sports & Exercise e, v.25, n.2, p.197-203, 1993.

JONKERS, I., SPAEPEN, A., PAPAIOANNOU, G. et al. An EMG-based, muscle driven forward simulation of single support phase of gait. Journal of Biomechanics, v. 35, n. 5, p. 609-619, 2002.

KADABA, M. P., RAMAKRISHNAN, H.K., WOOTTEN, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res, v. 8, n. 3, p. 383-392, 1990.

KANDEL, E.R., SCHWARTZ, J.H., JESSELL. Principles of neural science. 4. ed. New York: McGraw-Hill Companies, 2000.

KINOSHITA, H. Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. Ergonomics, n.28, p.1347-1362, 1985.

KNAPIK, J. J., SHARP, M.A., CANHAM-CHEVAK, M. et al. Risk factors for training-related injuries among men and women in basic combat training. Medicine & Science in Sports & Exercise, v. 33, n. 6, p. 946-954, 2001.

KRAM, R.; MCMAHON, T. A. Mechanics of running under simulated low gravity. J Applied Physiology, v. 71, n. 3, p. 863-870, 1991.

KROSSHAUG, T.; BAHR, R. A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences. Journal of Biomechanics, v. 38, n. 4, p. 919-929, 2005.

LAURENT, M., PAILHOUS, J. A note on modulation of gait in man: effects of constraining stride length and frequency. Human Movement Science, n.5, p.333-343, 1986.

LEES, A., VANRENTERGHEN, J., DE CLERCQ, D. Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. Journal of Biomechanics, v. 37, n. 12, p. 1929-1940, 2004.

LIGHT, L.H. Potential implications of heel strike transients. Journal of Physiology, n.292, p.31-32, 1979.

LICHT, S. Electrodiagnóstico y electromiografía. Barcelona: JIMS, 1970.

LLOYD, R., COOKE, C.B. Kinetic changes associated with load carriage using two rucksack designs. Ergonomics, n.43, p.1331-1341, 2000.

MANN, R. A.; HAGY, J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. American Journal of Sports Medicine, v. 8, n. 5, p. 345-50, 1980.

MARTIN, P.E., SANDERSON, D.J., UMBERGER, B.R. Fatores que afetam as frequências de movimento preferidas em atividades cíclicas, cap. 07, p. 111-124. In: ZATSIORSKY, V.M. Biomecânica no esporte: performance do desempenho e prevenção de lesão. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

McCANN, P.D., WOOTTEN, M.E., KADABA, M.P. et al. A kinematic and eletromyographic atudy of shoulder rehabilitation exercises. Clinical Orthopaedics and Related Research, v. 288, p.179-88, 1993.

MILGROM C., GILADI, M., KASHTAN, H. et al. A prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. Foot Ankle, n.6, p. 101–104, 1985.

MILGROM C., FINESTONE, A., SHLAMKOVITCH, N. et al. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: a randomized prospective study. Clinical Orthop, n.281, p.189–92, 1992.

MIZRAHI, J., VERBITSKY, O. ISAKOV, E., et al. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Human Movement Science, v.19, n.2, p.139-151, 2000.

MOCHIZUKI, L., AMADIO, A.C., SERRÃO, J.C. Estudo comparativo de variáveis biomecânicas relacionadas da fase de apoio entre marcha militar (ordem unida) e a marcha normal (andar). In: IV Congresso Nacional de Biomecânica, 1992, São Paulo. Anais, 1992. p. 217-223.

MOCHIZUKI, L., BIANCO, R., BRANDINA, K., et al. Análise multivariada de variáveis biomecânicas na locomoção. Revista Brasileira de Biomecânica, ano 8, n.15, p.48-53, 2007.

MORGAN, D. W., MARTIN, P.E., KRAHENBUHL, G.S. Factors affecting running economy. Sports Medicine, v. 7, n. 5, p. 310-330, 1989.

NIGG, B.M., DE BOER, R.W., FISH, V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. Medicine & Science in Sports & Exercise, v.27, n1, p.98-105, 1995.

OUNPUU, S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. Instr Course Lect, v. 39, p. 305-318, 1990.

PERRY J. Gait Analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey: Slack Inc, 1992.

POLCYN, A.F., BENSEL, C.K., HARMAN, E.A., et al. Effects of weight carriage by soldiers: combined analysis of four studies on maximal performance, physiology and biomechanics. Technical report n. TR-02-/010, MA: US Army Research Institute of Environmental Medicine, p.1-64, 2002.

PERTTUNEN, J. O., KYROLAINEN, H., KOMI, P.V. et al. Biomechanical loading in the triple jump. Journal of Sports Science, v. 18, n. 5, p. 363-370, 2000.

PUTNAM, C. A. A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. Medicine & Science in Sports & Exercise, v. 23, n. 1, p. 130-144, 1991.

RADIN E.L., PAUL, I.L., ROSE, R.M. Mechanical factors in the etiology of osteoarthritis. Ann Rheum Dis, n.33, p.132–150, 1975.

RECHTIEN, J.J., GELBLUM, J.B., HAIG, A.J. et al. Technology assessment: dynamic eletromyography in gait and motion analysis. Muscle and Nerve, v.19, n.3, p.396-402, 1996.

RILEY, P.O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. Gait and Posture, n.26, p.17-24, 2007.

ROY, S.H., DE LUCA, C.J., SHNEIDER, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. Journal Applied of Physiology, v.61, n.4, p.1510-7, 1986.

SCHWELLNUS M.P., JORDAAN, G., NOAKES, T.D. Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles: a prospective study. American Journal of Sports Medicine, n.18, p.636–641, 1990.

SENIAM. Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles. Disponível em < <http://www.seniam.org>>. Acesso em 23 julho 2008.

SERRÃO, J.C. Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana, 1999. 192f. Tese (Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

SILVA, O. L. A biomecânica do aparelho locomotor humano. In: AMADIO, A. C., BARBANTI, V.J. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Editora Estação Liberdade Ltda., 2000.

SIMON, S.R., PAUL, I.L., MANSOUR, J. et al. Peak dynamic force in human gait. Journal of Biomechanics, v.14, n.12, p. 817-822, 1981.

SMITH W., WALTER, J.JR., BAILEY, M. Effects of insoles in coast guard basic training footwear. Journal of the American Podiatric Medical Association, n.75, p. 644–647, 1985.

SMOLL, F.L. Preferred tempo in performance of repetitive movements. Percept Mot Skills, n.40, v.2, p.439-442, 1975.

SOARES, A.S.O.C., YAMAGUTI, E.Y., SERRÃO, J.C., et al. Parâmetros dinâmicos e eletromiográficos da marcha de amputados transfemorais. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica 10, 2003. Ouro Preto: Anais. Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2003.

STACY R.J., HUNGERFORD R.L. A method to reduce work-related injuries during basic training in the New Zealand army. Military Medicine, n. 149, p.318–320, 1984.

TIBONE, J.E., ANTICH, T.J. Eletromyographic analysis of the anterior cruciate ligament – deficient knee. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.288, p.35-9, 1993.

TILBURY-DAVIS, D.C., HOOPER, R.H. The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb. Human Movement Science, n.18. p.693-700, 1999.

VAUGHAN, C. L. Biomechanics of running gait. Crit Rev Biomed Eng, v. 12, n. 1, p. 1-48, 1984.

VERDINI F., LEO, T., FIORETTI, S., et al. Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform. Clinical Biomechanics, v.15, n.8, p. 607-610, 2000.

VERDINI, F., MARCUCCI, M., BENEDETTI, M.G. et al. Identification and characterization of heel strike transient. Gait and Posture, n.24, p.77–84, 2006.

VIEL, E. A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções. Barueri: Manole, 2001.

VOLOSHIN, A.S. Propagação do impacto e seus efeitos sobre o corpo humano, cap.27, p.452-459. In: ZATSIORSKY, V.M. Biomecânica no esporte: performance do desempenho e prevenção de lesão. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

WANK, V., FRICK, U., SCHMIDTBLEICHER, D. Kinematics and eletromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. International Journal of Sports Medicine, v.19, n.7, p.455-461, 1998.

WEISE-BJORNSTAL, D., DUFEK, J. The effect of weightload and footwear on the kinetic and temporal factors in level grade backpacking. Human Movement Science, n.21, p.167-181, 1991.

WHITE, S.C., GILCHRIST, L.A., CHRISTINA, K.A. Within-day accomodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. Journal of Applied Biomechanics, v.18, p.74-82, 2002.

WHITTLE, M. W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait and Posture, n. 10, p. 264–275, 1999.

WILLIAMS, K. R. Biomechanics of running. Exerc Sport Sci Rev, v. 13, p. 389-441, 1985.

WINTER, D.A. The Biomechanics and motor control of human gait. 2ed. University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley-Interscience Publication, 2 ed., 1990.

WOLF, W. EMG signal classification. In: DENGLER, R. The motor unit: physiology, diseases, regeneration. Munich: Urban & Schwarzenberg, 1989.

WOSK J, VOLOSHIN A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. Journal of Biomechanics, n. 13, p. 261–267, 1981.

WOSK J, VOLOSHIN A. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. Journal of Biomechanics, n. 15, p.21–27, 1982.

YANG, J.F., WINTER, D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.65, p.517-21, 1984.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O estudo de padrões de movimentos é amplamente discutido na ciência bem como na sociedade em geral. Já foram realizadas descrições detalhadas sobre os padrões de movimentos da marcha humana e sobre esportes como a corrida e os saltos, por exemplo. A marcha militar vem sendo descrita apenas qualitativamente, isto é, sem o subsídio de estudos científicos detalhados. Desta forma, ela é relacionada com a incidência de lesões, e não existem dados científicos concretos que corroborem com esta opinião. Portanto, o objetivo deste estudo é descrever quantitativamente o movimento da marchar militar.

O procedimento de coleta dos dados será composto de um período de instrução e esclarecimentos gerais e específicos; de um período preparatório de aquecimento e adaptação; de um período efetivo de coleta dos dados. Os militares irão, em um primeiro momento, caminhar, e em um segundo momento marchar sobre uma esteira que tem duas placas com sensores (plataformas de força). Eletrodos serão posicionados sobre a pele para captar os sinais elétricos da contração muscular. Cada coleta será composta de duas amostras de cada indivíduo.

Os riscos inerentes à pesquisa são aqueles devidos à casualidade, ao transporte, à alimentação e à permanência dos militares em São Paulo, bem como os efeitos da atividade física (dor muscular). Não participarão deste estudo, militares com lesões presentes no momento da coleta, com história de lesão nos últimos seis meses ou lesões atribuídas à marcha militar. Qualquer intercorrência à saúde dos sujeitos será devidamente atendida, diagnosticada e tratada nas clínicas de Saúde da Aeronáutica, responsáveis pelos militares deste estudo.

Os benefícios incluem o conhecimento científico do movimento da marcha militar e os desdobramentos decorrentes, como a criação de estratégias de prevenção de lesões aplicáveis em grande escala, a todos os militares da Força Aérea.

Todos os procedimentos relacionados ao transporte, alimentação e organização dos militares fora da organização militar estarão sob a responsabilidade desta oficial e pesquisadora.

Os indivíduos participantes desta pesquisa têm direito a qualquer esclarecimento quanto à natureza da pesquisa em qualquer momento antes, durante ou depois de seu

término. Têm a liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem repressão, penalização ou prejuízo. Têm garantia de sigilo que assegure a privacidade quanto aos dados confidenciais e quanto à sua identificação. Têm direito à indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa. Têm garantia à liberdade de consentimento, mesmo os indivíduos expostos à influência de autoridade, assegurando-lhes inteira liberdade de participar ou não da pesquisa, sem quaisquer represálias.

Esta pesquisa tem o objetivo de desenvolvimento da ciência no âmbito militar e na área da Biomecânica, sendo assim, seus resultados serão publicados em periódico da área assim que concluída, respeitando-se as normas de Ética em Pesquisa.

Dados da pesquisa:

Nome do pesquisador(a): Thais Pereira **Guisande**

Telefone de contato: 12-3123-1358 (Setor de Fisioterapia EEAR)

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

Título da pesquisa: Análise de variáveis cinéticas da marcha militar.

EU, _____

R.G.: _____ CPF.: _____

COMPREENDI TUDO O QUE ME FOI EXPOSTO VERBALMENTE E ATRAVÉS DESTE TERMO; CONCORDO EM PARTICIPAR VOLUNTARIAMENTE DESTE ESTUDO, SEM ÔNUS QUAISQUER À INSTITUIÇÃO DE PESQUISA E À ORGANIZAÇÃO MILITAR VINCULADAS.

APÊNDICE B – Ficha de Coleta de Dados.**DADOS DO SUJEITO:**

Nome: _____
 Idade: _____ Peso: _____ Altura: _____

QUESTIONÁRIO

1. Quanto à prática de atividades físicas, qual a modalidade, freqüência e tempo de duração de suas práticas?

Modalidade I
 Freqüência Tempo de duração

Modalidade II
 Freqüência Tempo de duração

Modalidade III
 Freqüência Tempo de duração

2. Você tem ou já teve alguma lesão de membros inferiores?

() Tenho lesão atualmente. Qual? _____
 () Já tive lesão de membros inferiores. Qual? _____

3. Se você já teve (ou tem) lesão em membros inferiores, esta lesão teve relação com a prática de atividades físicas?

4. Em decorrência desta lesão, ou por outro motivo, você teve dificuldade para marchar?

5. Você, alguma vez (no período de adaptação ou mais tarde) já sofreu lesão ou sentiu algum desconforto para marchar?

Comentários adicionais:

(ofereça informações adicionais sobre a prática da marcha e/ou sobre lesões que possam ser úteis para este estudo)

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)