

# **ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA INFLUÊNCIA DO CALÇADO ESPORTIVO NA LOCOMOÇÃO HUMANA**

**JÚLIO CERCA SERRÃO**

**Tese apresentada à Escola de  
Educação Física e Esporte da  
Universidade de São Paulo, como  
requisito parcial para obtenção do  
grau de Doutor em Educação Física.**

**ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO**

Serrão, Júlio Cerca

Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana / Júlio Cerca Serrão. -- São Paulo : [s.n.], 1999.

xxvii, 164p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Biomecânica 2. Calçado esportivo I. Título.

## AGRADECIMENTOS

Foram muitos os amigos que me acompanharam nestes últimos anos. Apenas as palavras não podem expressar a importância dessas pessoas no transcorrer dessa longa jornada. Impossível agradecer por tudo que fizeram por mim. Que Deus os abençoe. Minha eterna gratidão a meus pais Carlos e Ivete Serrão, meu irmão Carlos, e minha avó Francisca Cerca, não somente pelo imenso esforço que fizeram para que eu pudesse chegar até aqui, mas principalmente pelo amor que sempre tiveram por mim. Um especial agradecimento a meu avô, Aristides Cerca, que infelizmente se foi antes que esta etapa tivesse chegado ao fim. Sua bondade e seu amor deixaram muita saudade, e a eterna gratidão por ter convivido com uma pessoa tão especial. A minha esposa Ana Cláudia, que apesar de ter sido privada de muitas horas da merecida atenção nestes últimos anos de trabalho, nunca deixou de ser a pessoa maravilhosa por quem me apaixonei. A minha amada filha Fernanda, cujo sorriso é a maior inspiração da minha vida. A esta família tão amada devo tudo que sou. Neste tempo em que os exemplos são cada vez mais raros, agradeço ao Prof. Alberto Carlos Amadio pelos constantes exemplos de integridade, dedicação, competência, e sobretudo pela amizade. Sua orientação e apoio constituíram os alicerces que estruturam minha vida acadêmica. Agradeço ainda aos amigos Bruno Abillel, Edson Dalla Vecchia, Isabel Sacco, Ludgero Braga Neto, Luis Mochizuki, Marcos Duarte, Maurício Dominguez Rodriguez, Paula Lobo da Costa, Roberto Bianco, Rubens Correa Araújo, Thaís Alencar Boajdsen, Ulysses Ervilha e Yomara Lima Mota, do Laboratório de Biomecânica da EEFÉUSP. A somatória dos esforços dessas pessoas permitiu que nosso laboratório atingisse o almejado nível de excelência, sem o qual esta tese não passaria de um projeto. Dentre esses amigos, devo aos queridos Márcia Regina de Sá e Eduardo Cunha Bezerra um agradecimento especial pela indispensável ajuda prestada nos momentos mais decisivos do desenvolvimento desta tese. Devo ainda um especial agradecimento as amigas Célia Yamaoka e Maria de Lourdes Silva, da Seção de Pós-graduação da

EEFEUSP, sempre prontas a colocar toda sua experiência e competência a serviço da resolução dos muitos problemas que a elas levei. Aos membros de minha comissão julgadora, Professores Valdir José Barbanti, Aluísio Otávio Vargas Ávila, Sebastião Iberes Lopes Melo, e Arnaldo Hernandez, pelo notório interesse em contribuir com o desenvolvimento desta tese. Agradeço ainda aos amigos Durval Luis da Silva e Nicolino Bello Junior, da Universidade de São Judas Tadeu, pela indispensável ajuda no acompanhamento dos jogadores de Futsal estudados. Aos amigos Adriano, Allan, Alex, Anderson, Brenda, Fernanda, Leonardo, Marcelo, Mário, Renata, Rosana, Tiago Sá, Tiago Sartori, e Verônica, membros do Grupo PET-EEFEUSP, pela compreensão demonstrada nos momentos críticos desta jornada. Meu último, porém mais importante agradecimento. Agradeço a Deus por ter estado comigo em todos os momentos da vida, iluminando meu caminho e guiando meus passos, sempre me dando mais do que mereço. Sem Ele nada seria possível.

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS.....	vii
LISTA DE FIGURAS .....	xiii
LISTA DE QUADROS .....	xxii
LISTA DE ANEXOS .....	xxiii
RESUMO .....	xxiv
ABSTRACT .....	xxvi
1 INTRODUÇÃO .....	1
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	2
2.1 Aspectos históricos e estruturais do calçado esportivo .....	2
2.2 Sobre os procedimentos para a complexa análise do movimento.....	7
2.3 Aspectos metodológicos dos estudos dos calçados esportivos .....	8
2.4 Calçado como elemento de proteção do aparelho locomotor .....	12
2.5 Calçado como elemento estabilizador .....	20
2.6 A variabilidade do movimento humano.....	25
2.7 Efeitos da fadiga do calçado no movimento humano .....	28
2.8 Sobre o movimento humano sem o uso do calçado.....	29
3 MATERIAIS E MÉTODOS .....	36
3.1 Caracterização dos experimentos - amostra e condições de coleta.....	36
3.1.1 Experimento 1 .....	38
3.1.2 Experimento 2.....	40
3.1.3 Experimento 3.....	43
3.2 Instrumentos de medição.....	44
3.2.1 Plataforma de força de reação do solo .....	45
3.2.2 Eletrogoniômetro.....	47

	Página
3.2.3 Eletromiógrafo.....	48
3.3 Procedimento para sincronização na aquisição simultânea dos dados...	49
3.4 Parâmetros para a análise das variáveis experimentais.....	50
3.5 Análise dos dados e tratamento estatístico .....	55
4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....	56
4.1 Características dinâmicas para os calçados de corrida - análise inter-sujeitos.....	56
4.2 Características dinâmicas para os calçados de corrida - análise intra-sujeitos.....	64
4.3 Características dinâmicas para os calçados de Futsal - análise inter-sujeitos.....	73
4.4 Características dinâmicas para os calçados de Futsal - análise intra-sujeitos.....	82
4.5 Características dinâmicas e mecanismo de adaptação sem o uso do calçado.....	101
4.6 Respostas eletromiográficas frente aos mecanismos de adaptação sem o uso do calçado.....	112
4.7 Respostas da variação angular para a articulação do joelho na locomoção com e sem o uso do calçado.....	119
4.8 Estudo da variabilidade dos parâmetros dinâmicos e eletromiográficos para a locomoção com e sem o uso do calçado.....	120
5 LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS DO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	122
5.1 Efeito retroativo.....	123
5.2 Condições de coleta experimental e avaliação.....	123
5.3 Protocolo de indução de fadiga .....	124
5.4 Durabilidade dos calçados.....	124

	Página
5.5	Análise mecânica dos calçados ..... 125
5.6	Instrumentos de medição..... 125
5.7	Características da amostra ..... 125
5.8	Calibragem dos instrumentos de medição..... 126
6	CONCLUSÕES ..... 128
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 132

## LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Idade, massa corporal e estatura dos quatro voluntários (S1 a S4) envolvidos no experimento 1.....	38
TABELA 2 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4).....	38
TABELA 3 - Idade, massa corporal e estatura dos oito voluntários (S1 a S8) envolvidos no experimento 2.....	41
TABELA 4 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os oito sujeitos estudados (S1 a S8). ....	41
TABELA 5 - Características dos três voluntários (S1 a S3) envolvidos no experimento 3.....	44
TABELA 6 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os três sujeitos estudados (S1 a S3).....	44
TABELA 7 - Definição das grandezas utilizadas para determinar variáveis da FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).....	45
TABELA 8 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos cinco estágios para o andar. Onde (A) indica n=40, e (B) indica n=30. ....	56
TABELA 9 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=40) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos cinco estágios para o andar. Onde (A) indica n=40, e (B) n=30. ....	57

## Página

TABELA 10 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=30) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos cinco estágios para o correr. Onde (C) indica n=30, e (D) n=20 .....	59
TABELA 11 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=30) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos cinco estágios para o correr. Onde (C) indica n=30, e (D) n=20.....	59
TABELA 12 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos quatro sujeitos estudados (S1 a S4). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	65
TABELA 13 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos quatro sujeitos estudados (S1 a S4). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	68
TABELA 14 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos três sujeitos estudados (S1 a S3) Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	69
TABELA 15 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos três sujeitos estudados (S1 a S3). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	72

TABELA 16 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos três estágios para o andar. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50. ....	74
TABELA 17 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS no três estágios para o andar. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.....	75
TABELA 18 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos três estágios para o correr. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50. ....	77
TABELA 19 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos três estágios para o correr. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.....	81
TABELA 20 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	83
TABELA 21 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	88
TABELA 22 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	92

TABELA 23 -Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão. ....	98
TABELA 24 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical (n=30) da FRS para o andar com e sem o uso do calçado. ....	102
TABELA 25 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal (n=30) da FRS para o andar com e sem o uso do calçado. ....	105
TABELA 26 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical (n=30) da FRS para o correr com e sem o uso do calçado. ....	107
TABELA 27 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal (n=30) da FRS para o correr com e sem o uso do calçado. ....	110
TABELA 28 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) do tempo para atingir a máxima atividade do <i>m. vastus lateralis</i> e do <i>m. gastrocnemius</i> (n=30) para o andar com e sem o uso do calçado. ....	113
TABELA 29 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) do tempo para atingir a máxima atividade do <i>m. vastus lateralis</i> e do <i>m. gastrocnemius</i> (n=30) para o correr com e sem o uso do calçado. ....	117
TABELA 30 -Valores médios (n=30) relativos à variação angular para a articulação do joelho na marcha realizada com e sem o uso do calçado. ....	119
TABELA 31 -Valores médios (n=30) relativos à variação angular para a articulação do joelho na corrida com e sem o uso do calçado. ....	120

	Página
TABELA 32 -Coeficiente de variação do <i>m. vastus lateralis</i> e do <i>m. gastrocnemius</i> calculados para o andar (n=30) e o correr (n=30) nas condições calçado e descalço. ....	121
TABELA 33 -Coeficiente de variação da Fy e da Fx calculados para o andar (n=30) e o correr (n=30) nas condições calçado e descalço. ....	121
TABELA 34 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o andar do S1. ....	141
TABELA 35 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o correr do S1. ....	141
TABELA 36 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o andar do S2. ....	142
TABELA 37 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o correr do S2. ....	142
TABELA 38 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o andar do S3. ....	143
TABELA 39 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o correr do S3. ....	143
TABELA 40 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos cinco estágios para o andar do S4. ....	144
TABELA 41 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S1. ....	145
TABELA 42 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S2. ....	145
TABELA 43 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S3. ....	146
TABELA 44 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S4. ....	146

	Página
TABELA 45 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S5. ....	147
TABELA 46 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S6. ....	147
TABELA 47 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S7. ....	148
TABELA 48 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=10) das variáveis selecionadas da FRS nos três estágios para o andar e o correr do S8. ....	148
TABELA 49 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=3) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS para o andar. ....	149
TABELA 50 -Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=3) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS para o correr. ....	150

## LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Ilustração genérica do calçado esportivo - (a) cabedal, (b) palmilha, (c) entressola e (d) solado. ....	6
FIGURA 2 - (A) Força vertical máxima para a corrida sem o uso do calçado (DESC), com o calçado de corrida (JGG) e o calçado para uso indoor (IND). (B) Pré-atividade do <i>m. gastrocnemius</i> de um dos sujeitos nestas mesmas condições (adaptado de KOMI <i>et al.</i> , 1987a). ....	16
FIGURA 3 - Diferentes inclinações da região posterior lateral (L) do solado ( <i>hell flare</i> ) utilizadas no estudo de NIGG & MORLOCK (1987). ....	17
FIGURA 4 - Distribuição da pressão plantar, expressa em valores percentuais, em oito regiões selecionadas do pé, em função da utilização de dois diferentes modelos (A e B) de calçados esportivos (HENNIG & MILANI, 1995b). ....	18
FIGURA 5 - Orientação do eixo de movimentação da articulação subtalar segundo modelo adaptado de INMAN (1976). Segundo o autor a orientação transversa desse eixo permite uma mobilidade média de 42° para os movimentos de flexão plantar - flexão dorsal (A), e de 23° para os movimentos de adução-abdução (B). ....	21
FIGURA 6 - Movimentos do tornozelo durante a corrida, para um corredor normal, supinador e pronador (adaptado de EDINGTON <i>et al.</i> , 1990). ....	22

FIGURA 7 - Modelo representativo da ação da articulação subtalar, representada pela dobradiça com eixo orientado em 45°. Através dela pode-se perceber que a rotação externa e interna do segmento que representa a perna é capaz de produzir respectivamente movimentos de supinação e pronação no segmento que representa o pé. Pode-se ainda observar a participação da articulação talonavicular (segmento medial do modelo) e calcaneocubóide (segmento lateral) durante a realização desses movimentos (adaptado de INMAM <i>et al.</i> , 1981).	23
FIGURA 8 - Força vertical média (n=8) para a marcha realizada com calçado de uso casual (linha tracejada) e sem o uso do calçado (linha cheia), adaptado de CAVANAGH <i>et al.</i> (1981).	30
FIGURA 9 - Modelo proposto por ROBBINS & GOUW (1991) para caracterizar as adaptações estruturais ocorridas no pé descalço.	33
FIGURA 10 - Descrição do modelo teórico que prevê o comportamento moderador de impacto e sua relação com o uso do calçado esportivo (adaptado de ROBBINS & GOUW, 1991).	35
FIGURA 11 - Protocolo experimental representado através de fluxograma para os procedimentos experimentais utilizados nos experimentos 1, 2 e 3.	37
FIGURA 12 - Definição dos sinais e parâmetros necessários ao cálculo das variáveis relacionadas a FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).	46
FIGURA 13 - Ilustração dos instrumentos utilizados para aquisição dos dados referentes a FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).	47
FIGURA 14 - Ilustração do eletrogoniômetro utilizado para determinar a variação angular do joelho (adaptado de WINTER, 1979).	48

	Página
FIGURA 15 - Ilustração do eletromiógrafo utilizado (DELSYS <i>Inc.</i> , 1995).....	49
FIGURA 16 - Parâmetros temporais e da força de reação do solo referentes à componente vertical e horizontal da FRS selecionadas para a análise do andar. Descrições das variáveis encontra-se no QUADRO 1.....	51
FIGURA 17 - Parâmetros temporais e da força de reação do solo referentes à componente vertical e horizontal da FRS selecionadas para a análise do correr. Descrições das variáveis encontra-se no QUADRO 1.....	51
FIGURA 18 - Etapas a serem utilizadas no tratamento do sinal EMG: (a) sinal original, (b) sinal retificado, (c) sinal filtrado (200 Hz / 1000 Hz), e (d) envoltório linear.....	53
FIGURA 19 - Parâmetros utilizados para o cálculo das variáveis relacionadas à variação angular do joelho. Na figura são indicados o ângulo de entrada (A), a máxima flexão atingida durante o apoio (B), e o ângulo de saída (C). .....	54
FIGURA 20 - Curva média da força vertical (A) e horizontal (B) para o andar com calçado novo e após ter sido utilizado para percorrer 400 km. ....	58
FIGURA 21 - Curva média da força vertical (A) e horizontal (B) na corrida com calçado novo e após ter sido utilizado para percorrer 400 km. ....	61
FIGURA 22 - Valores referentes a $F_y 1$ , para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado. ....	63
FIGURA 23 - Valores referentes ao $\Delta t F_y 1$ , para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado. ....	63
FIGURA 24 - Valores referentes ao GC 1, para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado. ....	64

	Página
FIGURA 25 -Valores médios do $\Delta t$ no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo e após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	66
FIGURA 26 -Valores médios de $F_y 1$ no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	67
FIGURA 27 -Valores médios de $F_y \text{ min}$ no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	68
FIGURA 28 -Valores médios de $F_y 1$ na corrida para os três sujeitos (S1 a S3) estudados quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	70
FIGURA 29 -Valores médios do $\Delta t F_y 1$ na corrida para os três sujeitos estudados (S1 a S3) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	71
FIGURA 30 -Valores médios do GC 1 na corrida para os três sujeitos estudados (S1 a S3) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	71
FIGURA 31 -Valores da $F_x \text{ max}$ (A) e para o $\Delta t F_x \text{ max}$ (B) para o andar em função do ciclo de utilização do calçado. ....	76
FIGURA 32 -Valores do $\Delta t$ para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	77
FIGURA 33 -Valores da $F_y 1$ (A) e do $\Delta t F_y 1$ (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	78
FIGURA 34 -Valores do GC 1 para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	78

	Página
FIGURA 35 -Valores da $F_y 2$ para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	79
FIGURA 36 -Valores do IC (A) e do GC 2 (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	80
FIGURA 37 -Valores do $\Delta t F_y \text{ min}$ (A) e do $\text{Defl}_y$ (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	81
FIGURA 38 -Valores da $F_x \text{ min}$ (A) e para o $\Delta t F_x \text{ min}$ (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado. ....	82
FIGURA 39 -Valores médios do $\Delta t$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	83
FIGURA 40 -Valores médios de $F_y 1$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	84
FIGURA 41 -Valores médios do tempo para $F_y 1$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	85
FIGURA 42 -Valores médios do tempo para o GC 1 no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	86
FIGURA 43 -Valores médios do tempo para a $\text{Defl}_y$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	86
FIGURA 44 -Valores médios do tempo para o $\text{Imp}_y$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	87

	Página
FIGURA 45 -Valores médios a $F_x$ min no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	88
FIGURA 46 -Valores médios do $\Delta t$ $F_x$ min no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	89
FIGURA 47 -Valores médios da $F_x$ max no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	90
FIGURA 48 -Valores médios do $Rel\_imp$ no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	91
FIGURA 49 -Valores médios $\Delta t$ no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	93
FIGURA 50 -Valores médios da $F_y$ 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	94
FIGURA 51 -Valores médios do $\Delta t$ $F_y$ 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	94
FIGURA 52 -Valores médios do GC 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	95
FIGURA 53 -Valores médios do GC 2 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	96

	Página
FIGURA 54 -Valores médios do Imp_y no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	96
FIGURA 55 -Valores médios da Fy 2 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso. ....	97
FIGURA 56 -Valores médios da Fx min para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	98
FIGURA 57 -Valores médios da Fx max para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	99
FIGURA 58 -Valores médios do Imp_fren para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	100
FIGURA 59 -Valores médios do Imp_prop para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	100
FIGURA 60 -Valores médios da Rel_imp para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.....	101
FIGURA 61 -Curva média de Fy (n=30), calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o andar com e sem o uso do calçado. ....	103
FIGURA 62 -Curva média de Fy (n=10) para os sujeitos S1, S2 e S3 para o andar descalço. ....	104

	Página
FIGURA 63 - Curva média de Fx (n=30) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o andar com e sem o uso do calçado. ....	106
FIGURA 64 - Curva média de Fy (n=30) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o correr com e sem o uso do calçado. ....	108
FIGURA 65 - Curva média de Fy (n=10) para os sujeitos S1, S2 e S3 para o correr descalço. ....	109
FIGURA 66 - Curva média de Fx (n=30) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o correr com e sem o uso do calçado. ....	111
FIGURA 67 - Média e desvio padrão do envoltório linear do <i>m. vastus lateralis</i> (n=30) e do <i>m. gastrocnemius</i> (n=30), e curva média e desvio padrão da Fy (n=30) e da Fx (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados. ....	112
FIGURA 68 - Média e desvio padrão do envoltório linear do <i>m. vastus lateralis</i> (n=30) e do <i>m. gastrocnemius</i> (n=30), e curva média e desvio padrão da Fy (n=30) e da Fx (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando descalços. ....	113
FIGURA 69 - Envoltório linear médio do <i>m. vastus lateralis</i> (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados e descalços. ....	114
FIGURA 70 - Envoltório linear médio do <i>m. gastrocnemius</i> (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados e descalços. ....	114

- FIGURA 71 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da  $F_y$  (n=30) e da  $F_x$  (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados. .... 116
- FIGURA 72 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da  $F_y$  (n=30) e da  $F_x$  (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo descalços. .... 116
- FIGURA 73 - Envoltório linear médio do *m. vastus lateralis* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados e descalços. .... 117
- FIGURA 74 - Envoltório linear médio do *m. gastrocnemius* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados e descalços. .... 118
- FIGURA 75 - Envoltório linear médio do *m. gastrocnemius* (n=10) para o S3 para o correr com e sem o uso do calçado. .... 118

**LISTA DE QUADROS**

	Página
QUADRO 1 -Variáveis referentes às componentes vertical e horizontal da FRS selecionadas para análise do andar e do correr. ....	52
QUADRO 2 -Variáveis referentes a variação angular da articulação do joelho selecionadas para análise do andar e do correr. ....	54

## LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO I - Média e desvio padrão para as variáveis relativas às componentes vertical e horizontal da FRS, no andar e no correr com os calçados de corrida, para os oito sujeitos estudados. ....	141
ANEXO II - Média e desvio padrão para as variáveis relativas às componentes vertical e horizontal da FRS, no andar e no correr com os calçados de Futsal, para os oito sujeitos estudados.....	145
ANEXO III - Média e desvio padrão para as variáveis relativas às componentes vertical e horizontal da FRS, no andar e no correr sem o uso do calçado esportivo, para os três sujeitos estudados. .	149
ANEXO IV - Consentimento informado em participação da pesquisa.....	151
ANEXO V - Questionário informativo.....	152
ANEXO VI - Planilha de acompanhamento do treinamento para os calçados de corrida.....	153
ANEXO VII - Planilha de acompanhamento do treinamento para os calçados de futsal.....	154
ANEXO VIII - Rotina de tratamento da FRS e do sinal eletromiográfico.....	155

## RESUMO

### ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA INFLUÊNCIA DO CALÇADO ESPORTIVO NA LOCOMOÇÃO HUMANA

Autor: JÚLIO CERCA SERRÃO

Orientador: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

Esta tese tem por objetivo analisar a influência do calçado esportivo no movimento humano. O experimento 1, objetivou a análise biomecânica do calçado de corrida durante seu ciclo de utilização, o experimento 2 estendeu essa análise para os calçados de Futsal, e experimento 3 objetivou a análise da locomoção sem o uso do calçado esportivo. Para tanto, foram utilizadas uma plataforma de força piezoelétrica, um eletrogoniômetro, e um eletromiógrafo, segundo procedimentos e protocolos metodológicos de controle experimental que permitiram análise e interpretação das variáveis. Para os resultados do experimentos 1 e 2, as alterações mais expressiva e consistentes foram observadas na corrida com os calçados de Futsal, dentre as quais se destacaram o aumento do primeiro pico da força vertical (17,26%), do gradiente de crescimento 1 (56,25%), do segundo pico da força vertical (3,43%), do incremento da força vertical (14,81%), do gradiente de crescimento 2 (25,00%), e a redução do tempo para o primeiro pico da força vertical (22,50%). No entanto, a análise intra-sujeitos, mostrou que alguns sujeitos mantiveram condições biomecânicas satisfatórias à realização do movimento apesar do desgaste do calçado. Dentre as alterações observadas no experimento 3, destacam-se a significativa redução do tempo para o primeiro pico da força vertical do calçado para

o descalço e o surgimento de novos picos de força na locomoção na última condição. Observou-se ainda a antecipação do pico de atividade do *m. vastus lateralis* (de  $11,85 \pm 5,27\%$  para  $7,69 \pm 5,50\%$ ) e do *m. gastrocnemius* (de  $69,44 \pm 2,93\%$  para  $50,65 \pm 27,67\%$ ) na marcha, e também na corrida (de  $29,23 \pm 9,21\%$  para  $19,00 \pm 9,84\%$ , e de  $32,63 \pm 12,49\%$  para  $28,81 \pm 11,41\%$ , para o *m. vastus lateralis* e o *m. gastrocnemius*, respectivamente). Conclui-se que a influência exercida pelo calçado esportivo sobre o movimento humano não parece ser mais expressiva do que a exercida pelo aparelho locomotor, que se mostrou capaz de garantir condições biomecânicas favoráveis à boa manutenção do movimento mesmo em situações adversas. Tais fatos sugerem que os esforços na busca da execução segura e eficiente do movimento humano, devem estar voltados primordialmente para o desenvolvimento das estruturas e funções do aparelho locomotor, e não apenas para a seleção e desenvolvimento do calçado esportivo. Destaca-se ainda a necessidade da utilização de ferramentas que facilitem a diferenciação da variabilidade do movimento da variabilidade induzida pelo calçado, sempre que a análise do movimento for a estratégia escolhida para analisar a influência do calçado no movimento humano.

Palavras-chave: Biomecânica, Calçado esportivo, Marcha, Corrida, Futsal.

## ABSTRACT

### INFLUENCES OF SPORT SHOES IN BIOMECHANICS OF HUMAN LOCOMOTION

Author: JÚLIO CERCA SERRÃO

Adviser: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

This thesis analyzed sport shoes influence in human movement. In the experiment 1 we run the analysis of the running shoes until their full wastage. In experiment 2, it was analyzed the Futsal shoes' wastage. And in the experiment 3, it was studied the unshod. For those experiments, we have used different experimental devices: a piezoelectric force platform, an electrogoniometer, and an electromyographer, according to procedures and methodological protocols of experimental control that allowed analysis and interpretation of the variables. As results, for experiments 1 and 2, the most expressive and consistent alterations were observed for running with Futsal shoes. We highlight the increase for the following variables: vertical force first peak (17.26%), loading rate 1 (56.25%), vertical force second peak (3.43%), vertical force increment (14.81%), loading rate 2 (25.00%), and the decrease of time to first peak of vertical force (22.50%). However, the intra-subject analysis have shown that some subjects kept satisfactory biomechanical conditions during movement tasks to overcome the shoe wastage. In experiment 3, we pointed out the significant reduction of time to first peak of vertical force for the shod condition comparing to the unshod condition and the new force peaks during locomotion during the second condition. We also observed *m. vastus lateralis* and *m. gastrocnemius* anticipatory peak (from  $11.85 \pm 5,27\%$  to  $7.69 \pm 5.50\%$ , and from

69.44 ± 2.93% to 50.65 ± 27.67%, respectively) during walking. The same results were found for running: *m. vastus lateralis* anticipatory peak from 29.23 ± 9.21% to 19.00 ± 9.84%, and *m. gastrocnemius* anticipatory peak from 32.63 ± 12.49% to 28.81 ± 11.41%. As conclusion, we have verified that sport shoes' influence in human movement is not more expressive than the locomotor system itself. The locomotor system provides to the movement stability biomechanical conditions to master unexpected and adverse situations. Such facts suggest us that the search for safeness and efficiency during human movement should be addressed to the development of structures and functions of locomotor apparatus, not only for the selection and development of the sport shoes. We also suggest the need for developing tools to discriminate the movement variability and the variability induced by the sport shoes, when movement analysis was the chosen tool to investigate the influence of sports shoes in human movement.

Key Words: Biomechanics, Sport shoe, Gait, Running, Futsal.

## 1 INTRODUÇÃO

Embora a preocupação com a seleção de um calçado adequado à prática esportiva seja inegável e continue em pleno progresso nestas últimas três décadas, muitos dos fatores que intermediam as relações biomecânicas entre o calçado e o aparelho locomotor ainda não foram suficientemente elucidados.

Ainda que o desgaste seja um evento inevitável, pouca atenção tem sido dispensada à sua análise. Apesar de alguns estudos terem evidenciado, a partir da realização de ensaios mecânicos do material, que as características do calçado são duramente afetadas pelo desgaste imposto por sua utilização contínua, pouco se sabe sobre a influência que tal condição poderia exercer no movimento humano. A escassez de dados na literatura especializada inviabiliza a necessária discussão acerca da possível influência do desgaste do calçado esportivo<sup>1</sup> na manutenção das condições ótimas de proteção do aparelho locomotor e desempenho da locomoção<sup>2</sup>.

Outro aspecto a ser considerado diz respeito à realização do movimento sem o uso do calçado esportivo. A maioria dos estudos que descrevem e analisam o movimento humano realizado sem o uso do calçado utiliza tal condição meramente para suportar análises que têm como foco central o calçado. Não se observa um real e amplo interesse em relação ao movimento realizado sem o calçado, assunto que se torna mais atrativo quando se considera que algumas evidências sugerem a possibilidade do aparelho locomotor adaptar-se a essa situação.

Embora representem aspectos distintos das relações existentes entre o aparelho locomotor e o calçado esportivo, as considerações apresentadas podem ser manipuladas experimentalmente de modo a viabilizar a interpretação de importantes aspectos biomecânicos referentes à influência do calçado esportivo na execução do movimento humano. O objetivo central deste trabalho é investigar, a partir de tais manipulações, aspectos que permitam melhor compreender as relações entre o calçado e o aparelho locomotor.

---

<sup>1</sup> Por calçado esportivo entende-se todo calçado construído especificamente para a prática de determinada modalidade esportiva. Esse termo foi escolhido em função de sua larga utilização na literatura especializada, bem como por ser utilizado pelo grupo de estudo do calçado mantido pela Sociedade Internacional de Biomecânica.

<sup>2</sup> Ainda que o termo locomoção possa englobar diversas formas de mover o corpo no espaço, nesta tese ele é usado unicamente para definir o deslocamento conseguido através do andar e ou do correr.

Por se tratar de um tema amplo e bastante complexo, tal análise será pautada em dois objetivos centrais, cuja consecução deverá fornecer elementos que permitam uma melhor compreensão das relações entre o movimento humano e o calçado esportivo. Tais objetivos são:

- a) analisar a influência que o desgaste imposto às estruturas que compõem o calçado de corrida e do Futsal<sup>3</sup> pode exercer nas características dinâmicas da marcha<sup>4</sup> e da corrida;
- b) caracterizar, por intermédio de parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos, a realização da marcha e da corrida sem o uso do calçado esportivo.

Deve-se ressaltar que, apesar de se constituírem como objetivos específicos, ambos têm por meta geral a delimitação da influência do calçado na execução do movimento humano.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Aspectos históricos e estruturais do calçado esportivo**

A popularidade alcançada por diversas modalidades esportivas tem provocado uma expressiva e crescente preocupação com a seleção de um calçado esportivo adequado à prática das atividades físicas. Atendendo a esta preocupação, o calçado surge como uma área de grande interesse temático da Biomecânica, que ao longo das três últimas décadas tem estudado diferentes aspectos ligados ao calçado esportivo e sua influência no movimento humano (AMADIO & SERRÃO, 1997).

Segundo HAY<sup>5</sup>, citado por NIGG (1986), até o ano de 1970 apenas oito estudos haviam sido publicados tendo como foco central a determinação de aspectos biomecânicos relacionados ao calçado esportivo. Levantamento semelhante é apresentado por FARKAS (1994), para o período compreendido entre os anos de

---

<sup>3</sup> O termo Futsal refere-se ao Futebol de Salão.

<sup>4</sup> O termo marcha é empregado nesta tese como sinônimo do andar.

<sup>5</sup> J.G. HAY, A bibliography of biomechanics literature, The University of Iowa, 1981.

1970 a 1992. Utilizando como palavras-chave os termos marcha, corrida e biomecânica, o autor selecionou a partir de um banco de dados da literatura especializada aproximadamente quatrocentos e cinquenta artigos publicados. Em função da delimitação desse universo, buscou-se identificar os estudos que enfocavam conceitos e ou aspectos de dependência do calçado, critério que resultou na identificação de 180 artigos. Pôde-se observar ainda que um efetivo aumento de publicações destinadas à análise do calçado só ocorreu após o ano de 1987.

No Brasil, o interesse pelo estudo do calçado é ainda mais recente. Um dos primeiros estudos tendo como foco central o calçado esportivo foi realizado há apenas quatro anos por MELO (1995), objetivando a determinação do coeficiente de atrito produzido entre o calçado esportivo e o piso em plano inclinado.

O atual interesse da comunidade científica no calçado esportivo pode ser exemplificado pela existência de um grupo de trabalho dedicado especificamente ao seu estudo, na estrutura organizacional da Sociedade Internacional de Biomecânica. Fundado em 1993, durante o XIV Congresso da Sociedade Internacional de Biomecânica realizado em Paris, o grupo congrega atualmente aproximadamente duzentos membros oriundos de vinte e dois países. Objetivando estimular discussões acerca do calçado, o grupo já promoveu quatro simpósios, realizados em Calgary, no Canadá (1994), em Colônia, na Alemanha (1995), em Tóquio, no Japão (1997), e em Canmore, no Canadá (1999).

Segundo NIGG, DENOTH, KERR, LUETHI, SMITH & STACOFF (1984), as principais causas que incentivaram a proliferação de estudos abordando o calçado esportivo foram o reconhecimento por parte da indústria calçadista, de que os materiais empregados, assim como as formas de construção do calçado, poderiam guardar alguma relação com a lesão esportiva (MASSADA, 1987; SEGESSER, 1998); o aumento da prática esportiva e, conseqüentemente, das lesões típicas de cada modalidade; e a especulação acerca da possibilidade de otimizar o rendimento humano a partir da manipulação do calçado. Certamente muitos desses agentes motivadores estão apoiados mais em suposições do que em evidências experimentais.

Uma das condições definitivas para o avanço das pesquisas na área foi indubitavelmente o progresso na aquisição e processamento de sinais. Como

exemplo, pode-se citar as medições dinâmicas dos movimentos de locomoção anteriores à década de setenta. Nesse período, pode-se encontrar na literatura esforços isolados para caracterizar tais movimentos a partir de estudos que apresentavam sérias limitações metodológicas. Vale lembrar que a primeira caracterização dinâmica da corrida, contemplando freqüências de amostragem compatíveis com o movimento, amostra representativa e diferentes técnicas de movimento foi publicada no clássico estudo de CAVANAGH & LAFORTUNE em 1980.

Apesar de relativamente recentes, os estudos que se dedicam ao calçado contrastam com o seu tempo de existência. Ainda que seja bastante difícil precisar quando e como foram construídos os primeiros calçados, descobertas como a do chamado calçado do homem do gelo, localizado nos Alpes em 1991, evidenciam que a preocupação do homem com a proteção dos pés é bastante antiga (CARLSON, 1995). Um dos primeiros relatos formais acerca da possível influência do calçado na estrutura e função do aparelho locomotor é o trabalho "*O formato ideal do calçado*", de Herman von Meyer. Apesar de se tratar de uma obra datada de 1860, von Meyer observa que muitas pessoas sofrem pela utilização de calçados que priorizam a modelagem em detrimento da mecânica do pé (STACOFF & LUETHI, 1986). Interessante observar que atualmente, e especialmente no esporte, o conceito de proteção se ampliou de forma marcante. Além da mera preocupação com relação aos ferimentos superficiais, o calçado tem sido indicado como acessório capaz de prevenir as lesões decorrentes da sobrecarga produzida pelo movimento.

A tendência cada vez mais intensa de popularizar a atividade física, o conseqüente aumento das lesões decorrentes de tal prática, aliados aos avanços nos procedimentos de aquisição e processamento dos dados biológicos, têm feito com que a importância do calçado no desempenho humano venha sendo extremamente valorizada. Desde os primeiros estudos, voltados em sua grande maioria à comparação de calçados com diferentes características de construção, como os estudos de CLARKE, FREDERICK & COOPER (1983a,b), até os estudos mais recentes cujos temas são notadamente mais complexos, como a modelagem matemática do calçado objetivando a interpretação de parâmetros relacionados a

energia mecânica (NIGG & ANTON, 1995; SHORTEN,1993), tem-se notado uma exploração cada vez mais ampla do calçado enquanto objeto de estudo.

As dificuldades de se interpretar os efeitos do calçado residem na própria complexidade dos mecanismos de regulação e controle do movimento humano. O calçado, enquanto fator de natureza externa, pode interferir de diversas formas na modulação desses comportamentos, caracterizando uma situação de natureza complexa.

Ainda que o interesse principal deste estudo não esteja centrado no calçado em si, e sim na sua possível influência na regulação e controle do movimento humano, torna-se importante pontuar algumas características genéricas da construção de tal acessório.

Conforme ilustra a FIGURA 1, um calçado apresenta em média 25 componentes estruturais, dentre os quais se destacam o cabedal, o contra-forte e o solado. O cabedal (FIGURA 1-a) representa a parte superior do calçado, a partir da qual os demais elementos são montados. O contraforte é o reforço localizado entre o forro e o cabeçal, cuja função é dar sustentação ao calçado e estabilizar a região posterior do pé. O solado (FIGURA 1-d) representa o conjunto de materiais, dentre os quais se destacam a palmilha, a sola e a entressola, cuja função elementar é interfacear o pé e o piso. Ele é o componente do calçado mais exposto ao contato com o piso. A palmilha (FIGURA 1-b) funciona como suporte básico às demais partes do calçado, permitindo a ligação estrutural entre o cabedal e o solado. A entressola (FIGURA 1-c) é a estrutura intermediária disposta entre a palmilha e o solado, que tem recebido grande atenção por ser considerada pelos fabricantes como o elemento chave no controle do impacto (MYLIUS, 1998; STACOFF & LUETHI, 1986).

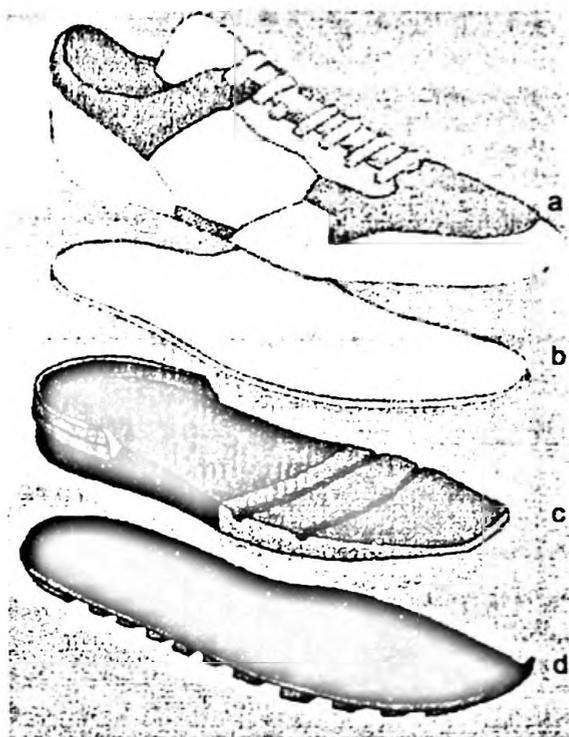


FIGURA 1 - Ilustração genérica do calçado esportivo - (a) cabedal, (b) palmilha, (c) entressola e (d) solado.

Diversos materiais são usados na construção dos componentes do solado dentre os quais se destacam, em função da frequência com que são usados, o policloreto de vinila (PVC), o poliuretano e o etileno vinil acetato (EVA) (MYLIUS, 1998).

No entanto, deve-se destacar a dificuldade de se efetivar um levantamento definitivo dos materiais empregados na construção do calçado esportivo. A constante inclusão e manipulação de diferentes materiais inviabiliza tal levantamento. Cada uma de suas funções pode ser manipulada a partir das propriedades do material e ou da própria característica tecnológica de construção, criando um leque de opções extremamente amplo e diversificado. Exemplo claro desta grande variabilidade é observado na construção da entressola. Em função de sua sugerida ligação com o controle do impacto, ela tem sido construída com diferentes materiais e conceitos tecnológicos estruturais, conforme ilustram NIGG & SEGESSER (1992), ao considerar a utilização de materiais tão distintos como as bolsas de ar comprimido, os materiais com características de geléia viscosa, os materiais com dupla densidade, entre outros.

## 2.2 Sobre os procedimentos para a complexa análise do movimento

Considerando-se o interesse centrado na determinação de parâmetros biomecânicos da relação entre o calçado esportivo e o movimento humano, torna-se indispensável apresentar algumas considerações acerca dos métodos de investigação adotados pela Biomecânica. A investigação de aspectos biomecânicos do movimento pode ser realizada a partir de quatro áreas básicas de investigação: a cinemetria, a dinamometria, a eletromiografia e a antropometria.

A cinemetria busca a definição da posição, orientação, velocidade e aceleração, parâmetros que permitem descrever as características cinemáticas dos segmentos e do próprio corpo humano. Tais parâmetros podem ser mensurados por intermédio da cinematografia, dos métodos de chapa-única, das câmeras de vídeo, dos métodos óptico-eletrônico, e dos eletrogoniômetros (DAINTY & NORMAN, 1987). A utilização do eletrogoniômetro como instrumento de medição a ser utilizado nesta tese requer uma descrição mais cuidadosa a respeito de suas características.

O eletrogoniômetro é geralmente composto por duas hastes flexíveis e articuladas por intermédio de potenciômetro, que, a partir da variação da posição dos segmentos nos quais são fixadas as hastes, permite mensurar a variação angular.

A dinamometria é a área de investigação da Biomecânica cujo objetivo central é a determinação das forças que produzem o movimento. Em função de restrições metodológicas, a dinamometria se ocupa basicamente da medição das forças de origem externa. As plataformas de força são os instrumentos mais usados para determinar aquela que é a mais importante das forças externas, a força de reação do solo. Tal força age sobre o corpo humano durante a fase de contato com o solo, conforme regência básica das leis do movimento. A plataforma de força possibilita a mensuração da força de reação a partir dos transdutores de força, que medem os sinais elétricos proporcionais a deformação produzida nestes transdutores.

As restrições quanto às medições de forças internas não são causadas por limitações instrumentais, e sim pelo caráter invasivo que o procedimento requer. São raros na literatura os relatos de medições de forças internas. Destacam-se os trabalhos de GREGOR, KOMI, JÄRVISEN (1987) e KOMI, SALOMEN, JÄRVISEN,

KOKKO (1987), que através de procedimento cirúrgico implantaram um transdutor de força do tipo *strain-gauge* que mensurou as forças transmitidas ao tendão de Aquiles em alguns movimentos selecionados. As dificuldades na adaptação do transdutor ao tendão, na sua calibração, em sua inserção cirúrgica, e o conseqüente efeito retroativo gerado pelo instrumento, ilustram as dificuldades de mensurar as forças internas. O caráter invasivo do procedimento tem suscitado a sistemática adoção de modelos físico-matemáticos, como o sugerido por DALLA VECCHIA, DUARTE, SERRÃO, RODRIGUEZ & AMADIO (1999), que permitam, a partir de dados cinemáticos, dinâmicos e antropométricos, calcular essas forças através do método da dinâmica inversa.

A eletromiografia estuda a atividade dos músculos a partir da captação dos eventos elétricos vinculados à contração muscular. Por permitir a interpretação de parâmetros de natureza interna, a eletromiografia vem sendo utilizada como a principal ferramenta para determinar os padrões de movimento e o controle do sistema nervoso (AMADIO, 1989). A captação do sinal pode ser feita por intermédio de eletrodos de superfície, quando os músculos a serem estudados apresentam ventres na superfície do corpo, ou por intermédio de eletrodos na forma de agulhas, quando o músculo a ser estudado encontra-se disposto abaixo de outros tecidos. Um exemplo dos procedimentos adotados na eletromiografia intra-muscular ou profunda pode ser observado no estudo de BOJADSEN, AMADIO, MOCHIZUKI, MOTA & SILVA (1999), dedicado à análise da atividade dos *m. multifidos*, grupamento paravertebral que possui porções profundas, durante a marcha.

A antropometria descreve, a partir de técnicas experimentais e ou analíticas, as características físicas dos segmentos corporais, como massa, peso, centro de massa, centro de gravidade e momento de inércia (AMADIO, 1989; BAUMANN, 1995; DAINTY & NORMAN, 1987).

### **2.3 Aspectos metodológicos dos estudos dos calçados esportivos**

Antes de analisar a influência do calçado no movimento humano é pertinente considerar algumas questões de natureza metodológica. BAUMANN (1995) considera que a avaliação do calçado esportivo pode ser embasada em

procedimentos experimentais que permitam: a) a análise mecânica do calçado; b) a análise biomecânica do movimento; e c) a avaliação subjetiva de suas características.

Os testes mecânicos determinam o comportamento mecânico do calçado e seus componentes, a partir da utilização de máquinas que tentam reproduzir as condições impostas às estruturas do calçado durante o movimento. A análise está centrada no próprio calçado, que é estudado como uma estrutura isolada do aparelho locomotor. Tal abordagem traz vantagens referentes ao controle de variáveis, especialmente aquelas relacionadas ao comportamento do próprio aparelho locomotor, ainda que tal simulação represente um problema a ser resolvido, especialmente no que se refere à delimitação de magnitude, frequência, distribuição e ponto de aplicação da força condizentes com situações reais de utilização do calçado. Tais problemas são ilustrados pelos dados de CLARKE & FREDERICK (1982), os quais evidenciam que os resultados dos testes de natureza mecânica podem ser afetados por alterações no formato do corpo de colisão e na sua altura da queda.

Outro problema vinculado aos testes mecânicos refere-se à impossibilidade de se analisar a interação entre o aparelho locomotor e o calçado. O aparelho locomotor é uma estrutura ativa capaz de responder de formas variadas e eficientes às demandas mecânicas geradas pelo movimento. É a partir das características estruturais e funcionais do aparelho locomotor que o calçado passa a exercer sua influência. Certamente, mais importante do que o comportamento mecânico do calçado é a influência que este pode exercer no padrão de movimento. Este é o ponto crucial: não se pode determinar a real influência do calçado no movimento humano sem levar em consideração sua interação com o aparelho locomotor. A mesma abordagem metodológica que permite o controle das variáveis acaba por limitar a análise da interação entre o calçado e o aparelho locomotor.

Apesar de tais limitações, não se pode desconsiderar que os testes mecânicos representam uma condição única para determinar as características mecânicas dos calçados, informação de caráter referencial que funciona como um importante indicador da capacidade do calçado em influenciar o movimento humano (FREDERICK, CLARKE & HAMILL, 1984).

A dureza do calçado tem sido uma das condições mais frequentemente manipuladas nos testes mecânicos. Ela pode ser quantificada a partir da resistência oferecida à deformação de um objeto de dimensões conhecidas, sob condições mecânicas padronizadas. As dimensões do corpo de choque representam as características que mais variam nos testes destinados a quantificar a dureza. O sistema estabelecido pela *Deutsche Industrie Norm* padroniza a utilização de diferentes corpos de choque com dimensões características. A partir da utilização desse procedimento experimental, a dureza do calçado pode ser quantificada numa escala adimensional que varia de 0 a 100 (DENOTH, 1986). Vale lembrar que outras tantas variáveis, como a altura e velocidade do corpo de colisão, também podem, e efetivamente são manipuladas em função dos objetivos específicos estabelecidos para cada condição experimental. Desta forma, pode-se considerar que embora os testes mecânicos apresentem bom potencial para avaliar as características mecânicas do calçado, eles inviabilizam a determinação das relações entre o calçado e o aparelho locomotor, dificultando a determinação da influência do calçado no movimento humano.

A análise biomecânica do movimento, enquanto técnica para estudo do calçado, visa a quantificação de parâmetros relativos às técnica do movimento e às cargas mecânicas aplicadas ao aparelho locomotor (BAUMANN, 1995). Neste contexto, tem-se utilizado diferentes procedimentos experimentais, dentre os quais se destacam: a) os acelerômetros, que fixados à estrutura óssea ou na pele, permitem determinar a aceleração dos segmentos corporais; b) a plataforma de força como instrumento de medição da força de reação do solo (FRS); c) a pressão plantar, medida a partir de sensores piezoelétricos, resistivos ou capacitivos; d) a eletromiografia como parâmetro indicador da atividade dos músculos esqueléticos; e e) os modelos físico-matemáticos, que a partir de dados da cinemática, dinâmica e antropometria, determinam as forças internas geradas no movimento humano.

Dentre todas as estratégias, a caracterização dinâmica do movimento, por intermédio da medição da FRS, tem sido o procedimento experimental mais utilizado para analisar a influência do calçado esportivo no movimento. A impossibilidade de detectar diferenças significativas quando da realização do movimento com calçados, caracterizados a partir de testes mecânicos como detentores de comportamento

mecânico distinto, tem feito com que alguns autores considerem que a FRS não é uma variável especialmente sensível às alterações induzidas pelo calçado (MILLER, 1990). Os estudos que têm evidenciado modificações substanciais nas características dinâmicas do movimento em função das características de construção do calçado, cujos resultados serão discutidos a seguir, são bons indicativos da improcedência de tal argumento. Certamente a interação entre o aparelho locomotor e o calçado inviabiliza a detecção isolada do comportamento do calçado, razão que não desabilita a FRS como parâmetro descritivo na análise da influência do calçado esportivo.

HENNIG (1998) sugere que a distribuição da força por regiões específicas do pé, o que gera a necessidade de se analisar a distribuição da pressão, visto que a FRS não é um parâmetro sensível a tal condição. A validade desse procedimento é evidenciada pelos resultados apresentados por HENNIG & MILANI (1995b), que relatam diferenças significativas na pressão plantar em função das características de construção do calçado esportivo. Estudos de SERRÃO, RODRIGUEZ, SACCO SILVA & AMADIO (1999), que apontam diferenças no limiar de percepção da dor e na cronaxia sensitiva em função das características do calçado esportivo, associados à reconhecida relação entre os picos de pressão e o surgimento de lesões nos pés (CAVANAGH, SIMONEAU & ULBRECHT, 1993), reforçam a aplicabilidade da determinação da pressão plantar como parâmetro de investigação da função do calçado esportivo.

A estimativa subjetiva das características e funções do calçado estabelece a percepção do usuário como elemento chave de sua avaliação. Critérios como controle de movimento, controle do impacto, conforto e durabilidade são exemplos de parâmetros a serem controlados num protocolo de avaliação subjetiva (BAUMANN, 1995). Um bom exemplo desta abordagem é o estudo de HENNIG, GORDON, VALIANT & LIU (1996) que compara a percepção da solicitação mecânica, avaliada a partir de uma escala de percepção de 15 pontos, com variáveis referentes a FRS e pressão plantar. Os resultados obtidos sugerem que os mecanismos perceptivos são melhor dotados para determinação da distribuição de pressão do que da força, sugerindo que a avaliação subjetiva deve ser procedida com bastante cautela.

## 2.4 Calçado como elemento de proteção do aparelho locomotor

A somatória das cargas geradas pelas forças externas é apontada por muitos autores como a causa mais provável das lesões degenerativas que acometem o aparelho locomotor (WINTER & BISHOP, 1992). A relação entre as cargas externas e as lesões tem sido sustentada na literatura pelos clássicos estudos de RADIN, PARKER, PUGH, STEINBERG, PAUL & ROSE (1973) e RADIN, ORR, KELMAN, PAUL & ROSE (1982), que por sua importância merecem ser analisados cautelosamente.

RADIN *et al.* (1973), objetivando a determinação da influência das forças externas nas articulações, sujeitaram um grupo de coelhos à aplicação de uma carga externa de magnitude equivalente ao peso corporal do animal, a partir de um instrumento que mantinha uma das patas traseiras em completa extensão. A carga, aplicada em apenas uma das patas, foi administrada em uma frequência de seis ciclos por minuto durante uma hora por dia. A análise histológica do tecido cartilaginoso apontou perda de mucopolissacarídeos, em um processo semelhante ao ocorrido nas degenerações do tecido. Tais mudanças na cartilagem articular foram precedidas de alterações na região subcondral do osso, caracterizadas por uma considerável quantidade de fraturas trabeculares.

Estudo semelhante foi conduzido por RADIN *et al.* (1982), objetivando neste caso a determinação dos efeitos da aplicação contínua de cargas externas de baixa magnitude nas estruturas da articulação do joelho. Para atender a tal propósito, submeteu-se um grupo de oito ovelhas a quatro horas diárias de trote em piso de concreto. Após nove meses de atividade, as ovelhas do grupo experimental apresentavam indícios de calcificação do ligamento colateral, enquanto as ovelhas do grupo controle, submetidas à mesma atividade, porém realizada em piso mais macio, não apresentavam nenhuma alteração de natureza estrutural ou histológica. Já os animais sacrificados após dezoito meses apresentavam uma significativa redução dos glicosaminoglicans, tanto nas amostras articulares extraídas de regiões de contato (fêmur-tíbia), como nas regiões que não sofriam compressão significativa, ainda que as alterações tenham sido mais expressivas no primeiro grupo. Segundo os autores, tal alteração histológica, ainda que não caracterize a osteoartrose, é um

dos possíveis indícios que sinalizam o desenvolvimento desse acometimento. Com relação ao tecido ósseo, foram observados aumento das trabéculas longitudinais nos animais do grupo experimental, fato que sugere a adaptação do osso ao estresse, ainda que tal resistência mecânica não tenha sido testada experimentalmente.

Os resultados apresentados por RADIN *et al.* (1973,1982), ainda que não caracterizem o surgimento de lesões osteo-articulares em decorrência de cargas externas aplicadas ao aparelho locomotor, apontam alterações estruturais e funcionais que poderiam explicar o futuro surgimento de tais lesões. A utilização de um modelo animal, e a dificuldade de se reproduzir forças externas que simulem a magnitude, a frequência, e a geometria das forças geradas durante a realização do movimento humano, fazem com que os resultados apresentados funcionem como indicadores apenas circunstâncias da relação entre as forças externas e as lesões. Considerando-se os procedimentos experimentais disponíveis e suas inegáveis implicações de natureza ética, a determinação experimental das relações entre eventos mecânicos e as lesões ósteo-mio-articulares em seres humanos é atualmente inviável, ressaltando a importância dos estudos de RADIN *et al.* (1973,1982). A relação entre as forças externas e as lesões torna extremamente atraente a possibilidade do calçado esportivo atenuar estas forças, de modo a reduzir ou mesmo eliminar a somatória de forças transferidas ao aparelho locomotor.

Nos Estados Unidos, segundo apontam COOK, BRINKER & POCHE (1990), de 25 a 40 milhões de corredores existentes, cerca de 50 a 70% apresentam algum tipo de lesão diretamente relacionada à prática da corrida. A alta incidência de lesões, observada também em outras modalidades esportivas, aumentam as expectativas com relação à ação protetora do calçado esportivo.

Quando se considera a possibilidade do calçado diminuir o impacto causado pelo movimento humano, deve-se definir claramente qual força deve ser atenuada. O primeiro pico da FRS, uma das mais significativas forças externas, representa o momento crítico da aplicação desta força. Sua característica mais expressiva é o rápido crescimento em um pequeno intervalo de tempo, fazendo desta fase um evento de alta frequência, que oscila entre 8 - 25 Hz (FREDERICK, 1986). A possibilidade de o aparelho locomotor responder, por intermédio de ação muscular, a tal estímulo é bastante remota, visto que o tempo necessário para a resposta ativa

dos músculos é geralmente maior do que o tempo necessário para atingir a força máxima. Na corrida, por exemplo, o primeiro pico é alcançado em aproximadamente 30 ms (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980; MILLER, 1990), enquanto a resposta muscular dos membros inferiores não ocorre antes de 40 ms (WINTER & BISHOP, 1992). Por esta característica, o primeiro pico da FRS tem sido genericamente denominado de força passiva (NIGG, 1983). No entanto, o autor alerta para os perigos de uma interpretação incorreta da denominação passiva. A fase passiva não representa um momento de inatividade ou passividade do músculo, e sim um período no qual o músculo esquelético é incapaz de alterar seu comportamento frente às demandas mecânicas geradas pelo movimento.

A manipulação do solado e da entressola do calçado esportivo tem sido largamente utilizada pela indústria do calçado com vistas a otimizar a redução do impacto. No entanto, a literatura tem apresentado dados contraditórios sobre tal relação. Um dos primeiros estudos dedicados à análise da influência das características de construção do calçado esportivo no desempenho do movimento humano foi o realizado por CLARKE *et al.* (1983b). Dez voluntários utilizaram dois modelos de calçados de corrida, cujas durezas são descritas pelo autor como extremas, para correr a uma velocidade de 4,5 m/s. O primeiro pico da força vertical ( $F_y \text{ max } 1$ ) não foi significativamente afetado pela dureza do calçado ( $2,30 \pm 0,33 \text{ xPC}$  para o calçado duro e  $2,34 \pm 0,19 \text{ xPC}$  para o calçado macio). No entanto, o calçado duro provocou uma redução no tempo para atingir  $F_y \text{ max } 1$  (de  $26,6 \pm 3,2 \text{ ms}$  para  $22,5 \pm 4,0 \text{ ms}$ ), diminuição da força vertical mínima ( $1,90 \pm 0,26 \text{ xPC}$  para  $1,46 \pm 0,20 \text{ xPC}$ ), diminuição no tempo para força vertical mínima ( $37,9 \pm 3,54 \text{ ms}$  para  $33,8 \pm 4,0 \text{ ms}$ ) e diminuição do segundo pico da força vertical ( $2,83 \pm 0,25 \text{ xPC}$  para  $2,73 \pm 0,29 \text{ xPC}$ ). Os autores destacam a impossibilidade de se apontar um calçado ideal frente à grande variabilidade de respostas observadas entre os sujeitos.

CLARKE *et al.* (1983a) estudaram a influência do calçado nas características dinâmicas de 10 corredores ( $v = 3,8 \text{ m/s}$ ). Para tanto, cinco calçados foram especialmente construídos de forma a variar apenas o seu "sistema de amortecimento", dentre os quais encontravam-se três modelos construídos com

entressolas de EVA e um com entressola dotada de uma bolsa de ar comprimido. A  $F_y$  max 1 foi de  $1,88 \pm 0,21$  xPC para o calçado EVA de dureza 25, contra  $1,83 \pm 0,25$  xPC para o EVA de dureza 45, ficando os tempos para  $F_y$  1 max em  $30 \pm 4$  ms e  $28 \pm 6$  ms, respectivamente. O calçado construído com entressola formada por bolsa de ar comprimido apresentou valores de  $F_y$  1 max superiores ( $1,99 \pm 0,21$  xPC) aos obtidos nos calçados de solado EVA de dureza 35 ( $1,89 \pm 0,29$  xPC) e EVA de dureza 45. A diferença média entre os calçados foi igual a  $0,28$  xPC (15%) para  $F_y$  max 1 e a  $0,14$  xPC (5%) para o segundo pico desta força. Os ângulos do quadril e do joelho, assim como a velocidade do calcanhar, medidos no momento do contato, não apresentaram diferenças significativas entre os calçados estudados. No entanto, observou-se uma tendência de acentuação da dorsiflexão proporcional à dureza do solado. Após o primeiro contato, observou-se uma tendência de aumento da máxima flexão do joelho em função do aumento da dureza do solado.

Com o objetivo de analisar a influência do calçado esportivo nas características dinâmicas da FRS, NIGG (1986) comparou os resultados obtidos a partir da realização de 10 tentativas de corrida ( $v = 3,5 \pm 0,2$  m/s) com um único calçado de corrida ao resultado obtido a partir da utilização de 10 modelos distintos de calçados a cada uma das 10 tentativas. Os resultados apontam que a variação no modelo dos calçados condicionou a alterações significativas apenas no primeiro pico da força vertical. Ainda que tais resultados apontem para uma influência significativa do calçado na capacidade de controlar o impacto, deve-se considerar que a realização de apenas uma tentativa por calçado, na segunda fase do experimento, pode ter afetado de forma acentuada os resultados obtidos. Outros fatores, como a ausência de tratamento estatístico e da caracterização dos calçados utilizados, dificultam uma análise conclusiva sobre os resultados apresentados.

KOMI, GOLHOFER, SCHMIDTBLEICHER & FRICK (1987) estudaram as características dinâmicas e eletromiográficas da corrida realizada em duas velocidades (3 e 5 m/s) utilizando cinco diferentes modelos de calçados esportivos. Três calçados eram destinados à prática da corrida, enquanto os outros dois são descritos pelos autores como calçados adequados ao uso em condições *indoor*, cuja dureza era maior do que a apresentada pelos calçados de corrida. Vale destacar que

este é um dos poucos estudos da literatura que utiliza modelos comercialmente disponíveis, evitando a manipulação da dureza a níveis extremos, condição que indubitavelmente contribui para aumentar a validade externa do experimento. Os autores não relatam nenhuma diferença significativa nas variáveis referentes à FRS em função das características de construção dos calçados. Ainda que as diferenças não tenham se mostrado significativas, o estudo relata uma tendência de diminuição da frequência e aumento do comprimento da passada quando a corrida é realizada com os calçados de corrida. Relata-se ainda um aumento da pré-atividade muscular em resposta ao aumento da carga externa quando a corrida é realizada sem o uso do calçado, adaptação que segundo os autores possibilita o aumento do *stiffness* do segmento inferior, condição necessária para garantir condições mecânicas adequadas ao controle de tal carga (FIGURA 2). Ainda que a relação entre a atividade muscular e as características do calçado esportivo sejam potencialmente interessantes, os resultados apresentados devem ser analisados com bastante cautela, levando-se em consideração que ela é resultado da análise de um único músculo, o *m. gastrocnemius*, para apenas um sujeito.

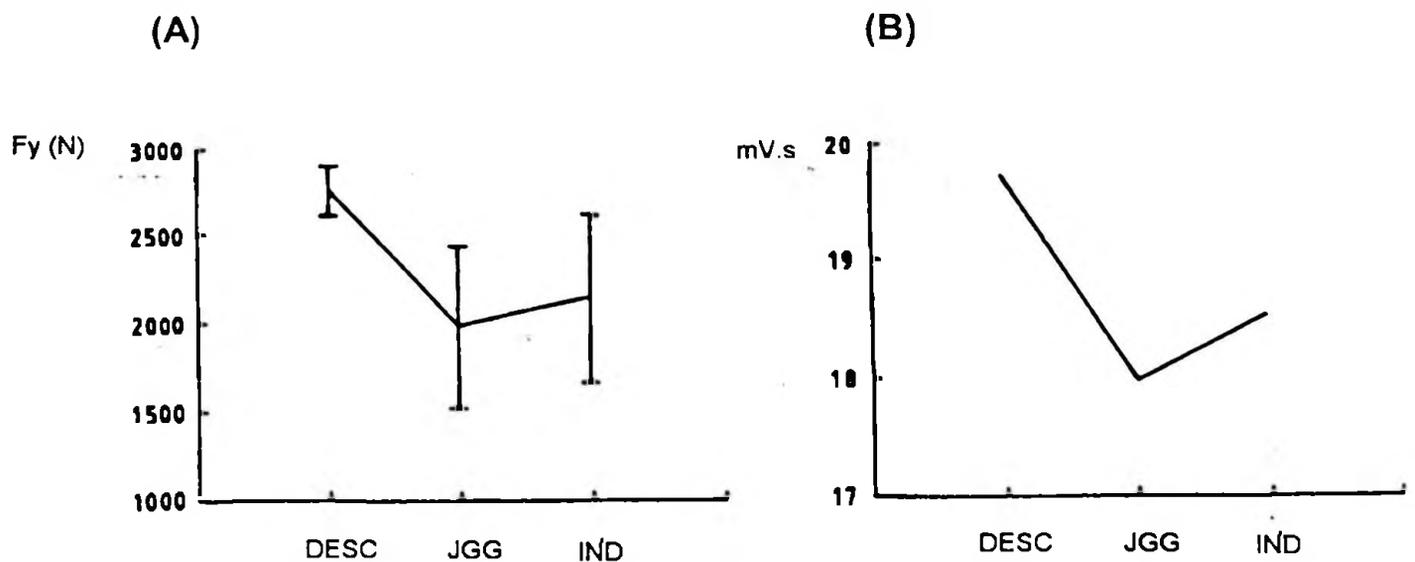


FIGURA 2 - (A) Força vertical máxima para a corrida sem o uso do calçado (DESC), com o calçado de corrida (JGG) e o calçado para uso indoor (IND). (B) Pré-atividade do *m. gastrocnemius* de um dos sujeitos nestas mesmas condições (adaptado de KOMI *et al.*, 1987a).

NIGG & MORLOCK (1987), utilizando calçados de mesmo modelo, provocaram desgaste no solado dos calçados utilizados. O calçado A foi utilizado sem que se fizesse nenhum desgaste, mantendo seu ângulo original de 16°. O calçado B foi desgastado na região lateral até 0°, e o calçado C sofreu o maior dos desgastes, produzindo uma inclinação negativa do solado, conforme indicado na FIGURA 3.

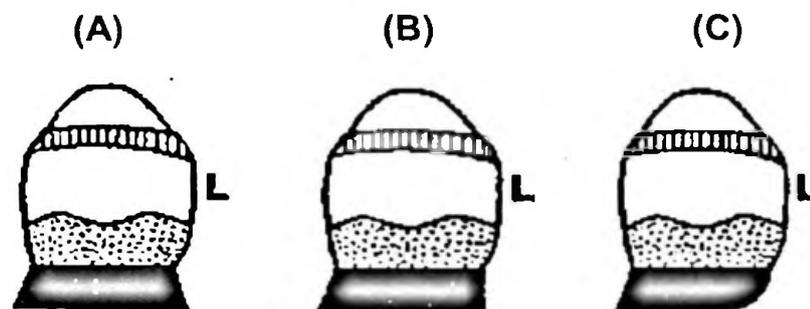


FIGURA 3 - Diferentes inclinações da região posterior lateral (L) do solado (*hell flare*) utilizadas no estudo de NIGG & MORLOCK (1987).

Ao contrário do esperado, a magnitude da força vertical máxima não se alterou em função dos desgastes efetuados, ainda que o tempo para se atingir tal força tenha diminuído de 37,6 ms (calçado A) para 29,1 ms (calçado C). Observou-se ainda que a pronação inicial na articulação do tornozelo sofreu redução de 45% do calçado A para o calçado C. Segundo os autores, a alteração no braço de alavanca da articulação subtalar, induzida pelo desgaste do solado pode ter sido a responsável por tal comportamento.

STACOFF, DENOTH, KAELIN & STÜSSI (1988), utilizando dois modelos de calçados nos extremos de dureza (dureza 20 e 50), não observaram diferenças significativas para a velocidade de contato ( $1,05 \pm 0,27$  m/s para o macio e  $1,09 \pm 0,35$  m/s para o duro), ângulo da coxa ( $95,9 \pm 2,2^\circ$  para o macio e  $96,1 \pm 2,3^\circ$  para o duro) e do calcanhar ( $98,2 \pm 4,1^\circ$  para o macio e  $99,6 \pm 3,8^\circ$  para o duro) durante a corrida em velocidade entre 3,5 a 4,5 m/s. No entanto, o braço de alavanca formado entre o vetor da FRS e a articulação subtalar mostrou uma clara tendência de aumento em função da dureza do solado, passando de  $4,7 \pm 3,8$  mm para  $10,7 \pm 2,1$  mm. O aumento do braço da alavanca, observado nos calçados duros, auxiliaria a

desaceleração do membro inferior, por ação da articulação do tornozelo, durante os estágios iniciais do contato. A julgar pela redução da magnitude e aumento do tempo para  $F_y \text{ max } 1$  (20 ms para o calçado macio contra 30 ms para o duro), observados em função do aumento do braço da alavanca, esta vantagem é efetiva. No entanto, a vantagem do calçado duro na tarefa de reduzir as forças externas é acompanhada por um indesejável aumento de 200 N na força interna na articulação do tornozelo.

HENNIG & MILANI (1995b) avaliaram a influência das características de construção do calçado esportivo na distribuição da pressão plantar em 22 sujeitos durante a corrida ( $v = 3,3 \text{ m/s}$ ). Para tanto foram selecionados 19 modelos de calçados, selecionados dentre os modelos disponíveis comercialmente, que foram avaliados a partir da utilização de oito transdutores de cerâmica piezoelétricas fixados em oito pontos anatômicos selecionados da superfície plantar. A medição da pressão plantar evidenciou alterações significativas para todas as regiões em função das características do calçado.

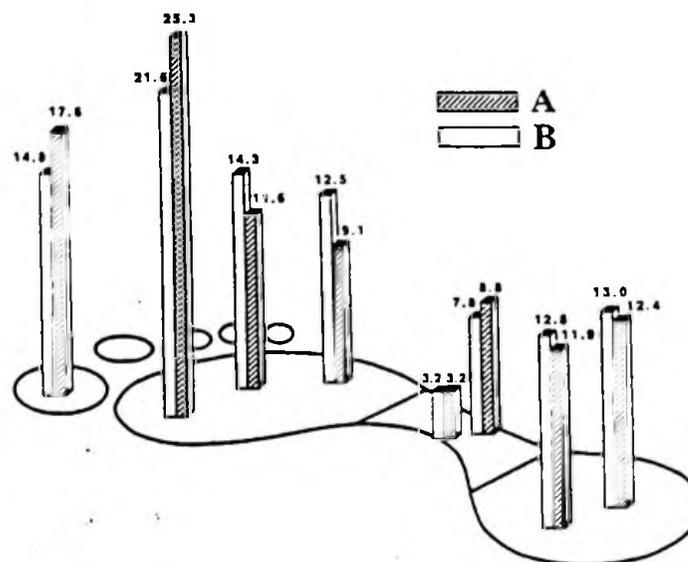


FIGURA 4 - Distribuição da pressão plantar, expressa em valores percentuais, em oito regiões selecionadas do pé, em função da utilização de dois diferentes modelos (A e B) de calçados esportivos (HENNIG & MILANI, 1995b).

A FIGURA 4 evidencia a distribuição da pressão plantar para dois calçados diferentes. Nesta situação observa-se que a carga aplicada na região do primeiro metatarso e do halux é substancialmente maior no calçado A, enquanto no calçado B ocorre uma maior participação da terceira e quinta cabeças do metatarso.

Segundo os autores, o aumento da pressão em determinadas regiões da superfície plantar pode ser a principal responsável pelas lesões por fadiga.

DE WITT, DE CLERCQ & LENOIR (1995) estudaram as características cinemáticas e dinâmicas de sete corredores utilizando calçados que, apesar de construídos com o mesmo material (EVA), apresentavam durezas diferentes (40 e 65). O calçado duro provocou menor magnitude de  $F_y \max 1$  (2,14 xPC) do que o calçado macio (2,36 xPC); no entanto, o maior tempo para  $F_y \max 1$  foi obtido com o calçado macio (27,6 ms contra 19,8 ms). O calçado mais duro provocou ainda o aumento da eversão inicial (de  $-4,6 \pm 1,3^\circ$  para  $-7,0 \pm 2,4^\circ$ ), da velocidade média de eversão (de  $223,2 \pm 69,7^\circ/s$  para  $334,0 \pm 105,5^\circ/s$ ) e da velocidade inicial máxima de eversão (de  $403,0 \pm 103,7^\circ/s$  para  $526,5 \pm 164,8^\circ/s$ ). Segundo os autores, o aumento da velocidade de eversão pode causar um aumento da atividade excêntrica dos músculos responsáveis pelo controle da estabilidade articular na região como o *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus* e *m. flexor hallucis longus*. Considerando se que uma rápida e pronunciada eversão auxilia no controle do impacto, induzindo no entanto ao aumento da carga imposta aos músculos, os autores recomendam que o calçado esportivo deva apresentar um equilíbrio entre estas duas funções. Tais dados, em acordo com os apresentados por STACOFF *et al.* (1988), reforçam a influência do movimento do tornozelo nas características dinâmicas da corrida. Movimentos mais pronunciados na articulação, especialmente os de pronação, parecem contribuir de forma definitiva na redução da carga imposta ao aparelho locomotor. O controle da estabilidade e a absorção do impacto, indubitavelmente as mais importantes características do calçado esportivo, parecem apresentar portanto uma relação de interdependência bem definida.

ROBERTSON, HAMILL & WINTER (1997), estudando calçados que apresentavam diferentes durezas de solado (40-43 C e 70-73 C), observaram que a potência máxima de deformação, assim como o respectivo trabalho, realizados nos dois primeiros terços do contato, variáveis indicadoras da absorção de energia pelo sistema pé-calçado foram menores nos calçados macios (-1211 W e -440 J) do que nos calçados duros (-1369 W e -619 J), enquanto a potência e o trabalho realizados no último terço do contato, e que assumem ação propulsiva, apresentaram valores

maiores com o calçado macio (162 W e 131 J) do que com o calçado duro (132 W e 64 J). Observou-se ainda que a massa corporal dos voluntários exerceu influência significativa nas deformações impostas ao calçado, dificultando dessa forma a determinação da real influência do calçado.

Deve-se observar que, embora muitos esforços venham sendo feitos em prol do desenvolvimento do calçado esportivo, a literatura não tem apontado claramente os eventuais benefícios advindos de sua interferência. Os relatos que evidenciam alterações nas regras do esporte e ou no equipamento esportivo, como o procedido no *snowboarding* e no *skate* (SEGESSER, 1998), são mais freqüentes na literatura do que aqueles que relatam possíveis relações entre o calçado esportivo e as lesões, como o estudo de NIGG, FREDERICK, HAWES & LUETHI (1986), que sugere que tenistas que utilizam calçados esportivos mais flexíveis estão menos sujeitos a lesões do que os jogadores que utilizam calçados mais duros. Além de escassos, tais estudos apresentam uma fraca relação de dependência entre o calçado e a lesão. O próprio estudo de NIGG *et al.* (1986) indica que além do calçado, a natureza do jogo (recreativo ou competitivo) e o seu tempo de duração também podem influenciar a incidência das lesões, em uma clara evidência de que o controle de tal relação é mediado por diversos fatores cuja interação não é facilmente controlável. Julgar-se a falta de uma clara relação entre os calçados esportivos e as lesões deve-se a uma real falta de relação entre os dois fatores ou às dificuldades metodológicas relacionadas a identificação de tal relação, depende ainda de mais estudos, sendo, portanto, conhecimento ainda não disponível na literatura especializada.

## 2.5 Calçado como elemento estabilizador

Uma das funções do calçado que tem recebido crescente interesse na Biomecânica é o controle do movimento articular, também descrito como ação estabilizadora (FREDERICK, 1986). O interesse no controle da estabilidade está indiretamente relacionado à proteção do aparelho locomotor, visto que os movimentos articulares excessivos são apontados como causadores de algumas das lesões que acometem o aparelho locomotor.

A determinação da influência do calçado na estabilização do membro inferior depende da definição de algumas características do movimento articular do pé e do tornozelo. Dentre as muitas articulações existentes entre os ossos que formam o pé e a perna, deve-se destacar, em função de sua relevância na determinação da mobilidade da região, as articulações talocrural e subtalar.

A articulação talocrural, formada pela junção do tálus, da fibula e da tíbia, apresenta seu eixo articular orientado obliquamente em relação aos planos de movimento, condição que permite tal articulação a realização dos movimentos de flexão plantar e flexão dorsal (STACOFF & LUETHI, 1986). A articulação subtalar, formada pela junção dos ossos do tálus e do calcâneo, também apresenta um eixo de movimentação oblíquo (FIGURA 5), conforme evidenciado pelo clássico estudo de INMAN (1976). Esse eixo, que, em função de sua orientação, permite a realização dos movimentos de inversão e eversão do pé, passa pela região lateral inferior do calcâneo e pela porção medial do tálus.

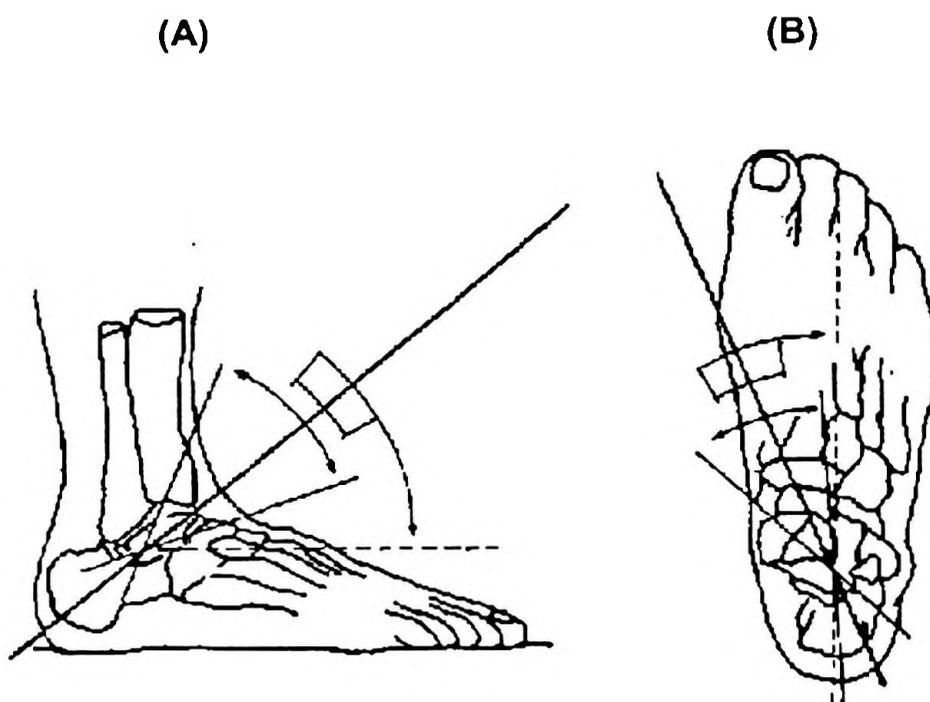


FIGURA 5 - Orientação do eixo de movimentação da articulação subtalar segundo modelo adaptado de INMAN (1976). Segundo o autor a orientação transversa desse eixo permite uma mobilidade média de 42° para os movimentos de flexão plantar - flexão dorsal (A), e de 23° para os movimentos de adução-abdução (B).

Durante a fase de apoio dos movimentos de locomoção, objetivando a desaceleração do corpo, os movimentos de flexão plantar, flexão dorsal, inversão e eversão, associados aos movimentos de adução e abdução, dão origem aos movimentos de pronação e a supinação. A supinação ocorre nos primeiros de 30 a 50ms da corrida, sendo caracterizada pela inversão do pé, flexão plantar e adução da articulação. A pronação inicia-se após a supinação e mantém-se até o final do apoio, sendo caracterizada como um movimento gerado pela eversão do pé, flexão dorsal e abdução. Vale lembrar que tais movimentos são altamente independentes, podendo-se tomar qualquer um dos três como indicadores do movimento de pronação, ainda que, por razões metodológicas, a eversão é a mais utilizada (FREDERICK, 1986).

EDINGTON, FREDERICK & CAVANAGH (1990) apontam a existência de corredores que não apresentam essa distribuição dita normal de movimentação, apresentado unicamente a supinação (supinadores) ou a pronação (pronadores), como se pode observar na FIGURA 6.

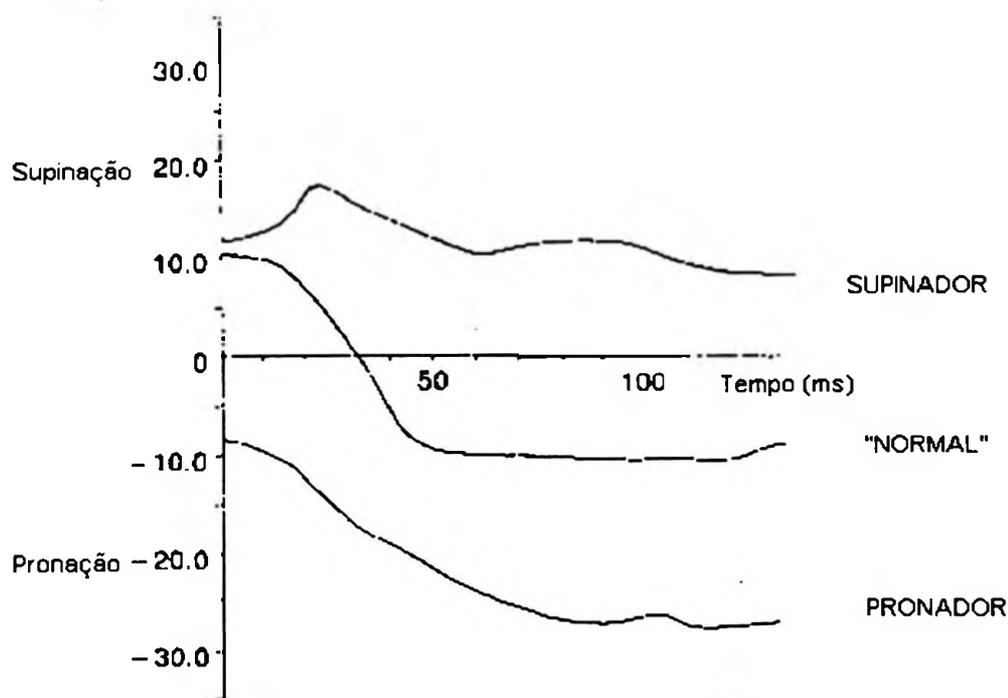


FIGURA 6 - Movimentos do tornozelo durante a corrida, para um corredor normal, supinador e pronador (adaptado de EDINGTON *et al.*, 1990).

Movimentos articulares excessivos, especialmente os relacionados à pronação, tem sido apontados como causadores de lesões no tornozelo, tendão de Aquiles, joelho e até mesmo no quadril (TAUTON, McKENZIE & CLEMENT, 1988). A vinculação entre os movimentos ocorridos na articulação subtalar com os movimentos da perna justifica a etiologia de tais lesões (INMAM, RALSTON & TODD 1981). A partir de uma simplificação desses segmentos, conforme ilustrado na FIGURA 7, pode-se observar que rotação externa da perna induz à supinação do pé, enquanto rotação interna provoca sua pronação. Desta forma, a relação de dependência entre tais movimentos, ainda que apoiada num modelo simples dos segmentos, poderia explicar o surgimento de lesões nas articulações do joelho e quadril em resposta aos movimentos articulares excessivos do tornozelo.

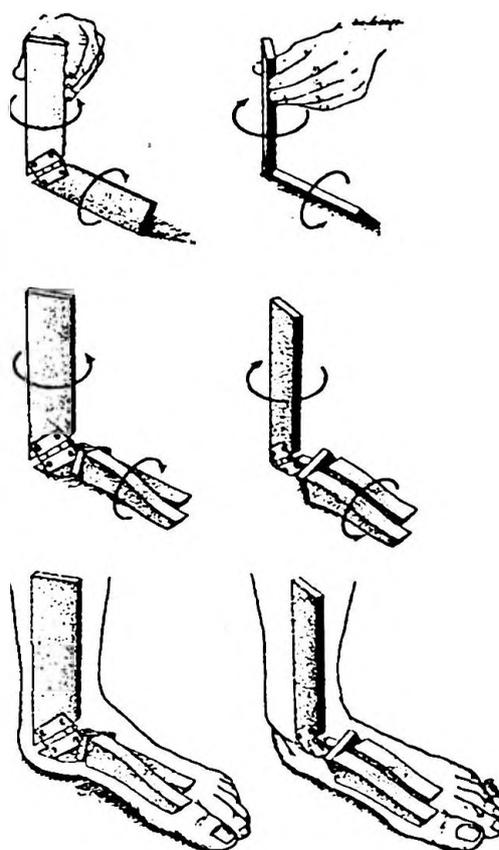


FIGURA 7 - Modelo representativo da ação da articulação subtalar, representada pela dobradiça com eixo orientado em 45°. Através dela pode-se perceber que a rotação externa e interna do segmento que representa a perna é capaz de produzir respectivamente movimentos de supinação e pronação no segmento que representa o pé. Pode-se ainda observar a participação da articulação talonavicular (segmento medial do modelo) e calcaneocubóide (segmento lateral) durante a realização desses movimentos (adaptado de INMAM *et al.*, 1981).

Na tentativa de restringir os movimentos de pronação, o calçado esportivo tem sofrido algumas alterações estruturais. BATES, JAMES & OSTERNIG (1978) apontam que o controle dos movimentos do tornozelo pode ser alcançado a partir de alterações nas características de construção do calçado que permitam a elevação do calcanhar em relação ao ante-pé. Tal afirmação é compatível com os dados apresentados por STACOFF & KAELIN (1983), os quais apontam que um aumento da altura do calcanhar entre 2,3 e 3,3 cm é capaz de reduzir tal movimento. Também relatam os autores que aumentos superiores a 3,3 cm tendem a propiciar o aumento da pronação. Evidências experimentais desta natureza tiveram repercussões definitivas nas características de construção dos calçados esportivos. Pode-se observar que a grande maioria dos calçados esportivos disponíveis atualmente no mercado, especialmente os calçados destinados à corrida, incorporou a estratégia de elevação do calcanhar, objetivando o controle da estabilidade. Apesar dos movimentos excessivos na articulação do tornozelo serem indesejáveis em função de sua relação com as lesões, deve-se destacar a importância desses movimento no controle das forças externas.

Conforme evidenciam os dados de STACOFF *et al.* (1988) e DE WITT *et al.* (1995), discutidos anteriormente, os calçados de solado mais duro tendem a aumentar o braço de alavanca resistente na articulação do tornozelo, aumentando o estresse aplicado aos músculos e ligamentos responsáveis pelo controle da estabilidade articular. Interessante observar que o mesmo braço de alavanca que aumenta as forças internas impostas ao aparelho locomotor otimiza a desaceleração do membro inferior nas fases iniciais do movimento, permitindo um maior controle das forças externas.

Observa-se assim que duas das mais importantes funções do calçado esportivo apresentam um grau de interferência recíproca que as torna incompatíveis. Torna-se inviável conceber, à luz dos dados disponíveis na literatura, um calçado esportivo que possa conjugar máxima estabilização combinada com máximo amortecimento. Em função dessa condição, DE WITT *et al.* (1995) consideram que o calçado esportivo deve ser construído de modo a equilibrar as duas funções.

Embora a sugestão seja bastante lógica, parece que o controle da estabilização, e sua conseqüente relação com o amortecimento, ainda precisam ser

melhor elucidados. STACOFF, NIGG, REINSCHMIDT, Van der BORGET, LUNDBERG, DENOTH & STÜSSI (1997) evidenciaram que a manipulação das características do *heel flare* do calçado, condição que indubitavelmente altera o braço resistente gerado pela força externa na articulação do tornozelo, não produziram alterações significativas no ângulo de eversão ( $3,3^\circ$  para o solado com inclinação de  $25^\circ$  e  $3,2^\circ$  para o calçado com solado desgastado, caracterizando uma inclinação negativa), nem na velocidade de eversão ( $157,0^\circ/s$  para o solado com inclinação de  $25^\circ$  e  $146,4^\circ/s$  para o calçado com inclinação negativa), contrariando, portanto, os resultados apresentados por NIGG & MORLOCK (1987).

## 2.6 A variabilidade do movimento humano

Um dos fatores que mais chama atenção na literatura dedicada ao estudo do calçado esportivo é a sistemática observação de que os sujeitos tendem a se adaptar de forma particular às diferentes características de construção do calçado esportivo (DUFEK & BATES, 1991; HRELJAC, 1998). Tal fato, associado à notória importância do comportamento, despertam a necessidade de uma discussão mais ampla sobre a questão.

CLARKE *et al.* (1983b), estudando as adaptações dinâmicas na corrida motivadas pela utilização de dois calçados esportivos de extrema dureza, observam que as diferenças individuais podem ser marcantes. Um dos sujeitos estudados apresentou valores para o primeiro pico da força vertical de  $2,93 \times PC$  para o calçado duro e de  $2,40 \times PC$  para o calçado macio, enquanto outro sujeito mostrou tendência de comportamento contrário, apresentando valores menores para esta variável quando da utilização do calçado duro ( $1,82 \times PC$ ) do que os obtidos com o calçado macio ( $2,29 \times PC$ ). Baseado na observada tendência de variação, o autor destaca a dificuldade de se apontar o calçado detentor das características ideais. Resultados semelhantes são descritos por BATES, OSTERNIG, SAWHILL & JAMES (1983), que verificaram que os sujeitos estudados tinham seu movimento influenciado de forma particular pelos três tipos de calçados utilizados para realizar a corrida.

NIGG, DENOTH, KERR, LUETHI, SMITH & STACOFF (1984) apontam, a partir do estudo de quinze modelos diferentes de calçados esportivos, classificados

pelos autores como sendo de boa marca, que calçados do mesmo modelo condicionaram diferenças acentuadas no comportamento cinemático da corrida. Alguns dos modelos estudados geraram diferenças no ângulo de entrada do calcanhar da ordem de seis a oito graus. Os autores relatam ainda, a partir da observação do ângulo do joelho no momento da aterrissagem realizada em quatro tipos de pisos que apresentavam diferentes durezas, que os dois sujeitos estudados apresentavam diferentes estratégias de adaptação geradas pela dureza do piso. O primeiro voluntário diminuiu a flexão do joelho com o aumento da dureza, enquanto o segundo apresentou uma maior flexão em tal circunstância. Os resultados apresentados evidenciam o caráter individual das adaptações do aparelho locomotor às demandas mecânicas geradas pelo meio. Tal caráter é reafirmado por CLARKE *et al.* (1983a) a partir da observação de diferentes respostas dinâmicas condicionadas por cinco modelos de calçados de corrida que apresentavam durezas de solado extremas, e também por STACOFF *et al.* (1997) que, após analisarem os efeitos que o *hell flare* e as orteses podem exercer nas características cinemáticas da corrida, afirmam que o calçado, assim como as orteses, não podem afetar substancialmente as condições mecânicas da corrida em função da especificidade destas adaptações.

NIGG, KHAN, FISHER & STEFANYSHYN (1998), após estudarem a influência de ortoses, também observam diferenças entre os resultados apresentados pelos doze sujeitos estudados. Observando que as alterações no formato e no material das ortoses produziam alterações de até quatro graus na angulação dos segmentos inferiores, e que tais alterações eram acentuadamente maiores do que a alteração média observada, os autores concluem que as características anatômicas e neuro-fisiológicas do aparelho locomotor representam fatores decisivos na determinação da influência das ortoses no movimento humano.

Mais do que evidenciar a existência de substanciais variações na adaptação do aparelho locomotor ao calçado esportivo, algumas evidências têm mostrado que sujeitos utilizando diferentes estratégias podem produzir efeitos que se anulam, gerando resultados inconsistentes com o real comportamento do fenômeno (DUFEK & BATES, 1991; HRELJAC, 1998).

FREDERICK, CLARKE, LARSEN & COOPER (1983), em um estudo destinado a determinar como as alterações cinemáticas motivadas pelo calçado

podem afetar o consumo de oxigênio, evidenciam a existência de uma baixa correlação entre tal variável e a dureza do solado ( $r= 0,47$ ). A grande variação entre os resultados observados para os dez voluntários estudados pode, segundo os autores, ter mascarado os resultados, gerando a baixa correlação observada.

COLE, NIGG, FICK & MORLOCK (1995) utilizam um modelo tridimensional do membro inferior, que inclui a participação de vinte e sete músculos do pé com suas respectivas aponevroses e seis articulações, para determinar a influência da dureza do calçado esportivo nos momentos gerados nas articulações. Para tanto são selecionados três modelos de calçados, idênticos em suas características de construção, porém com durezas diferentes (35, 45 e 75). Ainda que tenham sido realizadas apenas três tentativas por condição, fato que pode ter afetado os resultados, os autores relatam que a dureza do calçado não exerceu significativa influência nas forças internas calculadas. Apenas três dos sete sujeitos estudados exibiram aumento das forças internas na articulação subtalar quando correram com o calçado mais duro. Índícios de variabilidade intra-sujeitos como estas, aliadas a também observada variabilidade intra-sujeitos fazem com que os autores considerem que a variabilidade pode ocultar eventuais aumentos na carga imposta à articulação subtalar em função das características do calçado. Dessa forma, os autores apontam que a carga interna imposta à articulação subtalar pode ser sujeito-dependente, sugerindo que a escolha do calçado deve seguir critérios individuais, em vez de critérios universais.

Em acordo com tais considerações, FREDERICK (1986) afirma que a aparente contradição entre os estudos que analisam a influência do calçado esportivo no movimento humano pode ser parcialmente explicada pela natureza sujeito-dependente das adaptações condicionadas pelo calçado esportivo. Conforme apontado pela revisão de literatura sobre o tema em questão, pôde-se evidenciar a dificuldade em se estabelecer uma clara relação entre as características de construção do calçado e as adaptações por elas condicionadas, condição que fornece um bom parâmetro para avaliar a procedência do argumento proposto por FREDERICK (1986).

Assim como a variabilidade inter-sujeitos pode exercer marcante influência na análise das relações entre o calçado e o movimento, a variabilidade intra-sujeitos

pode condicionar o mesmo efeito. WINTER (1991), analisando a variação no padrão da FRS a partir de tentativas realizadas com apenas alguns segundos de intervalo, aponta a existência de um coeficiente de variação que pode atingir valores iguais a 10% e 21% para as componentes vertical e horizontal desta força, respectivamente. Segundo o autor, tal variação ilustra o caráter redundante do aparelho locomotor na geração dos padrões motores, representando, portanto, aquilo que poder-se-ia chamar de variabilidade natural do movimento.

A influência que tal variação pode exercer na análise do calçado esportivo é ilustrada por NIGG (1986). A partir da análise da razão calculada entre o desvio padrão obtido pela utilização de 10 calçados diferentes pelo mesmo sujeito e o desvio obtido a partir da realização de 10 tentativas com um mesmo calçado, o autor identifica variáveis dinâmicas cuja alteração induzida pelo calçado é menor do que a variação natural do movimento. Dessa forma, diferenças atribuídas a priori ao efeito do calçado esportivo podem ter sido na verdade condicionadas pela variação natural do movimento. Tem-se uma clara situação na qual o real comportamento pode ser mascarado pela variação natural do movimento, em um processo semelhante ao descrito para a variação inter-sujeitos.

## 2.7 Efeitos da fadiga do calçado no movimento humano

Ainda que exista considerável número de estudos dedicados à interpretação do calçado, pouca atenção tem sido dedicada à análise dos efeitos que seu desgaste, em função da utilização em situações de treinamento e competição, pode exercer nas características biomecânicas do movimento.

DREZ (1980) sugere que o aumento da instabilidade na articulação do tornozelo, motivada pelo desgaste excessivo do solado, pode ocasionar lesões nesta articulação. FREDERICK (1986) considera que repetidas compressões podem ocasionar deformações permanentes no material da entressola do calçado que podem provocar a diminuição de sua capacidade de reduzir o choque induzido pelo movimento. Embora sejam considerações interessantes, deve-se destacar a inexistência de evidências experimentais que as sustentem. Elas são escassas na literatura.

COOK, KESTLE & BRUNET (1985), a partir de um simulador mecânico de impacto que aplicou cargas de até 150 kgf numa frequência de 2,5 Hz, buscaram reproduzir as solicitações a que estaria exposto o calçado durante seu ciclo de utilização. Os resultados apontam uma diminuição gradativa na sua capacidade de absorver o choque, que culmina com uma diminuição de aproximadamente 40% após simulação correspondente a um ciclo de utilização entre 402 e 804 km. A diminuição nesta capacidade foi menor (cerca de 30%) quando o desgaste foi induzido por dois corredores que utilizaram os calçados em situação real de corrida. Deve-se considerar, no entanto, que as referidas alterações mecânicas foram medidas a partir de ensaios *in vitro*, inviabilizando, conforme considerado anteriormente, a real determinação do efeito do desgaste no movimento humano.

HENNIG & MILANI (1995a) observaram que os dezenove modelos de calçados esportivos estudados condicionaram alterações na distribuição da pressão plantar na corrida após terem sido usados para percorrer 220 km. As regiões do retro e ante-pé foram as mais afetadas pelo uso, tendo sido observadas diferenças de até 25% na pressão induzida por alguns dos calçados estudados.

A limitada quantidade de informação sobre o tema restringe sensivelmente a interpretação dos efeitos de tal evento, inevitável durante o ciclo de utilização do calçado, nas características dinâmicas da locomoção. Possíveis relações entre o desgaste do calçado e as lesões, conforme sugere a literatura, não podem ser traçadas. Um entendimento mais amplo acerca da influência do calçado, viabilizado pelo acompanhamento gradual da alteração das estruturas que o compõem, é igualmente dificultado pela observada escassez de estudos voltados ao tema.

## **2.8 Sobre o movimento humano sem o uso do calçado**

Apesar da realização do movimento sem o uso do calçado esportivo ser um elemento referencial de fundamental importância no entendimento da influência do calçado no movimento humano, poucos estudos tem dedicado atenção à interpretação de tal condição. A literatura especializada mostra que muitos dos estudos destinados à análise do calçado tem utilizado um delineamento experimental que inclui a realização do movimento sem o uso do calçado. No entanto, deve-se

observar que tal análise assume caráter claramente secundário, funcionando como uma das estratégias que viabilizam o estudo do calçado. Como exemplo, pode-se citar as considerações de KOMI *et al.* (1987a), os quais afirmam que o estudo da corrida sem o uso do calçado serve como uma situação controle que permite analisar as diferenças induzidas por cada um dos cinco diferentes tipos de calçados esportivos, conforme objetivos propostos por aquele estudo. As características dinâmicas, cinemáticas e eletromiográficas dos movimentos realizados sem o uso do calçados têm evidenciado aspectos marcantes.

Um dos primeiros estudos a se dedicar à caracterização biomecânica da locomoção realizada sem o uso do calçado foi o de CAVANAGH, WILLIAMS & CLARKE (1981). Para tanto, 10 sujeitos andaram a uma velocidade média de 1,32 m/s utilizando uma bota militar e dois calçados destinados ao uso cotidiano a fim de viabilizar a caracterização do movimento sem o uso do calçado. Observou-se que a magnitude da força vertical foi maior na marcha com o pé descalço (0,55 xPC contra 0,37 xPC para bota, e 0,27 xPC para o calçado de uso casual e de solado de couro), enquanto o tempo para atingir tal força foi menor nesta condição (8,4 ms contra 23 ms da bota e 24 ms para o calçado do solado de couro), conforme ilustrado na FIGURA 8. Vale destacar que ainda que construídos de forma diferente, não foram observadas diferenças significativas no comportamento dinâmico induzido pelo três tipos de calçados.

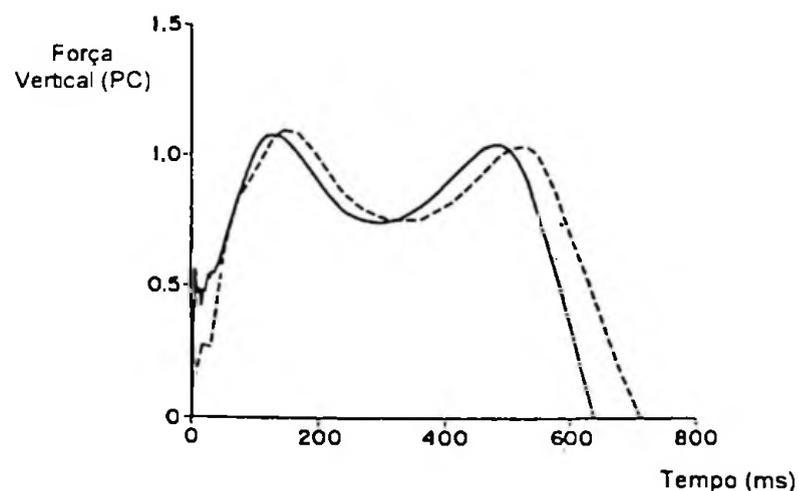


FIGURA 8 - Força vertical média (n=8) para a marcha realizada com calçado de uso casual (linha tracejada) e sem o uso do calçado (linha cheia), adaptado de CAVANAGH *et al.* (1981).

A análise cinemática evidenciou uma maior flexão do joelho quando a marcha era realizada sem o uso do calçado. Considerando-se que a flexão do joelho é uma possível estratégia para desacelerar o segmento inferior, contribuindo de tal forma, com o controle do estresse, à maior flexão do joelho, pode sinalizar o esforço do aparelho locomotor em controlar o aumento do estresse gerado pela marcha sem o calçado (SERRÃO, MOCHIZUKI, AMADIO, SÁ, BRUNIERA, 1993).

CLARKE *et al.* (1983a) observaram na corrida com o pé descalço uma menor flexão do quadril ( $26,0^\circ$ ), uma maior flexão do joelho ( $23,0^\circ$ ) e uma menor velocidade horizontal do calcanhar ( $0,56$  m/s) do que a medida na corrida com calçado ( $27,8^\circ$ ,  $21,0^\circ$  e  $0,55$  m/s, respectivamente). Observou-se ainda alterações de natureza dinâmica, expressas pela  $F_y$  max 1 ( $2,17 \pm 0,32$  xPC contra  $1,88 \pm 0,21$  xPC do calçado construído com EVA de dureza 25, e  $1,83 \pm 0,25$  xPC para o calçado de dureza 45), e no tempo para atingir tal força ( $12 \pm 5$  ms no descalço contra  $30 \pm 4$  ms no calçado de dureza 25, e  $28 \pm 6$  ms no dureza 45).

SOUTAS-LITTLE, SOUTAS-LITTLE & FREDERICKSON (1988) compararam as características da corrida realizada com um calçado esportivo construído com solado de EVA às características da corrida com o pé descalço. Contrariando os resultados de CLARKE *et al.* (1983a), os autores não relatam diferenças significativas entre as duas condições para variáveis selecionadas da FRS. Apenas o centro de pressão (COP) mostrou-se sensível ao calçado, ainda que os poucos dados disponíveis inviabilize mais considerações sobre tal adaptação.

BOJSEN-MÖLLER (1983) relata alterações no padrão de ativação do *m. soleus* quando da realização da marcha sem a utilização do calçado. Segundo o autor, esse músculo estende sua atividade na fase de contato, estando em atividade durante 60% do tempo de apoio contra apenas 40% desse tempo, quando a marcha é realizada com o calçado. Observou-se ainda redução no tempo de contato na marcha descalça quando comparada à marcha realizada com calçado (de 150-220 ms para 70-100 ms), assim como diminuição da inclinação do pé no momento do contato ( $10-15^\circ$  no descalço contra  $20-25^\circ$  no calçado).

KOMI *et al.* (1987a) também relatam alterações na atividade eletromiográfica a partir da observação do comportamento do *m. gastrocnemius*. Na

corrida com o pé descalço observou-se um aumento da fase de pré-atividade do músculo, comportamento semelhante ao observado quando o movimento é realizado com velocidades crescentes. Segundo os autores, a pré-atividade muscular caracteriza uma adaptação do aparelho locomotor em prol da redução do impacto, em uma condição na qual este se encontra aumentado, como a observada na corrida com o pé descalço. No entanto, tais considerações devem ser analisadas com reserva, pois são fundamentadas na análise de apenas um dos quatro músculos estudados e para apenas um dos quatro sujeitos. A comparação entre as características dinâmicas e eletromiográficas é ainda limitada pela ausência de sincronização dos dois sinais, que foram coletados em momentos diferentes.

STOCKTON & DYSON (1998) compararam parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos da corrida realizada com e sem o uso do calçado, observando que na segunda condição o pico máximo da força vertical foi maior ( $2,65 \pm 0,76 \times PC$  contra  $2,23 \pm 0,55 \times PC$ ), o tempo para esta força menor ( $18 \pm 1$  ms contra  $32 \pm 5$  ms), assim como o tempo para a força horizontal mínima ( $28 \pm 12$  ms contra  $46 \pm 12$  ms). Tais dados, em acordo com os apresentados por CAVANAGH *et al.* (1981), CLARKE *et al.* (1983a) e KOMI *et al.* (1987a), caracterizam um considerável aumento do estresse induzido pelas forças externas quando não se utiliza o calçado esportivo. Observou-se ainda que o tempo de apoio também é sensível ao uso do calçado ( $210 \pm 17$  ms no calçado e  $199 \pm 18$  ms no descalço). A análise da atividade eletromiográfica revelou uma menor atividade do *m. tibialis anterior* no momento do primeiro pico da força vertical e uma maior atividade dos *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis* e *m. retus femoris* na corrida com pé descalço. No entanto, mais considerações acerca da atividade muscular são dificultadas pela ausência de dados mais precisos desta variável, analisada unicamente a partir de parâmetros qualitativos.

Observa-se, desta forma, que os dados relativos ao movimento realizado sem o uso do calçado esportivo são escassos, e em sua maioria apresentam limitações metodológicas que impedem uma análise mais consistente acerca dos resultados relatados. Mais escassos ainda são os dados referentes à adaptação da corrida à tal condição. O estudo do processo de adaptação, por intermédio de

experimentos de natureza longitudinal, assume destacada importância à medida que permite analisar o "verdadeiro pé descalço". Não se pode desconsiderar que os estudos que abordam o pé descalço não permitem um tempo de adaptação suficiente para que os sujeitos possam se ajustar à essa, que é uma condição acentuadamente diferente daquela experimentada quando do uso do calçado.

O único experimento que relata o processo de adaptação à corrida descalça é descrito por ROBBINS & HANNA (1987), que mediram as alterações antropométricas do pé após quatro meses de adaptação à corrida sem o uso do calçado esportivo. A partir da utilização de radiografias do pé em situação estática, os autores relatam a diminuição da distância entre o tubérculo medial do calcâneo e o primeiro e o quinto metatarso, evidenciando um aumento do arco longitudinal plantar em função da corrida com o pé descalço.

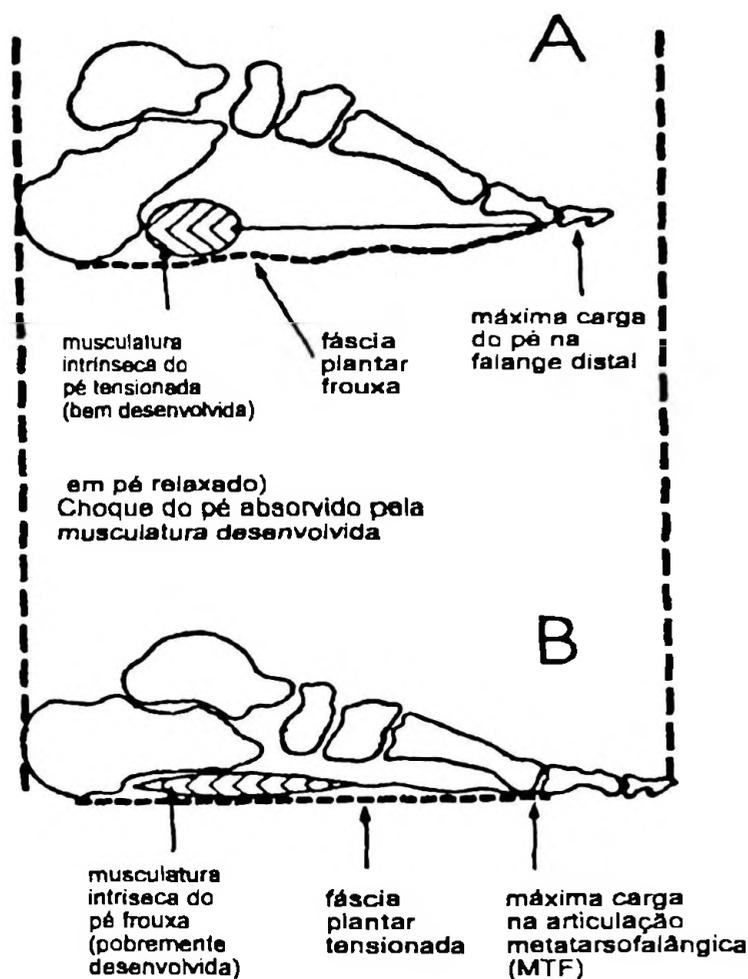


FIGURA 9 - Modelo proposto por ROBBINS & GOUW (1991) para caracterizar as adaptações estruturais ocorridas no pé descalço.

Ainda que tais resultados representem uma importante evidência da existência de um mecanismo que permitiria a adaptação ou a readaptação, do aparelho locomotor às condições mecânicas impostas pelo pé descalço, conforme sugerido pela FIGURA 9, as características metodológicas do experimento sugerem a necessidade de se analisar os resultados com bastante cautela. A referida alteração antropométrica do pé foi avaliada em condição estática, fato que inviabiliza possíveis interpretações sobre o caráter funcional de tal adaptação. Importantes indagações acerca de possíveis alterações de cunho dinâmico, cinemático ou eletromiográfico permanecem sem resposta.

A despeito destas limitações, ROBBINS & GOUW (1991) formulam os pressupostos teóricos de um modelo denominado "comportamento moderador de impacto". Baseados principalmente nas alterações estruturais do pé, os autores sugerem a possibilidade de o aparelho locomotor adaptar-se ao movimento realizado com o pé descalço. Tal adaptação seria desencadeada por modulações neuro-motoras induzidas pela percepção das cargas mecânicas geradas pelo contato do pé descalço com o solo, conforme ilustrado na FIGURA 10. Embora o modelo pareça viável, deve-se destacar que são poucas as evidências experimentais que o suportam. A partir desse modelo, os autores sugerem ainda que os calçados esportivos podem ser perigosos, pois reduziriam a sensibilidade dos mecânoreceptores, gerando uma percepção de ausência de forças denominada de "ilusão sensorial". Segundo os autores, esta se assemelha a uma "pseudoneuropatia", que impediria o desencadeamento do "comportamento moderador de impacto". Tal consideração é ainda mais circunstancial e especulativa do que a própria formulação do modelo.

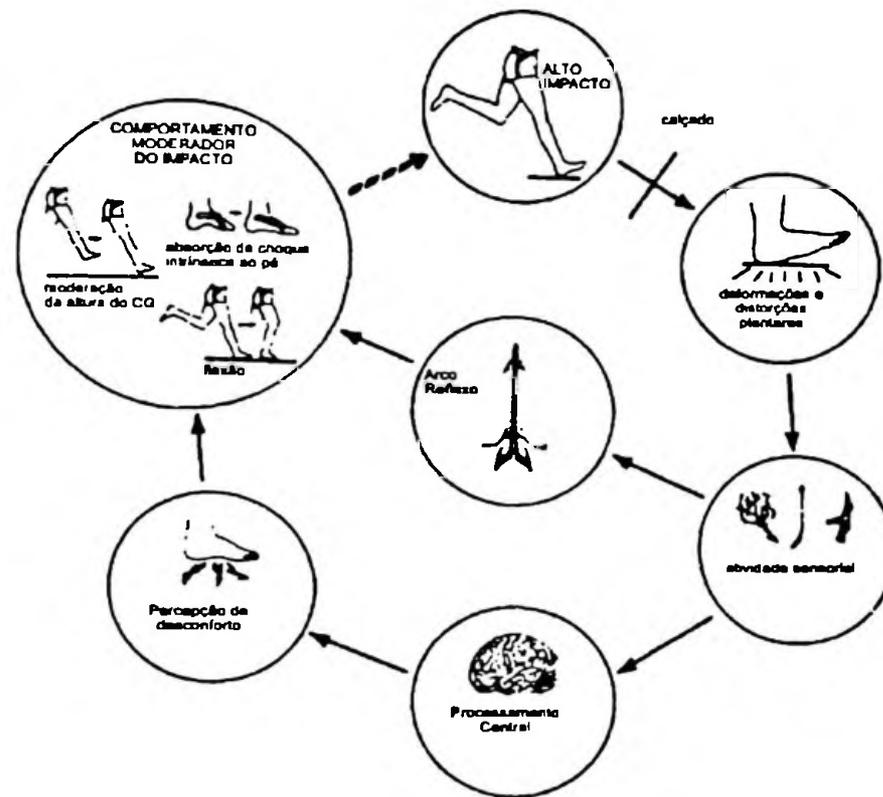


FIGURA 10 - Descrição do modelo teórico que prevê o comportamento moderador de impacto e sua relação com o uso do calçado esportivo (adaptado de ROBBINS & GOUW, 1991).

No entanto, alguns dados da literatura sugerem que a existência de um comportamento moderador de impacto pode ser mais do que circunstancial. DENOTH (1986) relata que doze sujeitos correndo descalços tendem a alterar a geometria de colocação do pé nos momentos iniciais de contato em função da dureza do piso (asfalto, poliuretano, grama). A menor frequência de contato com o calcanhar foi observada quando a corrida era realizada no asfalto, sendo a maior frequência observada quando a corrida era realizada na grama. Considerando-se que o impacto é maior quando o primeiro contato é realizado com o calcanhar (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980), não se pode desconsiderar que os sujeitos parecem adotar uma estratégia voltada à redução do impacto. DENOTH (1986) considera que tal comportamento pode ser modulado pela dureza da superfície e do solado, pelo atrito gerado entre o pé e o solo, pelo impacto, pela área e ou pela geometria de contato.

Outra evidência vem do estudo de RODRIGUEZ, SERRÃO, SACCO, SÁ & AMADIO (1999), que descrevem as características antropométricas dos pés de crianças e adultos pertencentes a uma comunidade onde o hábito do uso do calçado não é freqüente. A partir de anamnese, os autores observaram que o pouco uso do calçado era acompanhado de relatos de problemas com o pé, especificamente os relacionados à cortes superficiais na região plantar. No entanto, a ausência de relatos de dor e a função neurológica preservada, conforme apontado por medidas de sensibilidade realizadas com estesiômetros, apontam que os pés desses indivíduos, apesar do não uso sistemático do calçado e dos poucos cuidados com o pé, encontravam-se protegidos das cargas mecânicas impostas pela interação do aparelho locomotor com o meio. Outro fator que reforça a existência de um mecanismo de proteção foi a altura do arco plantar das crianças, que se mostrou semelhante à altura do arco dos adultos, condição não observada em crianças que têm o hábito de utilizar o calçado com freqüência (RODRIGUEZ, SERRÃO, ÁVILA & AMADIO, 1998).

Observa-se, dessa forma, a existência de evidências que suportam a viabilidade da adaptação do aparelho locomotor ao movimento realizado sem o uso do calçado, reforçando a necessidade de se testar experimentalmente tal hipótese.

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 Caracterização dos experimentos - amostra e condições de coleta**

A fim de atender aos objetivos estabelecidos para este trabalho, foram realizados três experimentos cujas características metodológicas encontram-se descritas na FIGURA 11. Nela são apresentados, através de fluxograma estruturado por diagrama de blocos, os métodos de investigação, os instrumentos, os procedimentos para condicionamento e tratamento do sinal e os procedimentos experimentais adotados, assim como a definição dos objetivos e características da amostra para os três experimentos previstos.

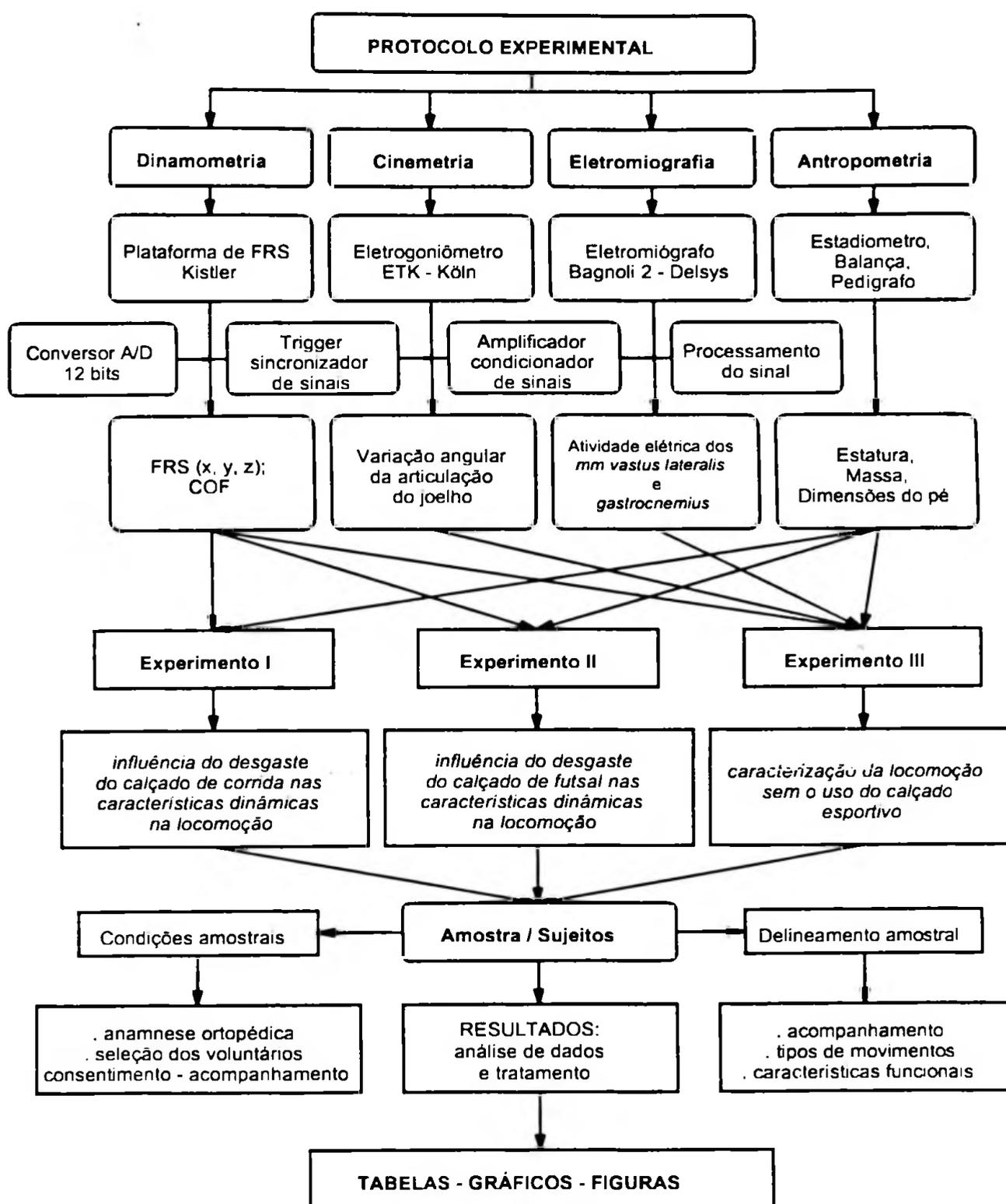


FIGURA 11 - Protocolo experimental representado através de fluxograma para os procedimentos experimentais utilizados nos experimentos 1, 2 e 3.

### 3.1.1 Experimento 1

O experimento 1 objetivou a análise biomecânica do calçado de corrida durante seu ciclo de utilização como forma de interpretar o possível efeito de seu desgaste nas características dinâmicas da locomoção.

A amostra foi composta por quatro corredores, cujas características são descritas na TABELA 1, que iniciaram o estudo com um calçado de corrida novo. A TABELA 2 apresenta as áreas do pé e o índice do arco plantar (IAP), determinados a partir dos procedimentos descritos por CAVANAGH & RODGERS (1987), para os quatro sujeitos estudados. A caracterização antropométrica do pé dos voluntários foi o objetivo central desta avaliação.

TABELA 1 - Idade, massa corporal e estatura dos quatro voluntários (S1 a S4) envolvidos no experimento 1.

	S1	S2	S3	S4	$\bar{x}$	DP
Idade (anos)	18	17	18	18	17,7	0,5
Massa corporal (kg)	59,1	53,8	57,3	45,5	53,9	6,0
Estatura (m)	1,76	1,64	1,74	1,62	1,69	0,07

TABELA 2 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4).

	AT (mm <sup>2</sup> )	AAP (mm <sup>2</sup> )	AMP (mm <sup>2</sup> )	ARP (mm <sup>2</sup> )	IAP
S1	1161	595	229	337	0,20
S2	937	392	227	318	0,24
S3	1056	420	241	395	0,23
S4	885	419	186	280	0,21

Tomando como referência os dados apresentados por CAVANAGH & RODGERS (1987) que classificam os arcos como alto ( $IAP \leq 0,21$ ), normal ( $0,21 < IAP < 0,26$ ), e baixo ( $IAP \geq 0,26$ ), pode-se afirmar que S2 e S3 apresentam arcos normais, enquanto S1 e S4 apresentam arcos altos.

Objetivando a boa adaptação dos voluntários aos calçados, estes puderam selecioná-los dentre as marcas mais representativas do mercado. Ainda que não fossem idênticos, os calçados escolhidos não apresentavam características de construção expressivamente diferentes.

Antes do início das coletas, os voluntários foram submetidos a exames clínicos e anamnese ortopédica, não tendo sido constatado nenhum acometimento de natureza ósteo-mio-articular capaz de comprometer seus movimentos. Cientes dos procedimentos metodológicos a serem adotados, os sujeitos assinaram termo de consentimento informado em participação da pesquisa, cujos termos são apresentados no ANEXO IV.

A aquisição dos dados foi realizada em cinco fases, definidas em função do ciclo de utilização do calçado, a saber: novo (coleta 1), 100 km (coleta 2), 200 km (coleta 3), 300 km (coleta 4) e 400 km (coleta 5).

Os voluntários, utilizando os calçados selecionados, realizaram 10 movimentos para cada estágio (BATES, DUFEK & DAVIS, 1992), em uma pista de 20 m de comprimento, na qual encontra-se montada a plataforma de força. Objetivando-se a seleção de uma velocidade de movimento confortável para os voluntários como estratégia para reduzir a variabilidade da FRS (KADABA, RAMAKRISHNAN, WOTTEN, GAINEY, GORTON & COCHRAN, 1989), estabeleceu-se, por intermédio de testes preliminares, como velocidades de deslocamento 1,7 m/s e 4,9 m/s para o andar e o correr, respectivamente. A margem de tolerância estabelecida foi de  $\pm 5\%$ , tendo sido descartadas todas as tentativas com velocidade de deslocamento superior a tal limite.

O acompanhamento da distância percorrida, bem como o controle das demais características dos treinamentos, como o horário e o tipo de piso, foram monitorados a partir da utilização de uma ficha de avaliação (ANEXO VI), preenchida pelo corredor sob orientação de seu técnico, que recebeu instruções para a realização da tarefa.

Dos quatro voluntários envolvidos no protocolo planejado para induzir a fadiga, três conseguiram cumprir com seus respectivos calçados esportivos, os 400 km previstos inicialmente. Tendo atingido um nível de desgaste incompatível com a manutenção normal e segura de sua rotina de treinamento, o calçado utilizado pelo

sujeito três teve sua última avaliação realizada após ter sido usado para percorrer 300 km. Deve-se ainda destacar, que o calçado utilizado pelo sujeito quatro sofreu falência definitiva durante a realização da última etapa de avaliação (400 km), razão pela qual apenas os dados referentes ao andar estão disponíveis para este sujeito. As alterações estruturais sofridas em função de seu ciclo de utilização foram perceptíveis.

A compactação da entressola, a deformação da palmilha, e também do cabedal do calçado, ainda que em maior ou menor grau, foram alterações comuns a todos os calçados utilizados. Ainda que não se tenha determinado objetivamente as alterações mecânicas sofridas pelo calçado, as referidas alterações estruturais, observadas em todos os calçados utilizados, evidenciam o êxito do protocolo empregado.

O protocolo de indução de fadiga foi realizado em dois meses pelos sujeitos 1 e 2, em 2,5 meses pelo sujeito 3, e em 3,6 meses pelo sujeito 4.

### **3.1.2 Experimento 2**

O experimento 2 foi estruturado a fim de expandir as discussões acerca das conseqüências dinâmicas do desgaste do calçado esportivo. Para tanto, selecionou-se um novo grupo cuja modalidade exige a utilização de um calçado cujas características de construção são acentuadamente distintas das características do calçado de corrida.

Participou do experimento um grupo de oito jogadores de Futsal, que na ocasião da coleta dos dados disputavam o campeonato estadual da modalidade. As características da amostra encontram-se descritas na TABELA 3. Conforme propósitos definidos no experimento 1, as áreas de três regiões do pé e o índice do arco plantar foram os parâmetros antropométricos estudados. Tais dados são descritos para os oito sujeitos estudados na TABELA 4.

TABELA 3 - Idade, massa corporal e estatura dos oito voluntários (S1 a S8) envolvidos no experimento 2.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	$\bar{x}$	DP
Idade (anos)	20	20	21	19	18	27	31	24	22,5	4,5
Massa corporal (kg)	70,7	67,3	68	60,2	83,0	81,4	74,3	92,8	74,7	10,5
Estatura (m)	1,76	1,70	1,78	1,82	1,71	1,77	1,74	1,75	1,75	0,04

TABELA 4 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os oito sujeitos estudados (S1 a S8).

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
AAP (mm <sup>2</sup> )	516	507	452	549	439	491	465	584
AMP (mm <sup>2</sup> )	336	283	282	292	308	368	216	431
ARP (mm <sup>2</sup> )	366	319	349	319	371	391	316	424
AT (mm <sup>2</sup> )	1218	1109	1083	1160	1118	1250	997	1439
IAP	0,28	0,26	0,26	0,25	0,28	0,29	0,22	0,30

Tendo-se por referência os valores descritos por CAVANAGH & RODGERS (1987), pode-se observar para o grupo estudado, um predomínio de pés com arco plantar baixo, característica apresentada por seis dos sujeitos estudados (S1, S2, S3, S5, S6, S8). Enquanto para os voluntários do experimento 1, todos os sujeitos apresentavam arcos normais, apenas dois sujeitos envolvidos neste experimento (S4 e S7) exibiam tal condição. O predomínio de arcos plantares baixos pode ser consequência das condições mecânicas impostas pela prática do Futsal. No entanto, considerando a reduzida amostra, a relação entre a modalidade e as características antropométricas do pé é apenas uma possibilidade que carece de informações complementares.

Seguindo o mesmo procedimento adotado no experimento 1, os voluntários foram submetidos a exames clínicos e anamnese ortopédica, cujos resultados apontaram a inexistência de acometimentos ósteo-mio-articular capazes de comprometer seus movimentos. Novamente conforme procedimento adotado no

experimento 1, os sujeitos assinaram termo de consentimento informado em participação da pesquisa (ANEXO IV).

Por apresentarem características de construção e durabilidade bastante distintas dos calçados de corrida, os calçados de Futsal foram avaliados quando novos, após terem sido utilizados durante 60 dias (E1), e após um tempo de utilização total de 90 dias (E2). A determinação dos intervalos entre os estágios de avaliação foi baseada em testes preliminares que apontaram a ausência de alterações significativas na estrutura dos calçados antes de 60 dias de uso (E1), e a impossibilidade de uso após 90 dias (E2). No entanto, assim como observado para os calçados de corrida, alguns dos calçados de Futsal não resistiram ao tempo de uso estipulado inicialmente, tendo apresentado antes desse tempo alterações estruturais que inviabilizavam a sua utilização.

Apesar de outras modificações também terem sido observadas, a destruição da palmilha foi a causa central da inviabilização dos calçados. Diferente do observado para os calçados de corrida, cujas palmilhas apresentavam apenas deformações como uma das alterações induzidas pelo desgaste, algumas das palmilhas dos calçados para Futsal sofreram verdadeiro processo de destruição.

Em razão da inviabilidade de uso, três voluntários (S2, S3, S6) foram avaliados em apenas dois estágios (Novo e Estágio 1), diferente dos demais sujeitos cujas avaliações foram realizadas em três estágios, a saber: Novo, Estágio 1 (E1), e Estágio 2 (E2). Desta forma para esses sujeitos, o E1 representou o estágio final de utilização do calçado, que para os demais sujeitos ocorreu apenas em E2.

O controle das atividades desempenhadas durante os referidos períodos foi efetuado por intermédio de ficha de acompanhamento (ANEXO VII), preenchida pelo preparador físico da equipe, que recebeu treinamento específico para desempenhar tal tarefa. O controle do volume de treinamento foi efetuado pela quantificação do número de chutes, de arranques, de frenagens e pela distância dos deslocamentos para frente e para trás.

Os voluntários que tiveram um volume de treinamento maior que o dos demais voluntários para um mesmo estágio de avaliação foram eliminados da amostra. Em função de tal procedimento, dos onze voluntários envolvidos

inicialmente no experimento, apenas oito foram mantidos até o seu final, a fim de evitar níveis de desgaste desiguais.

As condições de coleta foram semelhantes às utilizadas no experimento 1, exceção feita à velocidade de deslocamento cuja magnitude, igualmente determinada em teste preliminar, foi fixada em 1,7 m/s para o andar e em 3,9 m/s para o correr, mantendo-se o limite de tolerância em  $\pm 5\%$ .

A seleção do calçado foi pautada no mesmo procedimento adotado no experimento 1, resultando novamente em uma amostra bastante homogênea com relação às características de construção dos calçados selecionados.

### **3.1.3 Experimento 3**

O terceiro experimento foi estruturado objetivando a caracterização dinâmica, eletromiográfica e cinemática da locomoção sem o uso do calçado esportivo.

A amostra foi composta por três voluntários (TABELA 5) que não tinham por hábito praticar atividade física sem o uso do calçado. Assim como nos experimentos anteriores, a amostra não apresentava nenhum acometimento ósteo-mio-articular capaz de prejudicar sua locomoção, fato constatado pela anamnese ortopédica e os exames clínicos realizados antes do início das coletas de dados. Também em acordo com os procedimentos anteriores, os sujeitos assinaram termo de consentimento informado em participação da pesquisa (ANEXO IV).

Na TABELA 6 são apresentados os dados referentes às áreas do pé assim como o índice do arco plantar (IAP) para o grupo. Os dados obtidos evidenciam que os sujeitos 2 e 3 apresentaram arcos plantares considerados normais, enquanto o S1 apresentava arco baixo, segundo critérios estabelecidos por CAVANAGH & RODGERS (1987).

TABELA 5 - Características dos três voluntários (S1 a S3) envolvidos no experimento 3.

	S1	S2	S3	$\bar{x}$	DP
Idade (anos)	26	27	21	24,67	3,21
Massa corporal (kg)	71,9	84,3	64,3	73,5	10,09
Estatura (m)	1,69	1,82	1,66	1,72	0,08

TABELA 6 - Áreas das regiões do ante-pé (AAP), meio-pé (AMP), retro-pé (ARP), área total do pé (AT) e índice do arco plantar (IAP) do pé direito para os três sujeitos estudados (S1 a S3).

	AT (mm <sup>2</sup> )	AAP (mm <sup>2</sup> )	AMP (mm <sup>2</sup> )	ARP (mm <sup>2</sup> )	IAP
S1	1111	448	360	303	0,32
S2	1213	531	249	433	0,20
S3	897	393	195	309	0,22

A fim de efetivar as comparações entre as situação "calçado" e "descalço", os voluntários puderam utilizar seus próprios calçados de corrida após ter-se verificado que os mesmos apresentavam excelentes condições de conservação na ocasião da realização das coletas.

As condições de coleta foram semelhantes às descritas para os experimentos 1 e 2, com velocidade de deslocamento fixada em 1,7 m/s para o andar e em 3,9 m/s para o correr, novamente mantendo-se o limite de tolerância em  $\pm 5\%$ .

### 3.2 Instrumentos de medição

A investigação da influência do calçado no movimento humano, conforme proposta deste trabalho, utilizará instrumentos que permitam interpretar informações oriundas da cinemetria, dinâmica e eletromiografia. Para tanto utilizou-se respectivamente o eletrogoniômetro, que mediu a variação angular na articulação do joelho, a plataforma de força utilizada para mensurar a FRS, e o eletromiógrafo que registrou a atividade muscular do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius*.

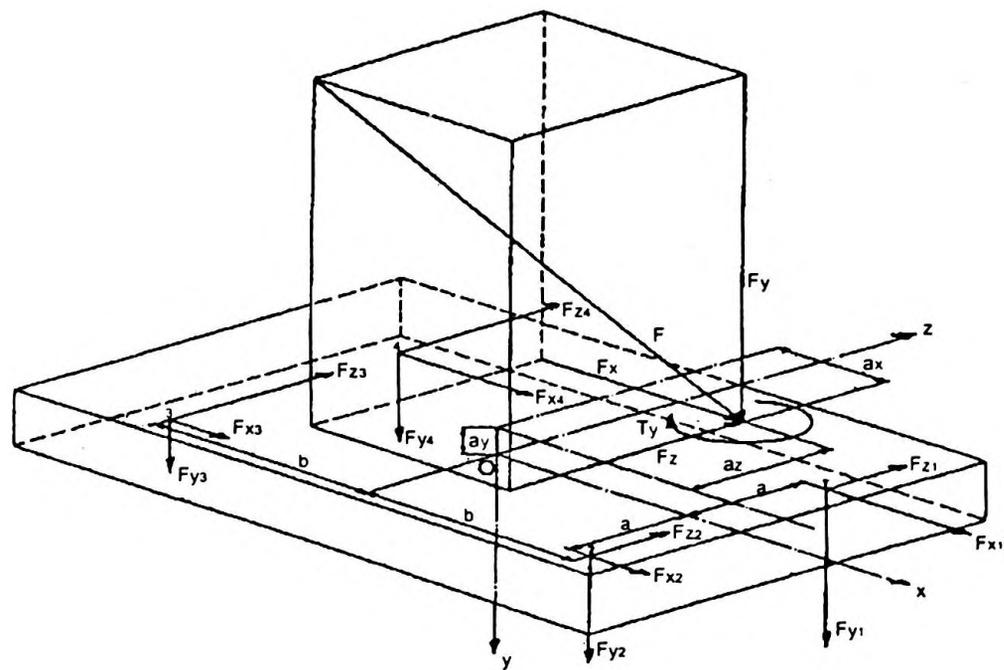
### 3.2.1 Plataforma de força de reação do solo

A fim de medir as variáveis relacionadas à FRS, utilizou-se uma plataforma de força, concebida com base em transdutores de força do tipo piezoelétrico da firma KISTLER AG, tipo 9287 A, com superfície de medição de 600 x 900 mm. A plataforma possui três transdutores piezoelétricos em cada um de seus cantos, destinados a determinar as três componentes da FRS, os momentos e os pontos de aplicação desta força.

Os sinais obtidos por cada um dos transdutores são enviados por intermédio de cabos e interruptores a um amplificador de sinais tipo 9865 B (amplificador de cargas de oito canais KISTLER AG), amplificadores de soma e divisão que são programados automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração tridimensional ( $F_x$ ,  $F_z$ ,  $F_y$ ) da FRS, assim como dos momentos na superfície da plataforma ( $M_y$ ,  $M_x$ ,  $M_z$ ), as coordenadas ( $A_x$ ,  $A_z$ ) do centro de pressão (COP), assim como o coeficiente de atrito (Cof). A determinação de tais variáveis a partir dos sinais obtidos pelos transdutores é possível a partir da utilização das equações descritas na TABELA 7, cujos parâmetros são definidos na FIGURA 12.

TABELA 7 - Definição das grandezas utilizadas para determinar variáveis da FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).

Variável	Equação
Força ântero-posterior	$F_x = F_{x14} + F_{x23}$
Força médio-lateral	$F_z = F_{z12} + F_{z34}$
Força vertical	$F_y = F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4}$
Momento na plataforma no eixo x	$M_x = a. (F_{y1} - F_{y2} - F_{y3} + F_{y4})$
Momento no eixo z	$M_z = b. (F_{y1} + F_{y2} - F_{y3} - F_{y4})$
Momento no eixo y	$M_y = b. (-F_{y12} + F_{y34}) + a. (-F_{x14} + F_{x23})$
Centro de Pressão no eixo x	$A_x = (M_x + A_y.F_x) / F_y$
Centro de Pressão no eixo z	$A_z = (-M_x + A_y.F_z) / F_y$
Coeficiente de atrito no eixo x	$Cof_x =  F_x  /  F_y $
Coeficiente de atrito no eixo z	$Cof_z =  F_z  /  F_y $
Coeficiente de atrito total (x z)	$Cof_{xz} = [(F_x^2 + F_z^2)^{1/2}] /  F_y $



Onde:

$F$  = força de reação resultante

$Fx_n$  = força de reação no eixo  $x$  medida pelo transdutor  $n$

$Fy_n$  = força de reação no eixo  $y$  medida pelo transdutor  $n$

$Fz_n$  = força de reação no eixo  $z$  medida pelo transdutor  $n$

$Fy, Fx, Fz$  = componentes vertical, antero-posterior, e médio-lateral da força de reação

$a$  = distância do ponto de aplicação da força ao eixo  $Y$

$b$  = distância do ponto de aplicação da força ao eixo  $X$

FIGURA 12 - Definição dos sinais e parâmetros necessários ao cálculo das variáveis relacionadas a FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).

O gerenciamento parcial do experimento foi realizado pelo programa de funções BIOWARE (*Biomechanical Software Analysis System and Performance Module Type 282A1-20*), que auxiliou no controle da aquisição, análise e armazenamento dos dados de pesquisa.

O sistema utilizado nas coletas das variáveis da FRS encontra-se ilustrado na FIGURA 13.

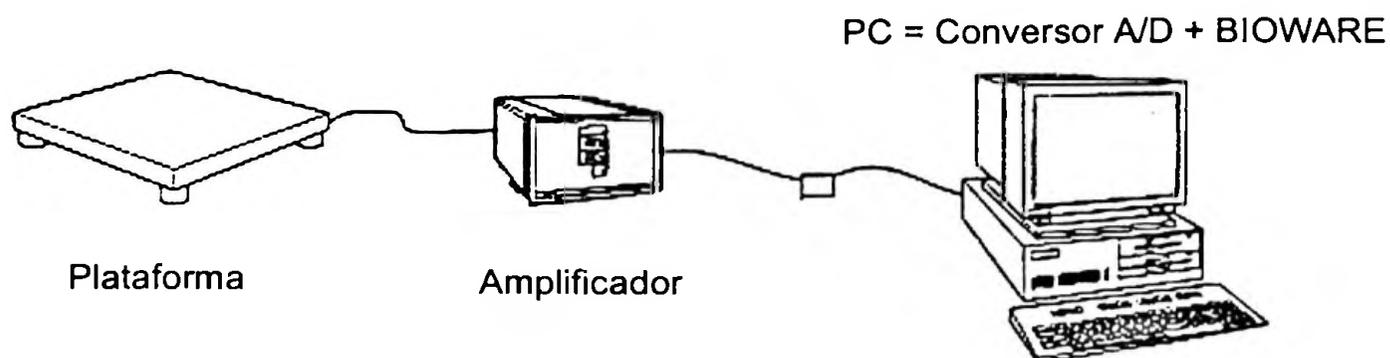


FIGURA 13 - Ilustração dos instrumentos utilizados para aquisição dos dados referentes a FRS (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).

Na execução das coletas referentes aos experimentos 1, 2 e 3, utilizou-se frequência de amostragem igual a 1000 Hz.

### 3.2.2 Eletrogoniômetro

Objetivando a determinação da variação angular na articulação do joelho, utilizou-se um eletrogoniômetro planar que tem como transdutor um potenciômetro de rotação.

O eletrogoniômetro utilizado (FIGURA 14) é construído a partir de duas hastes flexíveis, articuladas por um potenciômetro BOURNS (tipo 65345-001-502). O potenciômetro apresenta uma linearidade nominal de  $\pm 0,5\%$  e resistência de  $5K \pm 10\%$ , e opera com um amplificador linear de sinais de duas entradas (+5V e -5 V; +10V e -10V) com duas saídas que permitem a conexão com o conversor analógico/digital.

As hastes foram presas à coxa e à perna do sujeito com bandagens elásticas, ficando o potenciômetro localizado no centro da articulação do joelho. A partir da movimentação da articulação, e conseqüentemente das hastes, o potenciômetro altera sua tensão elétrica, que, em função de uma rotina de calibração prévia, permite a determinação da variação angular naquela articulação.

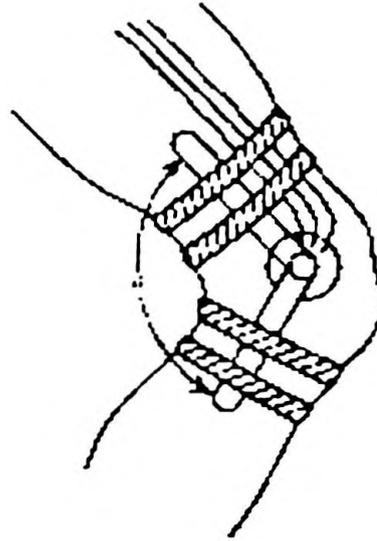


FIGURA 14 - Ilustração do eletrogoniômetro utilizado para determinar a variação angular do joelho (adaptado de WINTER, 1979).

A colocação das hastes na coxa foi guiada pelo epicôndilo lateral e o trocanter maior da fêmur, e na perna, pela cabeça da fíbula e do maléolo fibular.

### 3.2.3 Eletromiógrafo

A aquisição do sinal eletromiográfico, conforme propósitos estabelecidos no experimento 3, foi realizada por intermédio do equipamento BAGNOLI-2 (DELSYS *Inc.*). Tal instrumento é composto por um amplificador diferencial de dois canais, cada composto por dois eletrodos pré-amplificados (ganho de 10 vezes) de prata (1 mm x 10 mm) moldados numa estrutura de poliuretano (FIGURA 15). Nesta estrutura, os dois eletrodos de prata encontram-se 10 mm distantes um do outro.

A pré-amplificação do eletrodo, somada ao ganho de 100 vezes no amplificador de sinais, resulta em um ganho total de 1000 vezes. O equipamento trabalha com um filtro passa banda que opera numa banda de freqüência de 20 a 400 Hz.

Ainda como características do equipamento, tem-se impedância de entrada  $> 10,10^{12} \Omega$ , *input bias current*  $< 30,10^{-12} A$ , freqüências inferiores e superiores: DC a 400 Hz, rejeição de modo comum  $> 80 \text{ dB}$ , taxa de ruído  $< 5 \mu V$

pico-a-pico, e saída BNC. Para a coleta de dados utilizou-se frequência de amostragem igual a 1000 Hz.

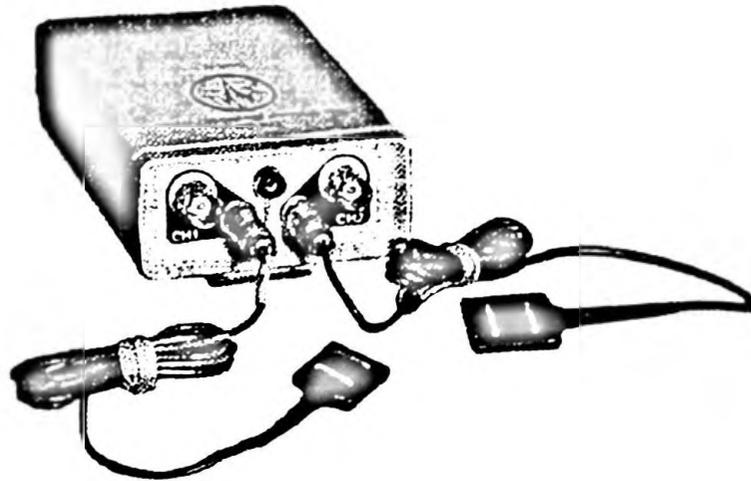


FIGURA 15 - Ilustração do eletromiógrafo utilizado (DELSYS Inc., 1995)

Foram analisados os padrões de atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius*. Os eletrodos foram colocados no ponto motor de tais músculos, região onde as terminações nervosas inserem-se no ventre muscular.

A correspondência entre o ponto motor e a região do ventre muscular de maior sensibilidade à estimulação elétrica, permite que sua localização seja determinada experimentalmente (ROY, De LUCA & SCHNEIDER, 1986). A localização do ponto motor foi realizada experimentalmente por intermédio de um gerador de pulsos elétricos OMNI PULSI-901 (QUARK), que emitiu trens de pulso de 1 ms, em frequência tetanizante (20 a 80 Hz), cuja intensidade foi aumentada até que se atingisse o limiar do motor do músculo.

### **3.3 Procedimento para sincronização na aquisição simultânea dos dados**

A aquisição das variáveis provenientes da plataforma de força reação do solo, do eletrogoniômetro e do eletromiógrafo necessitam de um tratamento que permita a sincronia dos instrumentos durante a coleta simultânea para posterior armazenagem e análise dos dados. Para atender esta necessidade experimental utilizou-se um conversor analógico associado à um computador digital. A função do conversor é transformar o sinal analógico, proveniente dos instrumentos de medição,

em digital, para que se possa, através do computador, armazenar e analisar os dados em séries temporais em forma de arquivos binários de registro, com maior praticidade e segurança, uma vez que as fontes de erro são conhecidas e controladas.

Para o estudo foi utilizado um conversor Analógico/Digital com as seguintes características e especificações técnicas: resolução de 12 Bits, precisão relativa de  $\pm 1$  BaS máxima, *off-set* de  $\pm 1$  BaS máximo, coeficiente de temperatura de  $\pm 2$  BaS/C, e tempo de conversão de 20-30  $\mu$ s. O referido conversor foi gerenciado por softwares específicos, para regulação e controle de funções na análise das variáveis descritas para o estudo.

#### **3.4 Parâmetros para a análise das variáveis experimentais**

Objetivando-se a comparação de diferentes tentativas e diferentes sujeitos, cujos tempos de contato podem ser distintos, optou-se pela normalização das variáveis a partir dos procedimentos definidos por WINTER (1991). Para tanto o tempo total de apoio foi determinado pela componente vertical da FRS, e dividido por intervalos de tempo equivalentes a 1%. Dessa forma, a partir da normalização, o início do apoio foi considerado como 0% e o seu final como 100%.

Objetivando-se a comparação entre sujeitos que apresentavam massas corporais diferentes, utilizou-se a normalização da magnitude da FRS em função do peso corporal dos voluntários.

As variáveis referentes às componentes vertical e horizontal da FRS selecionadas para análise são descritas no QUADRO 1, estando os parâmetros utilizados para sua definição ilustradas nas FIGURAS 16 (andar) e 17 (correr).

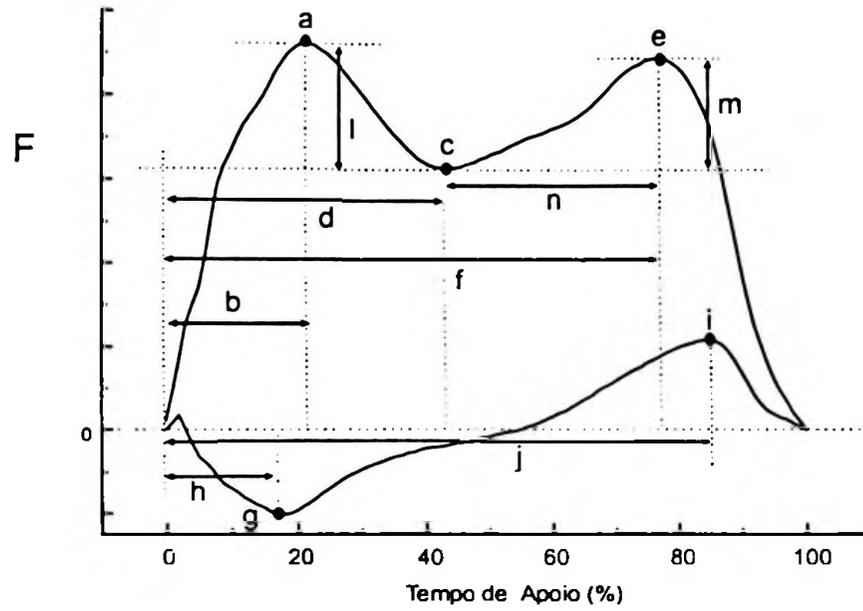


FIGURA 16 - Parâmetros temporais e da força de reação do solo referentes à componente vertical e horizontal da FRS selecionadas para a análise do andar. Descrições das variáveis encontra-se no QUADRO 1.

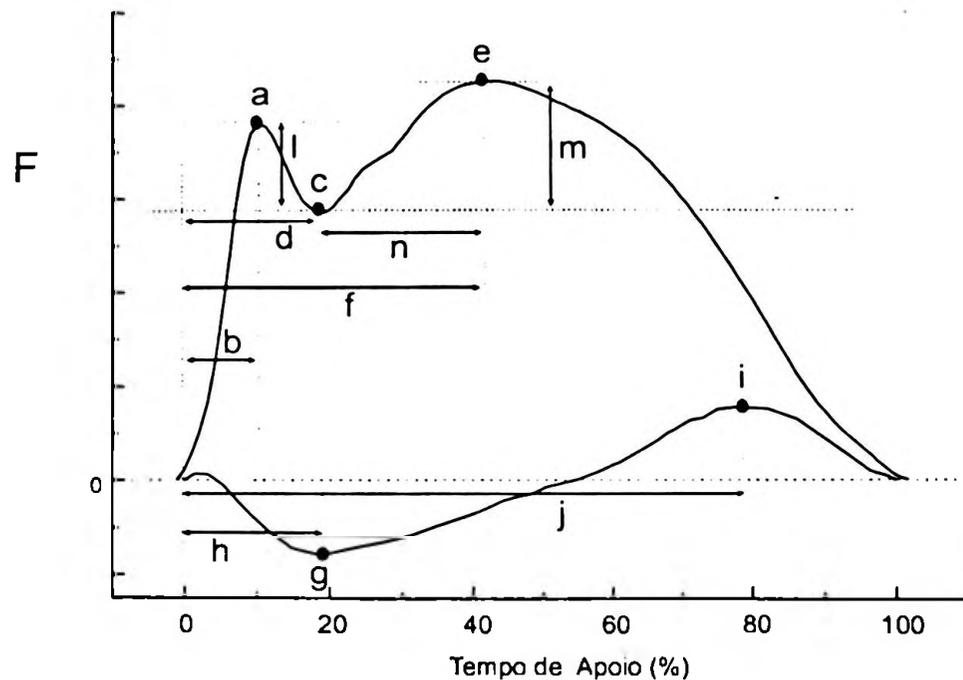


FIGURA 17 - Parâmetros temporais e da força de reação do solo referentes à componente vertical e horizontal da FRS selecionadas para a análise do correr. Descrições das variáveis encontra-se no QUADRO 1.

**QUADRO 1 - Variáveis referentes às componentes vertical e horizontal da FRS selecionadas para análise do andar e do correr.**

Variáveis	Símbolos	Parâmetros que definem as variáveis
Tempo de apoio	$\Delta t$	Intervalo de tempo decorrido entre o início e o final do apoio
Força vertical máxima 1	Fy 1	Valor máximo da Fy ocorrido no primeiro pico (a)
Tempo para Fy 1	$\Delta t$ Fy 1	Tempo decorrido entre o início do apoio e o Fy 1 (b)
Força vertical mínima	Fy min	Menor valor da força vertical calculado entre Fy1 e Fy 2 (c)
Tempo para Fy min	$\Delta t$ Fy min	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fy min (d)
Força vertical máxima 2	Fy 2	Valor máximo da Fy ocorrido no segundo pico (e)
Tempo para Fy 2	$\Delta t$ Fy 2	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fy 2 (f)
Deflexão da força vertical	Defl_y	Diferença calculada entre Fy 1 e Fy min (l)
Incremento da força vertical	IC	Diferença calculada entre a Fy 2 e a Fy min (m)
Gradiente de crescimento 1	GC 1	Razão entre Fy 1 e o $\Delta t$ Fy 1
Gradiente de crescimento 2	GC 2	Razão entre Fy 2 e o tempo decorrido de Fy min a $\Delta t$ Fy 2 (n)
Impulso vertical	Imp_y	Impulso vertical total calculado a partir da integral da Fy
Força horizontal mínima	Fx min	Menor valor alcançado no primeiro pico da Fx (g)
Tempo para Fx min	$\Delta t$ Fx min	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fx min (h)
Força horizontal máxima	Fx max	Maior valor alcançado no segundo pico da Fx (i)
Tempo para Fx max	$\Delta t$ Fx max	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fx max (j)
Impulso de frenagem	Imp_fren	Impulso calculado a partir da integral da fase de frenagem da Fx
Impulso de propulsão	Imp_prop	Impulso calculado a partir da integral da fase de propulsão da Fx
Relação entre os impulsos	Rel_imp	Razão entre o Imp_fren e o Imp_prop

Com relação à atividade eletromiográfica, optou-se pelo tratamento matemático do sinal original. A atividade eletromiográfica dos músculos selecionados foi representada no estudo através do envoltório linear. O envoltório linear é obtido a partir da utilização de um filtro digital do tipo passa-baixo no sinal eletromiográfico retificado (WINTER, 1979). Para a determinação do envoltório linear dos músculos selecionados foram adotados os seguintes procedimentos:

- a) retificação em onda cheia do sinal original;
- b) filtragem do sinal eletromiográfico retificado. Visando a eliminação dos ruídos, o sinal eletromiográfico retificado foi filtrado a partir da Transformada Rápida de Fourier com frequência de corte igual a 5 Hz. Considerando-se que o sinal eletromiográfico pode ser expresso com frequências abaixo de 6 Hz, os sinais com frequência superior podem representar ruídos de alta frequência (CAPPOZZO,

FIGURA & MARQUETI, 1976; SHIAMI & GREEN, 1983) justificando a adoção do filtro digital.

A FIGURA 18 exemplifica o processo de determinação do envoltório linear da atividade eletromiográfica, conforme as etapas descritas.

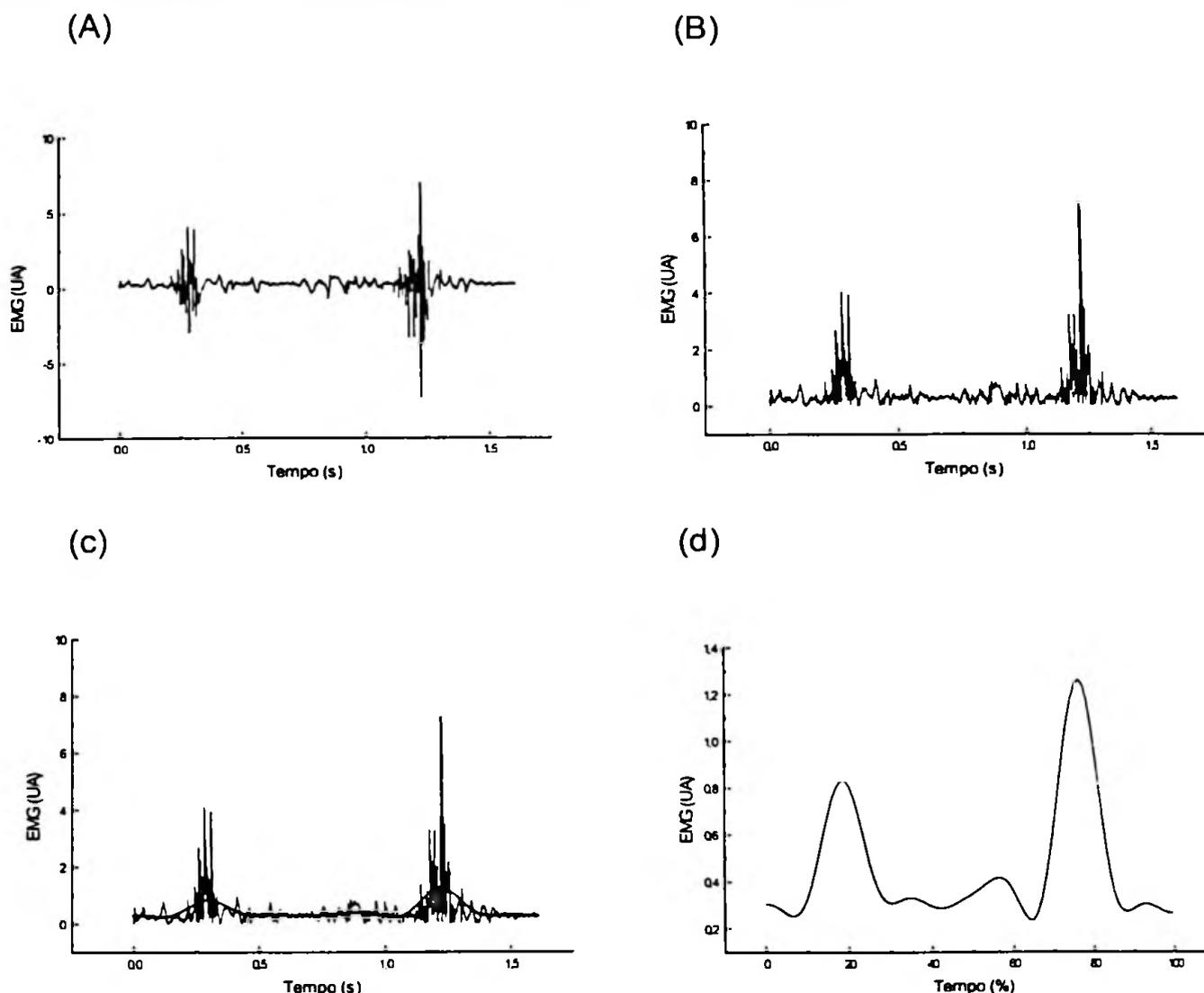


FIGURA 18 - Etapas a serem utilizadas no tratamento do sinal EMG: (a) sinal original, (b) sinal retificado, (c) sinal filtrado (200 Hz / 1000 Hz), e (d) envoltório linear.

As rotinas utilizadas para o processamento do sinal foram escritas através do software Mat Lab versão 4.2, cujos códigos-fontes permitem a determinação das variáveis selecionadas (ANEXO VIII).

Além da normalização em função do tempo de apoio, torna-se necessário, a fim de permitir comparações entre diferentes músculos e indivíduos, normalizar o sinal EMG em função da sua magnitude. Para tanto utilizou-se a normalização pela

média dinâmica do sinal EMG obtido na fase de apoio do movimento. Tal opção está baseada nos resultados apresentados por ERVILHA, DUARTE & AMADIO (1997), os quais observaram que a média do coeficiente de variação do sinal EMG foi menor quanto da utilização de tal procedimento (38%) do que quando da normalização pelo pico da contração voluntária máxima (57%).

Os parâmetros utilizados para determinação das variáveis cinemáticas selecionadas para a análise são descritas no QUADRO 2 e ilustradas na FIGURA 19.

QUADRO 2 - Variáveis referentes a variação angular da articulação do joelho selecionadas para análise do andar e do correr.

Variáveis	Parâmetros que definem as variáveis
Tempo para a máxima flexão	Intervalo de tempo decorrido entre o início do apoio e o ponto de máxima flexão do joelho (B)
Varição angular na frenagem	Varição angular calculada a partir do ângulo de entrada (A) até o ângulo máximo de flexão (B).
Varição angular na propulsão	Varição angular calculada a partir do ângulo de saída (C) e até o ângulo máximo de flexão (B).

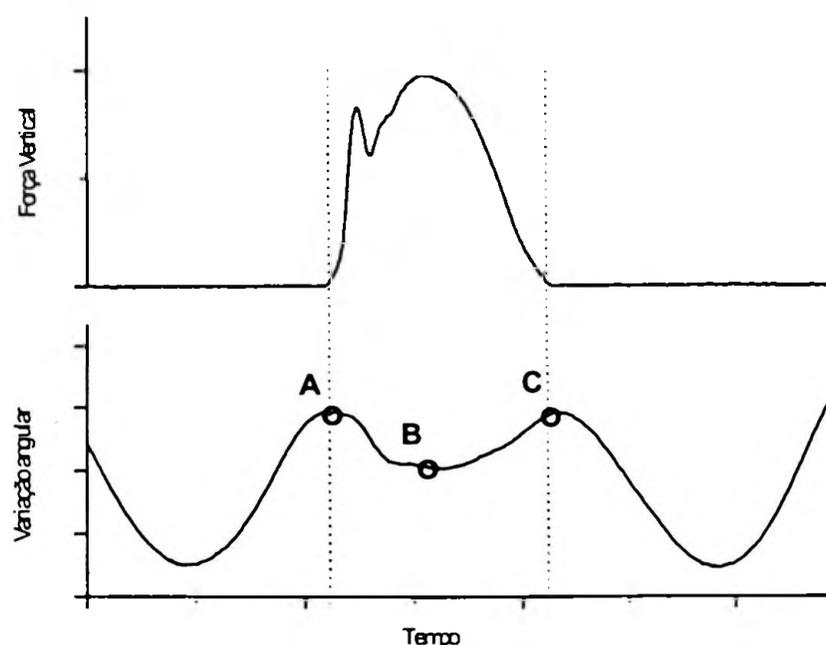


FIGURA 19 - Parâmetros utilizados para o cálculo das variáveis relacionadas à variação angular do joelho. Na figura são indicados o ângulo de entrada (A), a máxima flexão atingida durante o apoio (B), e o ângulo de saída (C).

### 3.5 Análise dos dados e tratamento estatístico

Objetivando-se a sistematização das variáveis dinâmicas, cinemáticas e eletromiografias, foram calculadas para os três experimentos realizados, as médias e os respectivos desvios-padrão, enquanto medidas de caráter descritivo. Através do teste de Shapiro-Wilk, verificou-se que as variáveis estudadas apresentam distribuição normal.

A comparação entre as médias das variáveis dinâmicas obtidas em função do estágio de utilização do calçado, conforme objetivos estabelecidos nos experimentos 1 e 2, foi realizada a partir do teste ANOVA para um fator, com teste *post-hoc* de TUKEY para amostras desiguais, também conhecido como teste de SPJOTVOLL & STOLINE.

Dada a variabilidades das respostas dinâmicas observadas nesses experimentos, optou-se ainda por uma análise intra-sujeitos das variáveis em questão. A comparação entre as médias das variáveis referentes a FRS, atividade eletromiográfica e variação angular, obtidas nas condições calçado e descalço, conforme propósito do experimento 3, foi realizada a partir do teste *t*. Ainda para o experimento 3, utilizou-se o Coeficiente de Variação (CV) como ferramenta para quantificar a variabilidade intra-sujeitos para as variáveis referentes à FRS, e atividade eletromiográfica, nas condições calçado e descalço. O CV foi calculado a partir da seguinte equação:

$$CV = \frac{DP}{\bar{x}} \times 100\%$$

Onde:

$\bar{x}$  = média da variável

DP = desvio padrão da variável

As diferenças entre as médias obtidas para cada situação envolvida nos três experimentos, foi considerada significativa nas seguintes situações:

$0,05 \geq p > 0,01$	significativa para 5%	(*)
$0,01 \geq p > 0,001$	significativa para 1%	(**)
$p \leq 0,001$	significativa para 0,1%	(***)

Todo tratamento estatístico foi realizado por intermédio do programa *Statistics* versão 5.1 (*StatSoft Inc.*).

## 4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

### 4.1 Características dinâmicas para os calçados de corrida - análise inter-sujeitos

As TABELAS 8 e 9 apresentam os valores médios e os respectivos desvios padrão para as variáveis selecionadas da componente vertical e horizontal da FRS respectivamente, nos cinco estágios de avaliação realizados, resultados válidos para todo o grupo.

TABELA 8 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos cinco estágios para o andar. Onde (A) indica n=40, e (B) indica n=30.

Variáveis	Estágios									
	novo (A)		100 km (A)		200 km (A)		300 km (A)		400 km (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,53	(0,04)	0,51	(0,03)	0,52	(0,03)	0,54	(0,03)	0,54	(0,02)
	(***)		(***)		(***)		(***)		(***)	
Fy 1 (PC)	1,51	(0,22)	1,52	(0,15)	1,46	(0,14)	1,43	(0,16)	1,46	(0,16)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	17,95	(5,18)	17,20	(4,36)	18,72	(4,24)	19,72	(4,23)	18,80	(4,53)
Fy min (PC)	0,39	(0,21)	0,41	(0,13)	0,43	(0,18)	0,47	(0,14)	0,45	(0,19)
$\Delta t$ Fy min (%)	48,67	(7,28)	46,25	(13,19)	45,82	(12,83)	48,37	(2,35)	46,10	(12,38)
Fy 2 (PC)	1,32	(0,12)	1,29	(0,11)	1,28	(0,14)	1,28	(0,14)	1,33	(0,14)
$\Delta t$ Fy 2 (%)	71,15	(19,79)	60,18	(29,15)	57,97	(28,80)	68,85	(21,81)	70,56	(21,69)
Defl_y (PC)	-1,12	(0,42)	-1,11	(0,28)	-1,03	(0,31)	-0,96	(0,29)	-1,01	(0,35)
IC (PC)	0,93	(0,33)	0,88	(0,24)	0,85	(0,32)	0,81	(0,28)	0,88	(0,37)
GC 1 (PC/%)	0,09	(0,04)	0,09	(0,03)	0,08	(0,03)	0,08	(0,02)	0,08	(0,03)
GC 2 (PC/%)	0,02	(0,02)	0,01	(0,03)	0,01	(0,03)	0,02	(0,02)	0,02	(0,02)
Imp_y (PC.s)	0,45	(0,03)	0,45	(0,02)	0,45	(0,02)	0,46	(0,02)	0,46	(0,01)

TABELA 9 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=40) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos cinco estágios para o andar. Onde (A) indica n=40, e (B) n=30.

Variáveis	Estágios									
	novo (A)		100 km (A)		200 km (A)		300 km (A)		400 km (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,36	(0,10)	-0,37	(0,09)	-0,33	(0,06)	-0,31	(0,06)	-0,35	(0,08)
	(*)		(*)		(*)		(*)		(*)	
$\Delta t$ Fx min (%)	15,40	(3,39)	15,49	(2,70)	15,32	(3,23)	17,02	(2,13)	14,70	(3,25)
	(*)		(*)		(*)		(*)		(*)	
Fx max (PC)	0,30	(0,09)	0,28	(0,06)	0,27	(0,05)	0,25	(0,05)	0,30	(0,07)
	(*)		(*)		(*)		(*)		(*)	
$\Delta t$ Fx max (%)	86,32	(2,39)	87,25	(2,31)	87,45	(2,33)	86,17	(1,46)	85,26	(1,46)
	(***)		(***)		(***)		(***)		(***)	
Imp_fren (PC.s)	-0,04	(0,01)	-0,04	(0,01)	-0,04	(0,00)	-0,04	(0,01)	-0,04	(0,01)
Imp_prop (PC.s)	0,03	(0,01)	0,03	(0,01)	0,03	(0,00)	0,03	(0,00)	0,03	(0,01)
Rel_imp	-1,33	(0,37)	-1,38	(0,18)	-1,28	(0,18)	-1,30	(0,22)	-1,32	(0,22)

Para o andar, observou-se que apenas as variáveis referentes à componente horizontal da FRS mostraram alterações significativas ao longo do ciclo de utilização do calçado. As variáveis que sofreram alterações foram a Fx min, o  $\Delta t$  Fx min, a Fx max, o  $\Delta t$  Fx max, e o tempo de apoio.

O Fx min diminuiu de  $-0,37 \pm 0,09$  xPC aos 100 km para  $-0,31 \pm 0,06$  xPC aos 300 km. No entanto essa tendência não é mantida, pois aos 400 km ( $-0,35 \pm 0,08$  xPC) essa força volta a subir, não diferindo significativamente do resultado obtido quando o calçado era novo. Com relação ao  $\Delta t$  Fx min observou-se uma redução dos 300 para os 400 km ( $17,02 \pm 2,13\%$  contra  $14,70 \pm 3,25\%$ ), no entanto o valor obtido no último estágio de avaliação não foi significativamente diferente do obtido quando o calçado era novo.

A Fx max diminuiu de  $0,30 \pm 0,09$  xPC quando o calçado era novo para  $0,25 \pm 0,05$  xPC após ter sido usado para percorrer 300 km, no entanto aos 400 km ( $0,30 \pm 0,07$  xPC) o valor obtido não difere significativamente do obtido quando o calçado era novo. Quanto ao  $\Delta t$  Fx max, observou-se que o valor obtido aos 400 km ( $85,26 \pm 1,46\%$ ) foi significativamente menor do que os valores obtidos nos 100 e nos

200 km ( $87,25 \pm 2,31\%$  e  $87,45 \pm 2,33\%$ , respectivamente), enquanto o tempo neste estágio foi maior do que o obtido nos 300 km ( $86,17 \pm 1,46\%$ ). Apesar das diferenças supra referidas, deve-se destacar que o  $\Delta t$  Fx max não foi significativamente diferente nos estágios inicial e final de avaliação do calçado.

Para o tempo de apoio observou-se comportamento semelhante, tendo sido registrado um aumento aos 300 ( $0,54 \pm 0,03$  s) e aos 400 km ( $0,54 \pm 0,02$  s) em relação ao obtido aos 100 km ( $0,51 \pm 0,03$  s). O valor obtido aos 300 também foi maior que o obtido aos 200 km ( $0,52 \pm 0,03$  s). Ainda que tais diferenças tenham sido identificadas, novamente não houve diferença significativa entre o primeiro e o último estágio de avaliação.

A pequena expressão das alterações pode ser observada na FIGURA 20, que apresenta a comparação entre a média das componentes vertical (A) e horizontal (B) para o andar com o calçado novo e após ter sido usado para percorrer 400 km. Vale lembrar que por se tratar de uma curva média, as magnitudes da força encontram-se atenuadas.

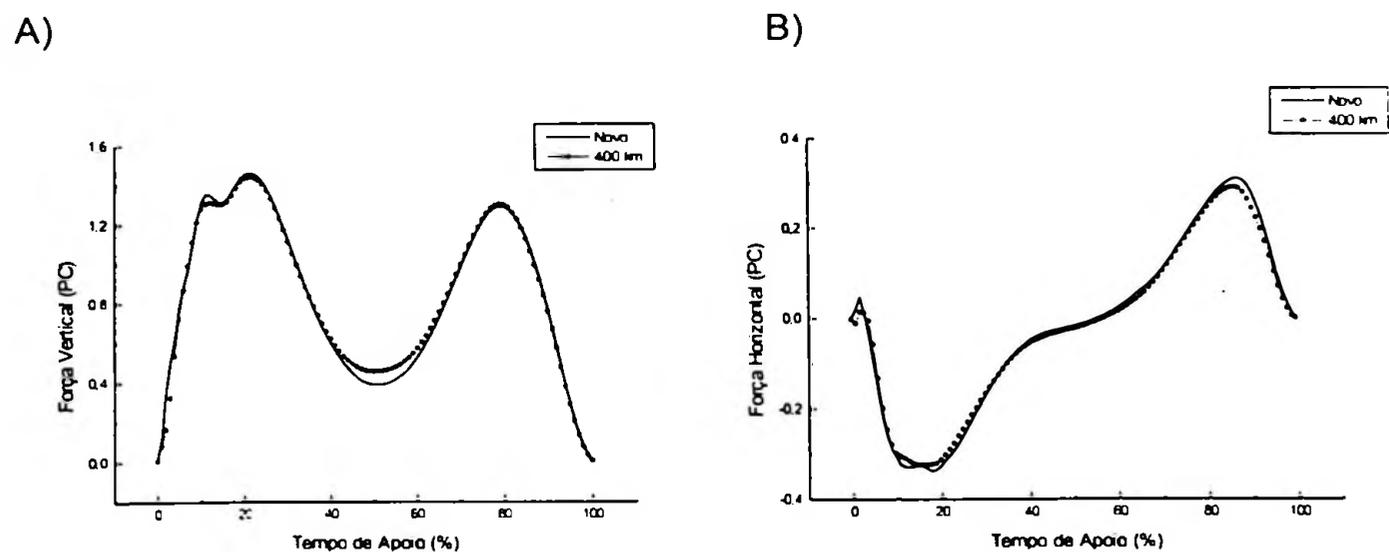


FIGURA 20 - Curva média da força vertical (A) e horizontal (B) para o andar com calçado novo e após ter sido utilizado para percorrer 400 km.

Os resultados das variáveis relacionadas as componentes vertical e horizontal da FRS para o correr são apresentados respectivamente nas TABELAS 10 e 11.

TABELA 10 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=30) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos cinco estágios para o correr. Onde (C) indica n=30, e (D) n=20

Variáveis	ESTÁGIOS									
	Novo (C)		100 km (C)		200 km (C)		300 km (C)		400 km (D)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,18	(0,01)	0,18	(0,01)	0,18	(0,01)	0,18	(0,01)	0,18	(0,01)
Fy 1 (PC)	2,07	(0,29)	2,12	(0,26)	1,99	(0,24)	2,02	(0,28)	2,06	(0,17)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	12,40	(3,35)	12,18	(2,34)	12,61	(1,52)	13,08	(3,08)	12,55	(1,60)
Fy min (PC)	1,74	(0,27)	1,71	(0,18)	1,74	(0,22)	1,74	(0,19)	1,79	(0,15)
$\Delta t$ Fy min (%)	16,73	(4,99)	16,28	(3,04)	16,14	(3,41)	16,71	(3,29)	16,75	(3,19)
Fy 2 (PC)	2,96	(0,09)	3,07	(0,10)	3,05	(0,08)	2,98	(0,09)	2,93	(0,10)
	(***)		(***)		(***)		(***)		(***)	
$\Delta t$ Fy 2 (%)	45,63	(2,58)	43,32	(5,18)	45,18	(2,42)	45,12	(4,17)	43,70	(2,88)
Defl <sub>y</sub> (PC)	-0,33	(0,26)	-0,41	(0,24)	-0,24	(0,17)	-0,27	(0,28)	-0,27	(0,14)
IC (PC)	1,22	(0,31)	1,36	(0,16)	1,30	(0,20)	1,23	(0,20)	1,14	(0,16)
GC 1 (PC/%)	0,18	(0,05)	0,18	(0,04)	0,16	(0,03)	0,16	(0,05)	0,16	(0,01)
GC 2 (PC/%)	0,04	(0,01)	0,05	(0,01)	0,04	(0,01)	0,04	(0,01)	0,04	(0,01)
Imp <sub>y</sub>	0,32	(0,02)	0,32	(0,02)	0,32	(0,01)	0,33	(0,02)	0,32	(0,02)

TABELA 11 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) (n=30) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos cinco estágios para o correr. Onde (C) indica n=30, e (D) n=20.

Variáveis	Estágios									
	Novo (C)		100 km (C)		200 km (C)		300 km (C)		400 km (D)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,46	(0,10)	-0,56	(0,18)	-0,43	(0,07)	-0,46	(0,09)	-0,49	(0,08)
	(***)		(***)		(***)		(***)		(***)	
$\Delta t$ Fx min (%)	19,27	(7,16)	19,07	(6,74)	22,36	(5,42)	19,58	(7,60)	14,25	(6,11)
	(**)		(**)		(**)		(**)		(**)	
Fx max (PC)	0,44	(0,05)	0,46	(0,03)	0,46	(0,04)	0,45	(0,06)	0,42	(0,03)
	(*)		(*)		(*)		(*)		(*)	
$\Delta t$ Fx max (%)	73,87	(1,85)	73,39	(1,81)	73,11	(1,57)	73,00	(2,04)	72,45	(1,23)
Imp <sub>fren</sub> (PC.s)	-0,02	(0,01)	-0,02	(0,01)	-0,02	(0,00)	-0,02	(0,01)	-0,02	(0,00)
Imp <sub>prop</sub> (PC.s)	0,02	(0,00)	0,02	(0,00)	0,02	(0,00)	0,02	(0,00)	0,02	(0,00)
Rel <sub>imp</sub>	-1,00	(0,49)	-1,09	(0,48)	-0,82	(0,36)	-1,03	(0,46)	-1,16	(0,32)

Para a corrida observou-se diferenças significativas para  $F_x$  min,  $\Delta t$   $F_x$  min,  $F_x$  max, e para  $F_y$  2, caracterizando, portanto, uma situação semelhante a observada para o andar, onde as variáveis mais sensíveis foram as referentes à componente horizontal da FRS. Com exceção de  $\Delta t$   $F_x$  max que sofreu alteração apenas na marcha e  $F_y$  2 que sofreu alteração apenas na corrida, pôde-se observar que as mesmas variáveis que se mostraram sensíveis a fadiga do calçado durante a caminhada mostraram-se igualmente sensíveis durante a corrida.

A  $F_y$  2 quando o calçado era novo ( $2,96 \pm 0,09$  xPC) foi menor do que a observada aos 100 e aos 200 km ( $3,07 \pm 0,10$  xPC, e  $3,05 \pm 0,08$  xPC, respectivamente), assim como ela foi menor nos 300 km ( $2,98 \pm 0,09$  xPC) do que nos 100 km, e nos 400 km ( $2,93 \pm 0,10$  xPC) em relação aos resultados obtidos nos 100 e nos 200 km. Ainda que estas alterações tenham ocorrido ao longo do ciclo de utilização do calçado, a  $F_y$  2 quando o calçado era novo e após ter sido usado para percorrer 400 km, não foi significativamente diferente.

A  $F_x$  min nos 100 km ( $-0,56 \pm 0,18$  xPC) foi maior do que a observada no novo, nos 200, e nos 300 km ( $-0,46 \pm 0,10$  xPC,  $-0,43 \pm 0,07$  xPC, e  $-0,46 \pm 0,09$  xPC, respectivamente). No entanto o resultado obtido aos 400 km ( $-0,49 \pm 0,08$  xPC) não foi significativamente diferente do obtidos nos estágios anteriores, cujos resultados são menores do que os obtidos aos 200 km, e não diferem significativamente do resultado obtido quando o calçado era novo. Para  $\Delta t$   $F_x$  min observou-se diferença apenas entre os 200 e os 400 km, quando o tempo passou de  $22,36 \pm 5,42\%$  para  $14,25 \pm 6,11\%$ . Ainda que a alteração tenha sido expressiva, ele só ocorreu entre dois estágios, razão que dificulta o estabelecimento de uma possível relação entre essa alteração e o desgaste do calçado.

A  $F_x$  max medida aos 400 km ( $0,42 \pm 0,03$  xPC) foi menor do que a medida aos 100 e 200 km ( $0,46 \pm 0,03$  xPC, e  $0,46 \pm 0,04$  xPC, respectivamente), porém não foi significativamente diferente da medida quando o calçado era novo ( $0,44 \pm 0,05$  xPC).

A semelhança do comportamento das componentes vertical e horizontal da FRS entre os dois estágios extremos de utilização, pode ser observada na FIGURA 21, que apresenta a curva média ( $n=30$ ) para estas componentes.

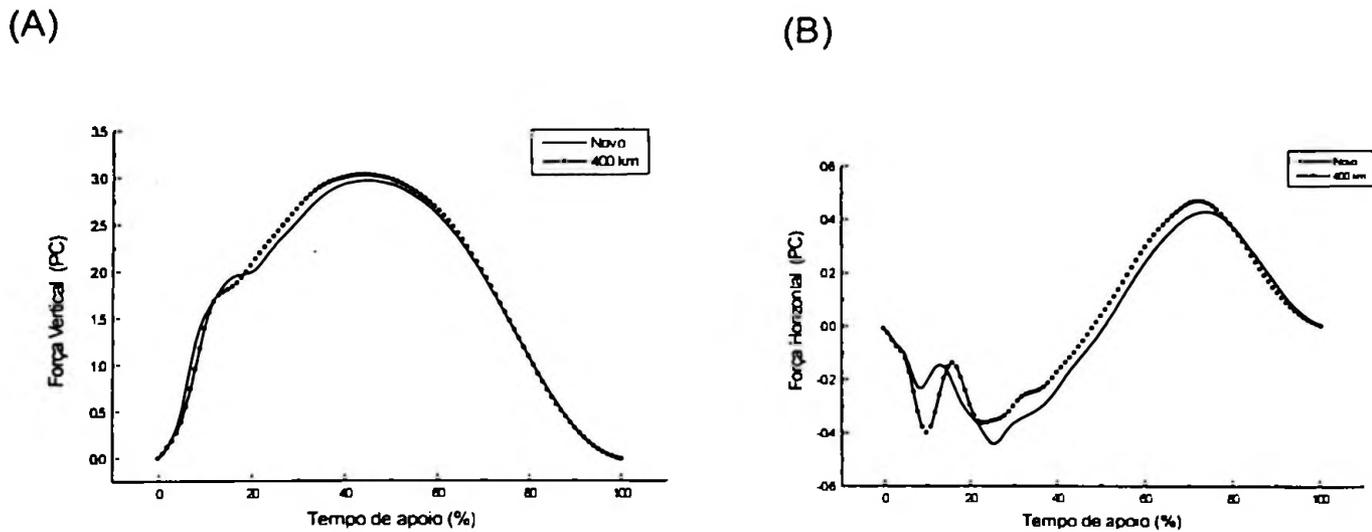


FIGURA 21 - Curva média da força vertical (A) e horizontal (B) na corrida com calçado novo e após ter sido utilizado para percorrer 400 km.

Considerando-se o nítido desgaste sofrido pelo calçado em função do ciclo de utilização imposto pelo protocolo experimental adotado, esperava-se que tanto as características dinâmicas do andar quanto do correr sofressem alterações significativas. No entanto, para os dois movimentos, os resultados apresentados evidenciam alterações bastante discretas. Interessante observar que com exceção da  $F_y 2$  medida na corrida, todas as alterações foram observadas para a componente horizontal da FRS.

Ainda que as alterações observadas possam ser *a priori* atribuídas à fadiga imposta ao calçado, elas podem na verdade ter uma causa distinta desta. WINTER (1991) a partir de medições realizadas com pequenos intervalos de tempo, evidenciou que as variáveis relacionadas a FRS caracteristicamente tendem a sofrer alterações. Quantificadas por intermédio do CV, a variabilidade atinge valores iguais a 10 e 20% para as componentes vertical e horizontal da FRS para coletas realizadas com apenas alguns segundos de intervalo. Segundo o autor, tal variação ilustra o caráter redundante do aparelho locomotor na geração dos padrões motores, representando aquilo que poder-se-ia chamar de variabilidade natural do movimento.

Tendo o protocolo experimental sido composto por cinco estágios, realizados num intervalo de tempo de aproximadamente quatro meses, a ocorrência desta variabilidade não poderia deixar de ser esperada. Grande parte das diferenças

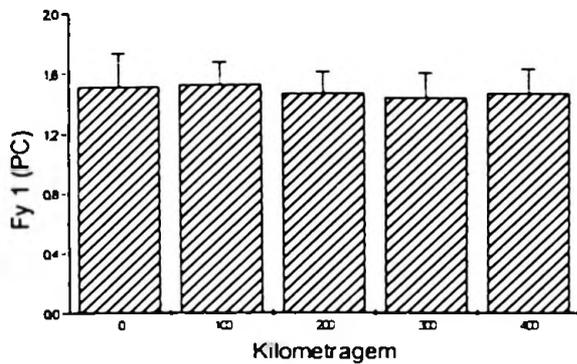
identificadas mostraram-se, antes do que uma resposta à fadiga do calçado, uma flutuação natural dos resultados ocasionalmente ocorrida em um dos estágios de avaliação. O comportamento da  $F_y 2$  na corrida, representa um bom exemplo desta condição. Conforme resultados apresentados, ela sofreu aumento nos 100 e 200 km em relação ao resultado obtido quando o calçado era novo. No entanto nos estágios seguintes, ela voltou a cair, de forma que os resultados dos estágios iniciais e finais não são significativamente diferentes. Caso o aumento de  $F_y 2$  observado nos estágios iniciais (100 e 200 km) tivesse sido ocasionado por alguma alteração sofrida pelo calçado em função da fadiga imposta às suas estruturas, este aumento deveria ter se estabilizado ou até mesmo ter se intensificado, a medida que o desgaste fosse acentuado. No entanto, o que se observa é o restabelecimento dos valores originais, o que implicaria, caso a influência da fadiga fosse a causa das alterações, no restabelecimento das funções e ou estruturas do calçado, condição que pode ser reputada como improvável. Todas as demais variáveis cujos resultados mostraram-se significativamente diferentes em função do ciclo de utilização do calçado, apresentam flutuações semelhantes às observadas para  $F_y 2$ , reforçando que a variabilidade natural da FRS, conforme apontada por WINTER (1991), parece ser uma explicação mais plausível para o comportamento exibido pelas variáveis durante o ciclo de utilização do calçado.

Desta forma, o comportamento das variáveis derivadas da componente horizontal, como a  $F_x \max$  e o  $\Delta t F_x \max$ , enquanto parâmetros de referência para analisar a propulsão, indicam que mesmo frente ao desgaste sofrido pelo calçado, não existem evidências suficientemente consistentes para demonstrar uma eventual redução nas forças responsáveis pela propulsão dos movimentos em questão.

Também faltam evidências para justificar modificações na sobrecarga imposta pelo movimento em resposta ao desgaste do calçado. Em contradição aos resultados obtidos por COOK *et al.* (1985) e HENNIG & MILANI (1995a), bem como as hipóteses formuladas por DREZ (1980) e FREDERICK (1986), nem mesmo as variáveis diretamente ligadas ao impacto, como a  $F_y 1$ , o  $\Delta t F_y 1$ , e o GC 1, mostraram-se sensíveis ao desgaste sofrido pelo calçado. O aumento de  $F_y 1$  e do GC 1, e ou a redução de  $\Delta t F_y 1$  poderiam, em primeira instância, sinalizar um

aumento da carga externa imposta pelo desgaste do calçado. No entanto, como demonstram as FIGURAS 22, 23 e 24, e a TABELA 10, as diferenças entre os cinco estágios para estas variáveis não se caracterizaram como significativas.

A)



B)

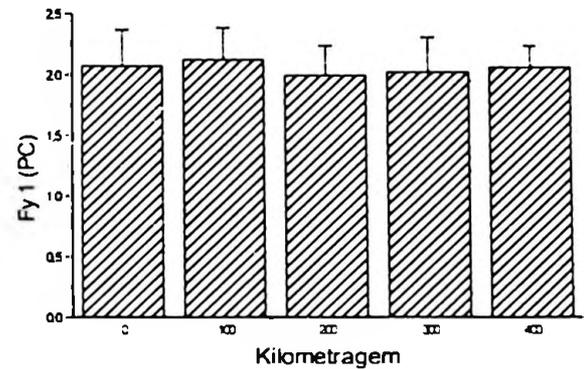
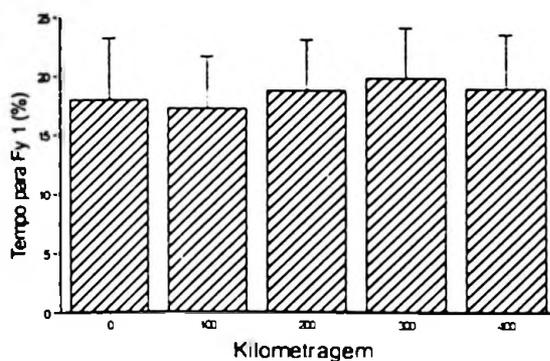


FIGURA 22 - Valores referentes a Fy 1, para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado.

A)



B)

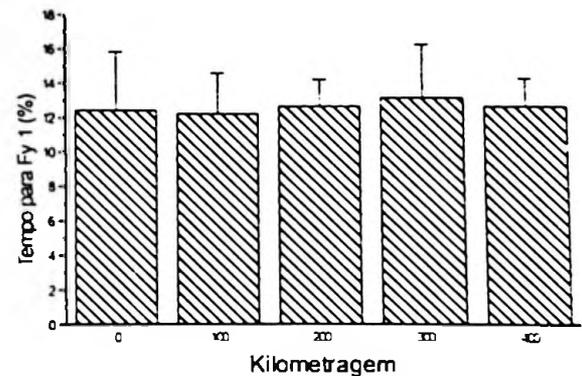


FIGURA 23 - Valores referentes ao  $\Delta t$  Fy 1, para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado.

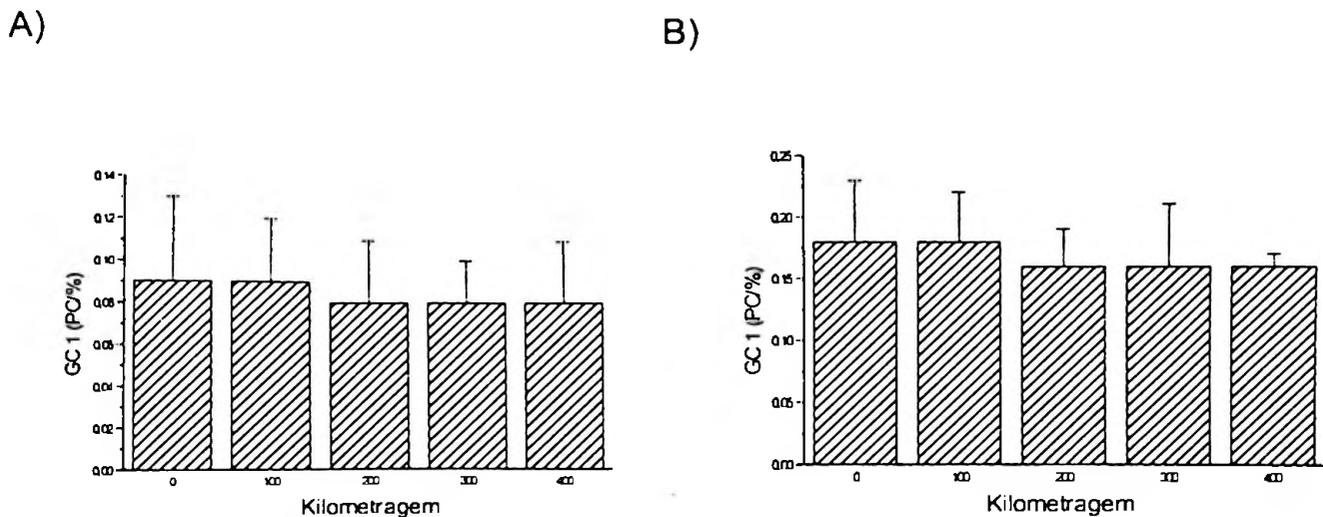


FIGURA 24 - Valores referentes ao GC 1, para o andar (A) e o correr (B), em função do ciclo de utilização do calçado.

#### 4.2 Características dinâmicas para os calçados de corrida - análise intra-sujeitos

A literatura especializada tem apontado que a relação entre o aparelho locomotor e o calçado parece ser regida por uma tendência eminentemente sujeito-dependente. Indubitavelmente, tal consideração merece destacada importância na avaliação dos resultados descritos anteriormente.

O caráter individual da adaptação do aparelho locomotor ao calçado tem sido descrito em estudos com diferentes objetivos e características metodológicas, como os destinados ao estudo da influência da dureza do solado na FRS (CLARKE *et al.*, 1983a,b), das estratégias de aterrissagens em diferentes tipos de piso (NIGG *et al.*, 1984), das modificações induzidas pelas ortoses (NIGG *et al.*, 1998), da sobrecarga gerada na articulação subtalar em função das características de construção do calçado (COLE *et al.*, 1995), e até mesmo da relação do calçado com o consumo de oxigênio (FREDERICK *et al.*, 1983).

Mais do que demonstrar a existência de variações nas respostas do aparelho locomotor, algumas evidências têm apontado que sujeitos utilizando diferentes estratégias podem produzir efeitos que se anulam, gerando resultados inconsistentes com o real comportamento do fenômeno (DUFEK & BATES, 1991; HRELJAC, 1998). Em acordo com estas considerações, FREDERICK (1986) afirma

que a aparente contradição entre os estudos que analisam a influência do calçado esportivo no movimento humano pode ser parcialmente explicada pela natureza sujeito-dependente das adaptações condicionadas pelo calçado esportivo.

Tais fatos sugerem a necessidade de analisar os resultados individuais, como estratégia para identificar eventuais discrepâncias no comportamento dos sujeitos que pudessem ser capazes de dificultar a identificação da influência da fadiga sofrida pelo calçado nas características dinâmicas do andar e do correr. Atendendo a essa necessidade, são descritos a seguir os resultados obtidos por cada um dos sujeitos estudados. As tabelas referentes aos dados discutidos a seguir, são apresentadas no ANEXO I.

As TABELAS 12 e 13 apresentam as diferenças, expressas em valores percentuais relativos ao primeiro estágio (novo), calculadas entre este primeiro e o último estágio (400 km) de avaliação do calçado, para as variáveis relacionadas às componentes vertical e horizontal da FRS. As diferenças não significativas ( $p > 0,05$ ), assim como as flutuações naturais dos resultados, não são apresentadas na tabela, sendo representadas por espaços vazios.

TABELA 12 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos quatro sujeitos estudados (S1 a S4). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4
$\Delta t$	↑ 6,11 (**)	↓ 6,56 (***)	↑ 9,61 (***)	↑ 6,00 (***)
Fy 1	↓ 5,08 (*)	↑ 10,08 (***)	↓ 9,21 (***)	↓ 10,26 (***)
$\Delta t$ Fy 1				
Fy min		↓ 7,04 (***)	↑ 66,67 (***)	↑ 23,08 (***)
$\Delta t$ Fy min				
Fy 2	↑ 5,00 (*)		↓ 16,43 (***)	
$\Delta t$ Fy 2				
Defl_y	↓ 8,12 (*)	↑ 35,42 (***)	↓ 27,87 (***)	↓ 9,40 (***)
IC		↑ 19,51 (**)	↓ 40,00 (***)	
GC 1				↓ 42,86 (***)
GC 2				
Imp_y		↓ 6,00 (***)	↑ 4,54 (***)	↑ 4,65 (***)

Com relação as variáveis relacionadas à componente vertical da FRS para o andar (TABELA 12), pôde-se observar que variáveis que não figuravam como

sensíveis ao desgaste por ocasião da análise dos resultados do grupo, agora apresentam tal condição.

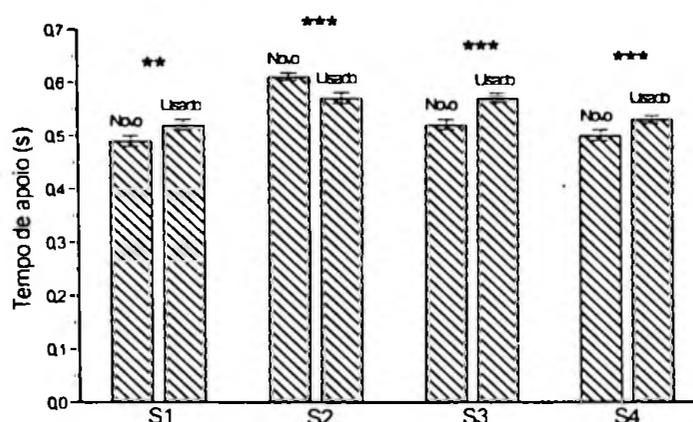


FIGURA 25 - Valores médios do  $\Delta t$  no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo e após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Conforme ilustra a FIGURA 25, o S1 (6,11%), S3 (9,61%), e o S4 (6,00%) aumentaram o tempo de apoio em resposta à fadiga, enquanto o S2 diminuiu em 6,56% o tempo de apoio nesta condição. Os mesmos três sujeitos que aumentaram o apoio, diminuíram a magnitude da  $F_y 1$  em função da fadiga sofrida pelo calçado (5,08%, 9,21%, 10,26%, para S1, S3 e S4 respectivamente), enquanto o S2 apresentou tendência de aumento (10,08%) para essa variável. Os dados relativos ao tempo de apoio e à  $F_y 1$ , sugerem que uma das prováveis causas para a redução da  $F_y 1$  observada nos S1, S3 e S4 pode ter sido o aumento do tempo de apoio, também observado para estes sujeitos. Já o  $\Delta t F_y 1$  não sofreu alteração significativa para nenhum dos sujeitos estudados. O GC 1 diminuiu 42,86% apenas para o S4, não sendo observadas alterações no GC 2 para nenhum dos sujeitos estudados.

A existência de comportamentos divergentes é coerente com descrições anteriores da literatura (FREDERICK *et al.*, 1983; CLARKE *et al.*, 1983a,b; NIGG *et al.*, 1984; COLE *et al.*, 1995; NIGG *et al.*, 1998), sugerindo que a preocupação com a análise dos resultados individuais, conforme proposição anterior, parece ser imperativa no estudo do calçado.

O comportamento destas variáveis indicam que ao contrário do esperado, a sobrecarga mecânica imposta pela FRS parece ter diminuído para três dos sujeitos estudados, e aumentado, como seria esperado, apenas para um dos sujeitos (FIGURA 26).

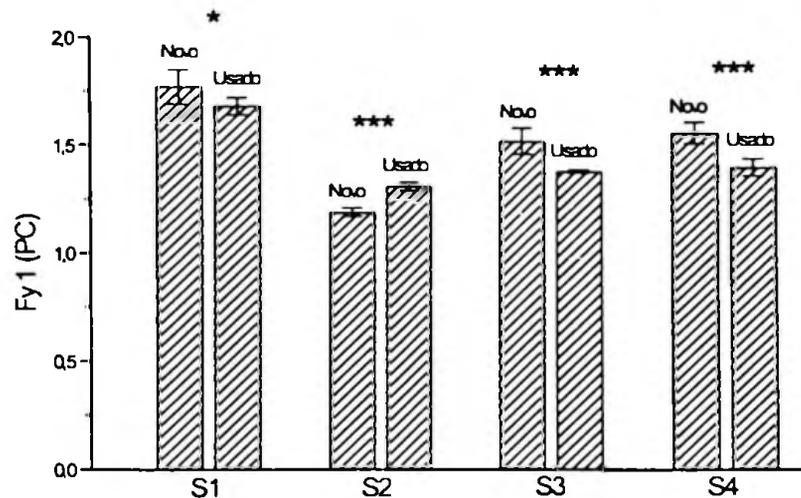


FIGURA 26 - Valores médios de Fy 1 no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Outro fator importante a ser considerado diz respeito, a magnitude das alterações. Especialmente com relação a Fy 1, a diminuição relatada foi bastante discreta. Com relação as alterações apresentadas para o tempo de apoio e a Fy 1, pode-se considerar que elas foram de pequena magnitude. MUNRO, MILLER & FUGLEVAND (1987) relatam aumentos da Fy 1 da ordem de 12,10% quando a velocidade da corrida aumenta de 3 para 3,5 m/s. Com base nestes valores referenciais, pode-se afirmar que um pequeno aumento na velocidade do movimento é capaz de reproduzir resultado semelhante ao obtido em função da fadiga do calçado.

Outras variáveis indicam que efetivamente o S2 tende a responder de forma particular as condições impostas pelo calçado. Conforme ilustrado na FIGURA 27, para este sujeito a Fy min diminuiu 7,04%, enquanto o S3 e o S4 mostravam tendência de aumento iguais 66,67% e 23,08% respectivamente.

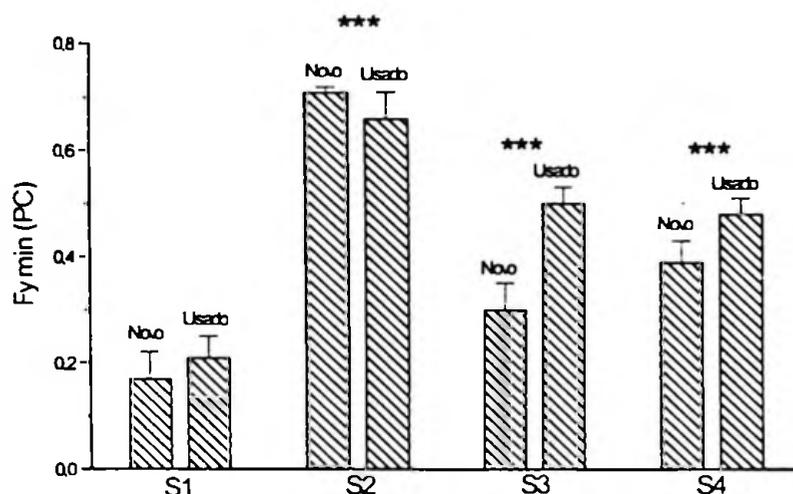


FIGURA 27 - Valores médios de Fy min no andar para os quatro sujeitos estudados (S1 a S4) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Reforçando o caráter individual das adaptações, apenas dois sujeitos apresentaram tendência de alteração da Fy 2, sendo que o S1 apresentou aumento de 5% e o S3 de diminuição de 16,43%. Já para a Defl<sub>y</sub>, a alteração ocorreu para todos os sujeitos, três apresentando tendência de redução (8,12%, 27,87% e 9,40%, respectivamente para S1, S3 e S4) e uma tendência de aumento da ordem de 35,42% (S2). O S2 apresentou diminuição de 6% da Imp<sub>y</sub>, enquanto o S3 e o S4 apresentaram aumentos de 4,54% e 4,65% respectivamente.

TABELA 13 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos quatro sujeitos estudados (S1 a S4). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4
Fx min		↑ 13,64 (***)		↓ 10,26 (*)
Δt Fx min				↑ 23,81 (**)
Fx max		↑ 33,33 (***)	↓ 34,29 (***)	
Δt Fx max	↓ 3,12 (***)			
Imp <sub>fren</sub>		↑ 33,33 (**)		
Imp <sub>prop</sub>			↓ 25,00 (***)	
Rel <sub>imp</sub>		↓ 10,98 (*)	↑ 44,83 (***)	

Para as variáveis relacionadas a componente horizontal (TABELA 13), observou-se que o S2 aumentou em 13,64% a Fx max, enquanto o S4 diminuiu em 10,26% a magnitude desta variável em função da utilização do calçado. Apenas o S4 também alterou o tempo para essa força, aumentando-a em 23,81% do primeiro para o último estágio de avaliação. A Fx max aumentou em 33,33% para o S2, tendo diminuído em valores semelhantes (34,29%) para o S3. Nenhum desses dois sujeitos modificou o tempo para essa força, condição restrita ao S1 que sofreu uma pequena redução da ordem de 3,12%. Apenas o S2 apresentou modificação do Imp\_fren, tendo apresentado aumento de 33,33% para essa variável. Também o Imp\_prop só foi alterado para um dos sujeitos, o S3, que apresentou diminuição de 25% desse impulso. Observou-se diminuição da Rel\_imp para o S2 (10,98%) e aumento para o S3 (44,83%). Mesmo para as variáveis diretamente associadas a propulsão do movimento, como o Imp\_prop, a observação de casos que parecem ser isolados, não constitui evidência suficiente para discutir uma eventual influência da fadiga do calçado nestes mecanismos.

TABELA 14 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos três sujeitos estudados (S1 a S3) Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3
Δt	↑ 11,76 (***)		
Fy 1			
Δt Fy 1	↑ 34,94 (***)		↑ 27,94 (***)
Fy min			
Δt Fy min	↑ 34,95 (***)		
Fy 2		↓ 3,38 (*)	
Δt Fy 2			
Defl_y			
IC			
GC 1	↓ 26,09 (**)		
GC 2			
Imp_y			

O primeiro fato que se destaca na avaliação dos resultados referentes a corrida (TABELA 14), diz respeito ao número acentuadamente menor de variáveis que se mostraram sensíveis à fadiga em comparação aos resultados apresentados para o andar. Deve-se lembrar que os dados referentes a corrida do S4 não

puderam ser coletados em função da falência sofrida pelo calçado durante a aquisição desses dados, razão pela qual são apresentados para esta etapa apenas os dados referentes aos S1, S2, e S3.

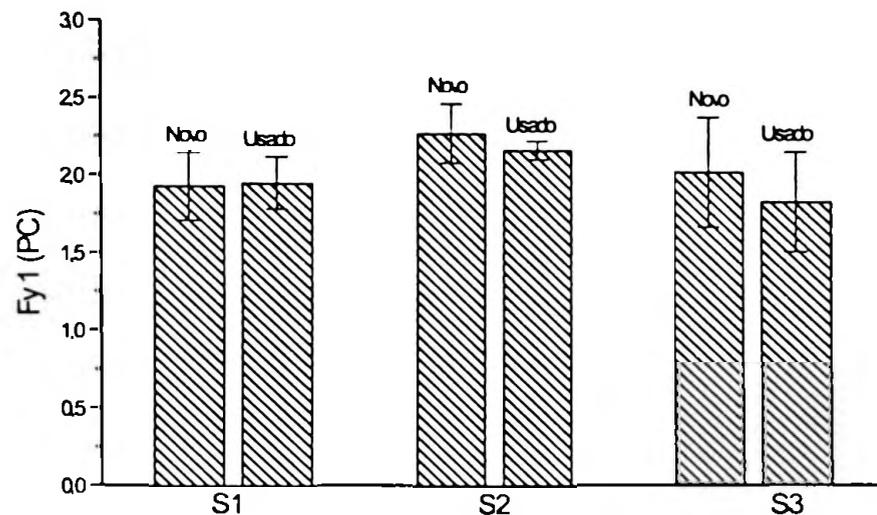


FIGURA 28 - Valores médios de Fy 1 na corrida para os três sujeitos (S1 a S3) estudados quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Enquanto todos os sujeitos apresentaram tendência de alteração do tempo de apoio e da Fy 1 no andar, a única alteração observada para essa variável na corrida foi o aumento do tempo de apoio em 11,76% apresentado pelo S1. Nenhum dos sujeitos apresentou alteração em Fy 1, nem mesmo o S1 que sofreu redução do apoio (FIGURA 28). Também com tendência oposta a demonstrada no andar, quando nenhum dos sujeitos sofreu modificação do  $\Delta t$  Fy 1, para o correr o S1 e o S4 aumentaram em 34,94% e 27,94% os valores para essa variável ao longo do ciclo de utilização do calçado (FIGURA 29), sendo que o S1 apresentou também redução da ordem de 26,09% no GC 1 (FIGURA 30)

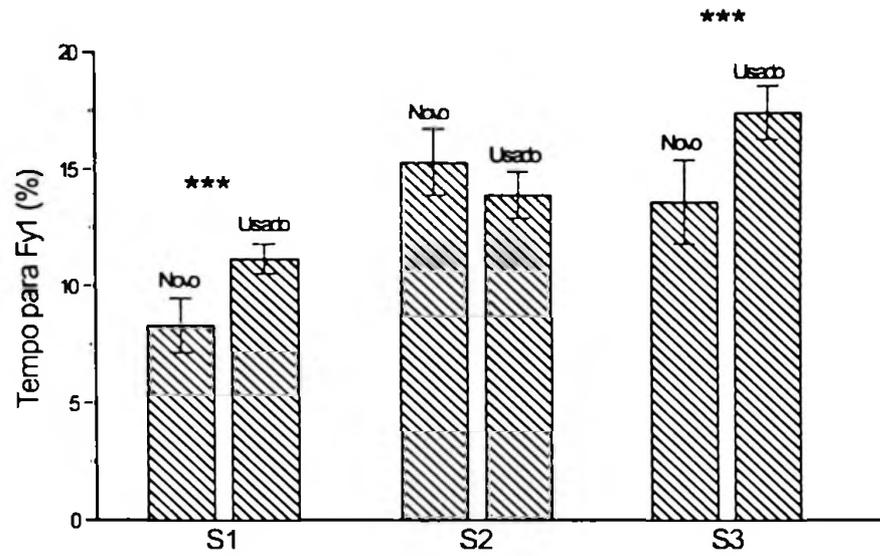


FIGURA 29 - Valores médios do  $\Delta t$  Fy 1 na corrida para os três sujeitos estudados (S1 a S3) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

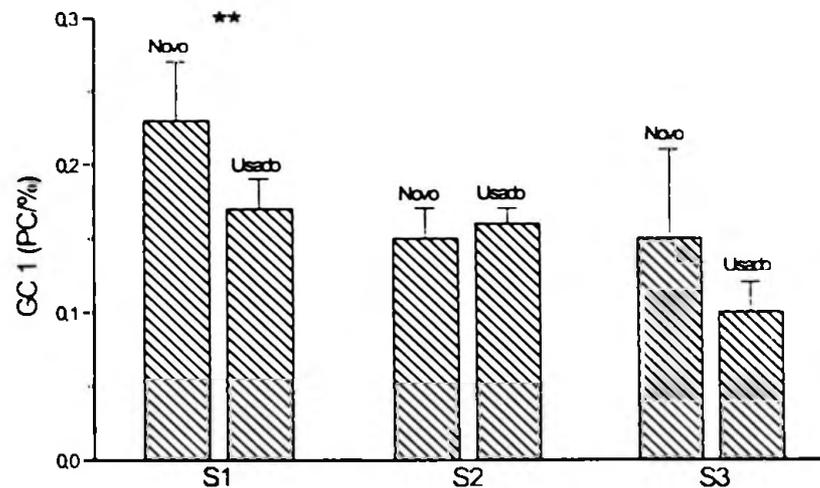


FIGURA 30 - Valores médios do GC 1 na corrida para os três sujeitos estudados (S1 a S3) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

As demais variáveis sofreram modificações isoladas observadas para apenas um dos sujeitos. Neste contexto, o S1 apresentou aumento de 34,95% no  $\Delta t$  Fy min, e o S2 uma pequena redução de 3,38% na Fy 2.

Tais condições evidenciam que da mesma forma como observado para o andar, dois dos sujeitos (S1 e S4), novamente contrariando os resultados esperados, apresentaram tendência de redução da sobrecarga mecânica imposta pela FRS mesmo após os calçados terem sofrido visível desgaste. Observa-se que os S1 e S4 mantiveram este comportamento tanto no andar como no correr, enquanto o S3 apresentou-o somente no andar. Outro ponto de destaque foi a estratégia para a redução do impacto. No andar ela veio por intermédio da diminuição da Fy 1, e na corrida pelo aumento do tempo para essa força, estratégias diferentes porém igualmente eficientes para a redução do impacto.

TABELA 15 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos três sujeitos estudados (S1 a S3). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3
Fx min		↑ 19,44 (*)	
$\Delta t$ Fx min			↑ 16,88 (**)
Fx max			↑ 30,95 (***)
$\Delta t$ Fx max	↓ 3,50 (*)		
Imp_fren			↓ 50,00 (*)
Imp_prop			↑ 50,00 (***)
Rel_imp			

Em acordo com a tendência mostrada pelas variáveis relativas à componente vertical, também foram pouco freqüentes as alterações na componente horizontal (TABELA 15), e todas apresentadas por apenas um dos sujeitos. Desta forma, o S2 aumentou em 19,44% a Fx min; o S3 aumentou em 16,88% o  $\Delta t$  Fx min, em 30,95% o Fx max, e em 50% o Imp\_prop, tendo apresentado redução de 50% no Imp\_fren; e o S1 diminuiu em 3,50% o  $\Delta t$  Fx max.

O expressivo aumento no  $Imp_{prop}$  poderia sinalizar um aumento da eficiência da corrida em resposta a fadiga do calçado. No entanto, a instabilidade desta variável associada a observação de apenas uma ocorrência não permite uma análise mais profunda da questão.

A partir dos resultados apresentados, pode-se afirmar que nenhum dos sujeitos estudados parece ter sido exposto a um aumento da solicitação mecânica induzida pela FRS mesmo tendo corrido com um calçado visivelmente alterado pelo desgaste de seus componentes estruturais. Mais do que isto, alguns deles tenderam a reduzir tais solicitações. Mesmo sendo a única exceção, o S2 que no andar apresentava tendência de aumento da FRS, não mostrou a mesma tendência durante a realização da corrida. Além disto foi justamente durante a corrida, quando as solicitações mecânicas aumentaram em relação ao ocorrido no andar.

Sem dúvida é pouco provável que um calçado submetido ao desgaste pudesse alterar seu comportamento em função das demandas mecânicas induzidas pelo movimento, como se observou da passagem do andar e do correr. Mais factível considerar que o aparelho locomotor foi o agente central destas alterações, exercendo no gerenciamento da sobrecarga mecânica, mesmo em condições adversas como a imposta pelo desgaste do calçado.

#### **4.3 Características dinâmicas para os calçados de Futsal - análise inter-sujeitos**

A análise e discussão dos resultados do experimento 1, evidenciou a existência de poucas variáveis efetivamente sensíveis à fadiga. Já para o andar com calçados de Futsal o número de variáveis que mostraram alterações significativas em algum dos estágios de avaliação foi consideravelmente maior. Conforme mostram as TABELAS 16 e 17, as variáveis que sofreram alterações significativas nesta condição foram o  $\Delta t Fy 1$ , a  $Fy \min$ , a  $Fx \max$ , o  $\Delta t Fx \max$ , o  $Imp_y$ , e o tempo de apoio.

TABELA 16 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos três estágios para o andar. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.

Variáveis	Estágios					
	Novo (A)		E1 (A)		E2 (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,58	(0,03) (***)	0,56	(0,02) (***)	0,57	(0,03) (***)
Fy 1 (PC)	1,40	(0,11)	1,42	(0,07)	1,41	(0,07)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	20,41	(3,01) (*)	21,31	(1,72) (*)	20,44	(1,49) (*)
Fy min (PC)	0,52	(0,06) (**)	0,51	(0,04) (**)	0,54	(0,04) (**)
$\Delta t$ Fy min (%)	49,32	(7,99)	50,29	(5,79)	50,22	(3,08)
Fy 2 (PC)	1,15	(0,07)	1,14	(0,08)	1,16	(0,08)
$\Delta t$ Fy 2 (%)	76,95	(9,28)	74,26	(14,80)	75,16	(13,22)
Defl_y (PC)	-0,87	(0,16)	-0,91	(0,09)	-0,90	(0,09)
IC (PC)	0,63	(0,09)	0,64	(0,10)	0,62	(0,09)
GC 1 (PC/%)	0,07	(0,02)	0,07	(0,01)	0,07	(0,01)
GC 2 (PC/%)	0,02	(0,01)	0,02	(0,01)	0,02	(0,01)
Imp_y (PC.s)	0,48	(0,02) (***)	0,46	(0,02) (***)	0,48	(0,02) (***)

No entanto da mesma forma como no experimento 1, parte das alterações observadas pode ter sido causada por variações normais das variáveis em questão. O  $\Delta t$  Fy 1 aumentou do novo ( $20,41 \pm 3,01\%$ ) para o E1 ( $21,31 \pm 1,72\%$ ), no entanto o resultado obtido E2 ( $20,44 \pm 1,49\%$ ) não foi significativamente diferente dos obtidos nos estágios iniciais. A Fy min aumentou do E1 ( $0,51 \pm 0,04$  xPC) para o E2 ( $0,54 \pm 0,04$  xPC), no entanto o resultado do último estágio não foi significativamente diferente do obtido quando o calçado era novo ( $0,52 \pm 0,06$  xPC). Apesar do tempo de apoio diminuir do novo ( $0,58 \pm 0,03$  s) para o E1 ( $0,56 \pm 0,02$  s), o resultado obtido em E2 ( $0,57 \pm 0,03$  s) não difere significativamente do obtido nas fases iniciais. O Imp\_y foi maior no E2 ( $0,48 \pm 0,02$  PC.s) do que no E1 ( $0,46 \pm 0,02$  PC.s), no entanto não foi significativamente diferente do novo ( $0,48 \pm 0,02$  PC.s). Desta forma, nenhuma das variáveis relacionadas a componente vertical mostrou tendência concreta de alteração em função do desgaste sofrido pelo calçado.

TABELA 17 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS no três estágios para o andar. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.

Variáveis	Estágios					
	Novo (A)		E1 (A)		E2 (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,29	(0,05)	-0,30	(0,04)	-0,30	(0,03)
$\Delta t$ Fx min (%)	16,15	(2,62)	15,98	(1,80)	15,22	(2,06)
Fx max (PC)	0,27	(0,03) (***)	0,27	(0,03) (***)	0,28	(0,02) (***)
$\Delta t$ Fx max (%)	85,30	(1,26) (***)	85,54	(1,38) (***)	86,40	(1,28) (***)
Imp_fren(PC.s)	-0,04	(0,01)	-0,04	(0,01)	-0,04	(0,01)
Imp_prop (PC.s)	0,03	(0,01)	0,03	(0,01)	0,03	(0,01)
Rel_imp	-1,15	(0,13)	-1,18	(0,16)	-1,14	(0,14)

Também em concordância com os resultados obtidos no experimento 1, as variáveis que mostraram maior tendência de alteração foram aquelas relacionadas à componente horizontal da FRS. Para a Fx max (FIGURA 31a), o resultado obtido em E2 ( $0,28 \pm 0,02$  xPC) foi maior do que o obtido quando o calçado era novo ( $0,27 \pm 0,03$  xPC) e também maior do que no E1 ( $0,27 \pm 0,03$  xPC), caracterizando uma tendência concreta de redução desta variável em função do ciclo de utilização do calçado. Já o  $\Delta t$  Fx max (FIGURA 31b) foi maior no E2 ( $86,40 \pm 1,28\%$ ) do que nos estágios iniciais ( $85,30 \pm 1,26\%$ , e  $85,54 \pm 1,38\%$ , para o novo e para o E1, respectivamente). O comportamento destas variáveis aponta para uma efetiva modificação induzida pelo desgaste do calçado, entretanto, deve-se destacar que tais modificações foram muito pouco expressivas; o aumento para Fx max e para o  $\Delta t$  Fx max foi de apenas 3,70% e 1,29%, respectivamente.

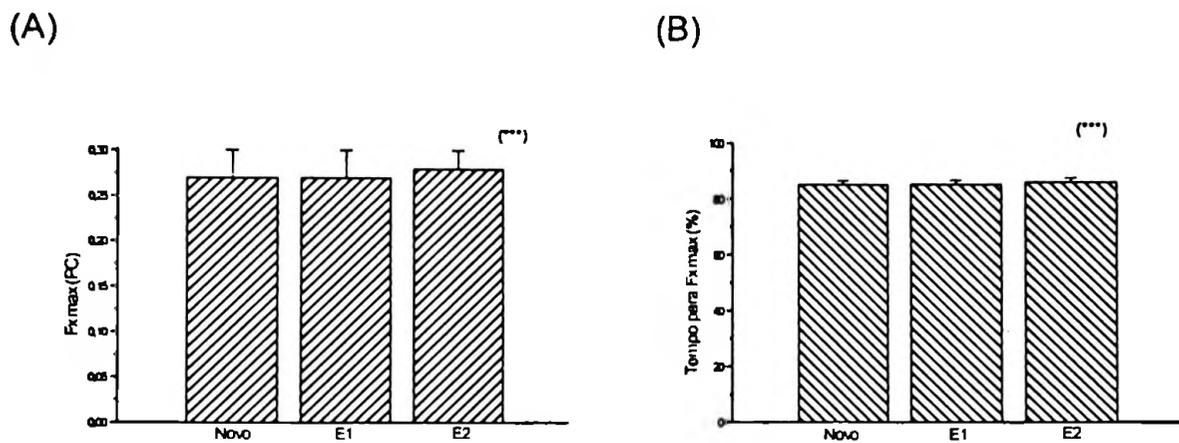


FIGURA 31 - Valores da Fx max (A) e para o  $\Delta t$  Fx max (B) para o andar em função do ciclo de utilização do calçado.

Desta forma, as alterações induzidas pelo desgaste para o andar com os calçados de Futsal ocorreram em pequeno número e com magnitude bastante discreta, apontando para uma tendência de manutenção das condições mecânicas exibidas quando o calçado era novo.

Para o correr, o número de variáveis que sofreram alteração foi consideravelmente maior do que o observado para os calçados de corrida, e também que o observado para o andar com os calçados de Futsal. A  $F_y 1$ , o  $\Delta t F_y 1$ , a  $F_y \min$ , o  $\Delta t F_y \min$ , a  $F_y 2$ , a  $F_x \min$ , o  $\Delta t F_x \min$ , a  $F_x \max$ , a  $Defl_y$ , o IC, o GC 1, o GC 2 e o tempo de apoio foram as variáveis que demonstraram tendência de alteração (TABELAS 18 e 19). Merece menção ainda, o fato de que a grande maioria das alterações observadas parece estar efetivamente vinculada ao desgaste do calçado e não a flutuações aleatórias, conforme evidenciado em condições anteriores.

Os dados relativos à componente vertical da FRS para a corrida nos três estágios de avaliação do calçado de Futsal são apresentados na TABELA 18.

TABELA 18 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical da FRS nos três estágios para o correr. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.

Variáveis	ESTÁGIOS					
	Novo (A)		E1 (A)		E2 (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,23	(0,02) (*)	0,22	(0,02) (*)	0,22	(0,02) (*)
Fy 1 (PC)	1,97	(0,38) (***)	1,92	(0,45) (***)	2,31	(0,72) (***)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	12,93	(2,73) (***)	11,47	(2,29) (***)	10,02	(2,10) (***)
Fy min (PC)	1,53	(0,20) (**)	1,42	(0,17) (**)	1,47	(0,19) (**)
$\Delta t$ Fy min(%)	16,95	(2,97) (***)	16,29	(3,01) (***)	14,28	(2,56) (***)
Fy 2 (PC)	2,62	(0,16) (**)	2,65	(0,18) (**)	2,71	(0,10) (**)
$\Delta t$ Fy 2 (%)	41,61	(3,93)	41,70	(3,53)	40,06	(5,63)
Defl_y (PC)	-0,44	(0,37) (***)	-0,50	(0,43) (***)	-0,84	(0,74) (***)
IC (PC)	1,08	(0,25) (***)	1,22	(0,23) (***)	1,24	(0,20) (***)
GC 1 (PC/%)	0,16	(0,07) (***)	0,18	(0,07) (***)	0,25	(0,12) (***)
GC 2 (PC/%)	0,04	(0,01) (*)	0,05	(0,01) (*)	0,05	(0,01) (*)
Imp_y (PC.s)	0,33	(0,01)	0,33	(0,02)	0,33	(0,02)

Como ilustra a FIGURA 32, o tempo de apoio foi maior quando o calçado era novo ( $0,23 \pm 0,02$  s) do que no E1 ( $0,22 \pm 0,02$  s) e no E2 ( $0,22 \pm 0,02$  s). Apesar da tendência concreta de alteração, a diferença entre o primeiro e o último estágio de avaliação foi de apenas 4,35%.

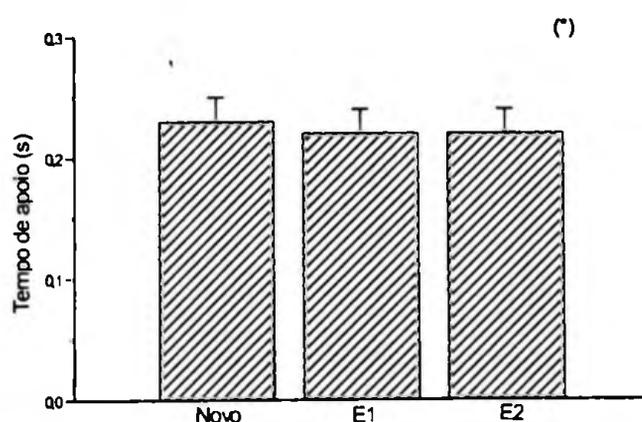


FIGURA 32 - Valores do  $\Delta t$  para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

O resultado de Fy 1 (FIGURA 33a) obtido em E2 ( $2,31 \pm 0,72$  xPC) foi maior do que o observado nos dois primeiros estágios de avaliação ( $1,97 \pm 0,38$  xPC, e  $1,92 \pm 0,45$  xPC, para o novo e o E1, respectivamente). O tempo para Fy 1 (FIGURA 33b) diminuiu do novo ( $12,93 \pm 2,73\%$ ), para o E1 ( $11,47 \pm 2,29\%$ ), e para o E2 ( $10,02 \pm 2,10\%$ ). A tendência de diminuição do tempo é reforçada, pela diferença observada entre E1 e E2. Refletindo o comportamento destas variáveis, o GC 1 (FIGURA 34) no E2 ( $0,25 \pm 0,12$  PC/%) foi maior do que o obtido no novo ( $0,16 \pm 0,07$  PC/%) e no E1 ( $0,18 \pm 0,07$  PC/%).

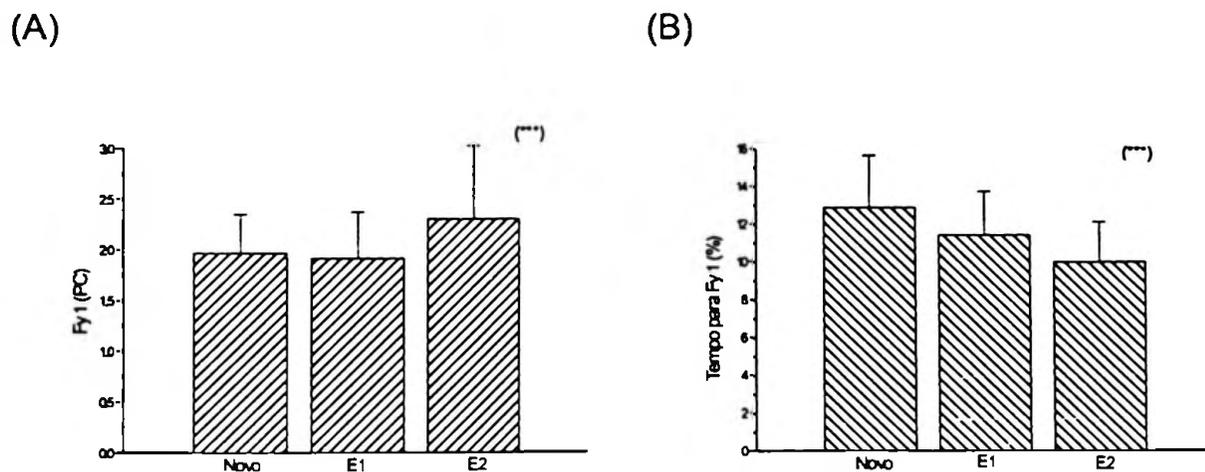


FIGURA 33 - Valores da Fy 1 (A) e do  $\Delta t$  Fy 1 (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

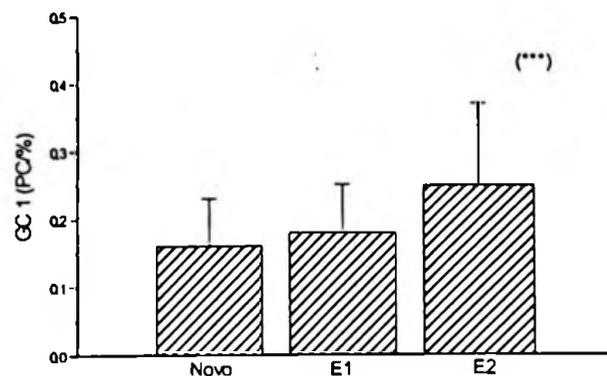


FIGURA 34 - Valores do GC 1 para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

O aumento da Fy 1 em 17,26% do primeiro para o último estágio de avaliação, a redução de 22,50% do  $\Delta t$  Fy 1 nesta mesma condição, e o conseqüente aumento do GC 1 que atingiu a expressiva marca de 56,25%, constituem evidências sólidas o bastante para indicar o aumento da sobrecarga induzida pela FRS em função do desgaste sofrido pelo calçado. Tal comportamento é compatível com os resultados apresentados pela literatura (COOK *et al*, 1985, DREZ, 1980; FREDERICK, 1986; HENNIG & MILANI, 1995a).

Inesperado foi o comportamento da Fy2, do IC, e do GC 2. A primeira (FIGURA 35) sofreu aumento ao longo do ciclo de utilização do calçado, passando de  $2,62 \pm 0,16$  xPC quando o calçado era novo, para  $2,71 \pm 0,10$  xPC no E2; o IC (FIGURA 36a) sofreu aumento do novo ( $1,08 \pm 0,25$  xPC) para o E1 ( $1,22 \pm 0,23$  xPC) e para o E2 ( $1,24 \pm 0,20$  xPC), em conseqüência dessas variáveis o resultado para o GC 2 (FIGURA 36b), foi menor no novo ( $0,04 \pm 0,01$  PC/%) do que nos estágios seguintes ( $0,05 \pm 0,01$  PC/% e  $0,05 \pm 0,01$  PC/%, para E1 e E2 respectivamente).

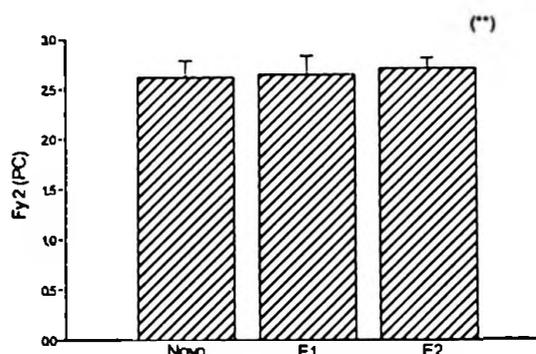


FIGURA 35 - Valores da Fy 2 para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

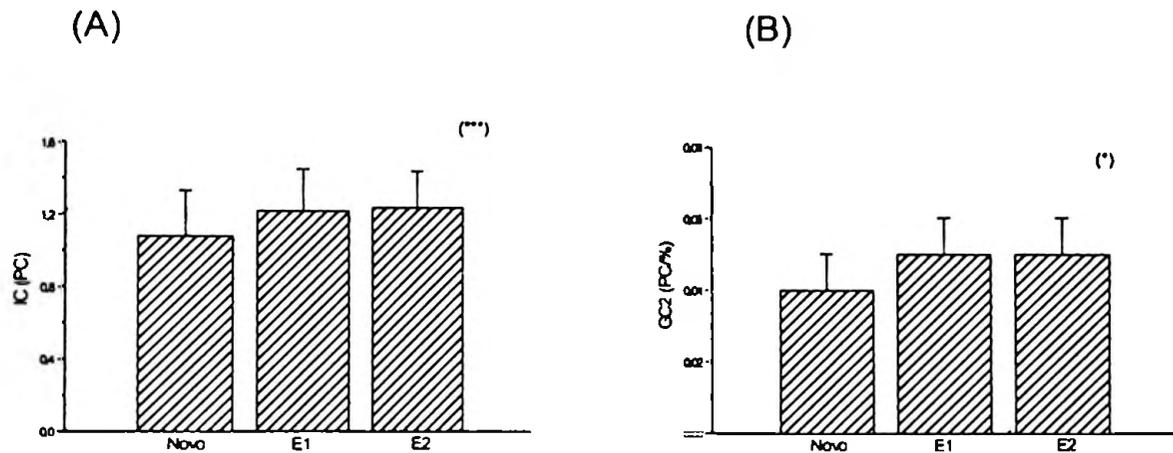


FIGURA 36 - Valores do IC (A) e do GC 2 (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

O aumento da  $Fy_2$  em 3,43%, do IC em 14,81%, e do GC 2 em 25,00%, podem evidenciar uma possível alteração no comportamento dinâmico da corrida durante a fase de propulsão do movimento, condição que contraria os resultados apresentados por SERRÃO & AMADIO (1992), cujos resultados sugerem que a influência do calçado no movimento humano ocorre prioritariamente na fase passiva da locomoção.

Segundo CLARKE *et al.* (1983b), a  $Fy_{min}$  pode ser um parâmetro de referência para interpretar o *stiffness* do membro inferior, em resposta ao impacto ocasionado pelo movimento. Desse modo, o comportamento do  $\Delta t Fy_{min}$  e da  $Defl_y$  podem indicar uma possível modificação desse mecanismo em resposta à fadiga do calçado. Conforme ilustra a FIGURA 37a, o tempo para  $Fy_{min}$  no E2 ( $14,28 \pm 2,56\%$ ) foi menor do que o obtido no novo ( $16,95 \pm 2,97\%$ ) e no E1 ( $16,29 \pm 3,01\%$ ), enquanto a  $Defl_y$  (FIGURA 37b) no E2 ( $-0,84 \pm 0,74 \text{ xPC}$ ) foi maior do que a obtida no novo ( $-0,44 \pm 0,37 \text{ xPC}$ ) e no E1 ( $-0,50 \pm 0,43 \text{ xPC}$ ).

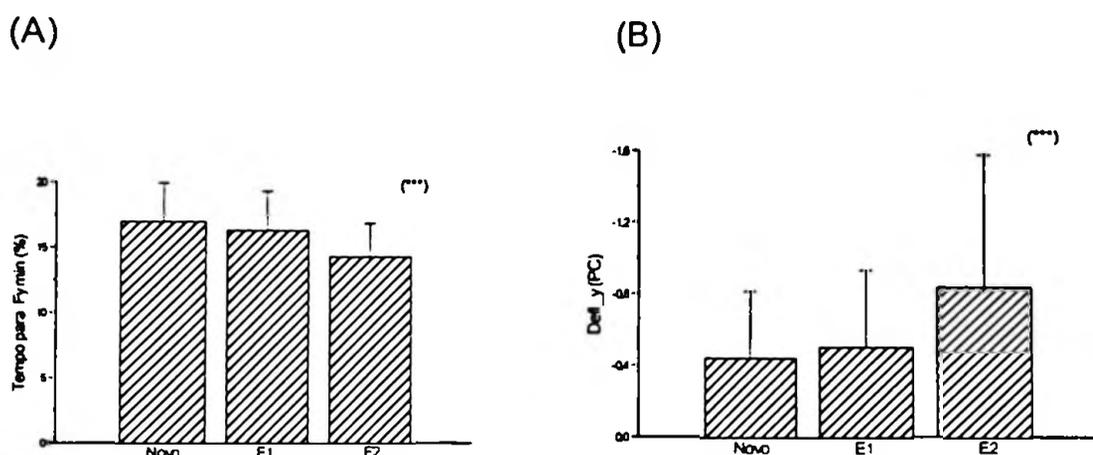


FIGURA 37 - Valores do  $\Delta t Fy min$  (A) e do Defl. y (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

Assim como apontado anteriormente, algumas variáveis apresentaram diferenças condicionadas pela variabilidade natural do movimento. Apesar da Fy min ter sido maior quando o calçado era novo ( $1,53 \pm 0,20 \times PC$ ) do que no E1 ( $1,42 \pm 0,17 \times PC$ ), o resultado obtido no E2 ( $1,47 \pm 0,19 \times PC$ ) não foi significativamente diferente dos estágios iniciais

A TABELA 19 apresenta as variáveis relacionadas à componente horizontal da FRS para a corrida, nos três estágios de avaliação do calçado de Futsal.

TABELA 19 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal da FRS nos três estágios para o correr. Onde (A) indica n=80, e (B) n=50.

Variáveis	ESTÁGIOS					
	Novo (A)		E1 (A)		E2 (B)	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,41	(0,13) (***)	-0,40	(0,10) (***)	-0,50	(0,17) (***)
$\Delta t Fx min$ (%)	21,30	(5,39) (***)	21,11	(6,68) (***)	17,11	(7,64) (***)
Fx max (PC)	0,32	(0,08) (*)	0,36	(0,09) (*)	0,34	(0,06) (*)
$\Delta t Fx max$ (%)	69,40	(2,52)	70,36	(2,97)	69,94	(2,12)
Imp_fren(PC.s)	-0,02	(0,01)	-0,02	(0,01)	-0,02	(0,01)
Imp_prop (PC.s)	0,02	(0,01)	0,02	(0,00)	0,02	(0,00)
Rel_imp	-1,14	(0,74)	-0,91	(0,40)	-1,05	(0,47)

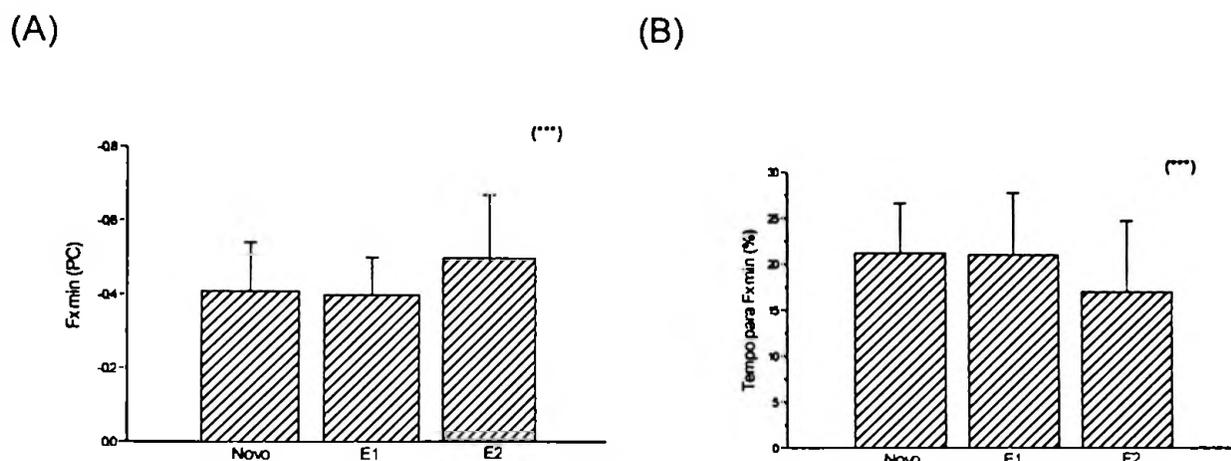


FIGURA 38 - Valores da Fx min (A) e para o  $\Delta t$  Fx min (B) para o correr em função do ciclo de utilização do calçado.

Para as variáveis relacionadas à componente horizontal observou-se diferença significativa para a Fx min (FIGURA 38a), cujo valor obtido no E2 ( $-0,50 \pm 0,17$  xPC) foi maior do que a obtido no novo ( $-0,41 \pm 0,13$  xPC) e no E1 ( $-0,40 \pm 0,10$  xPC); e para o tempo para essa força (FIGURA 38b), que foi menor em E2 ( $17,11 \pm 7,64\%$ ) do que no novo ( $21,30 \pm 5,39\%$ ) e no E1 ( $21,11 \pm 6,68\%$ ).

Ainda que a Fx max tenha sofrido aumento do novo ( $0,32 \pm 0,08$  xPC) para o E1 ( $0,36 \pm 0,09$  xPC), a força medida em E2 ( $0,34 \pm 0,06$  xPC) não diferiu significativamente da obtida nas fases iniciais.

#### 4.4 Características dinâmicas para os calçados de Futsal - análise intra-sujeitos

As tabelas referentes aos resultados individuais são apresentadas no ANEXO II.

A TABELA 20 apresenta a diferença percentual calculada entre os estágios inicial e final do ciclo de utilização do calçado para as variáveis relativas à componente vertical da FRS no andar.

TABELA 20 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
$\Delta t$		↓ 5,36 (***)		↓ 4,84 (***)		↓ 8,47 (***)	↑ 11,76 (***)	
Fy 1	↑ 9,85 (***)		↑ 4,83 (*)	↑ 5,18 (***)	↑ 5,60 (*)		↓ 10,76 (***)	
$\Delta t$ Fy 1		↓ 7,80 (*)	↓ 5,48 (**)				↑ 12,18 (***)	↑ 37,41 (***)
Fy min				↓ 5,08 (*)		↓ 8,16 (*)	↑ 18,18 (***)	
$\Delta t$ Fy min						↑ 5,21 (***)		
Fy 2					↑ 3,36 (*)			
$\Delta t$ Fy 2				↑ 1,45 (**)				
Defl_y	↑ 18,42 (*)		↑ 10,64 (*)	↑ 14,67 (***)			↓ 21,93 (***)	
IC							↓ 13,56 (***)	
GC 1	↑ 16,67 (***)	↑ 16,67 (***)	↑ 16,67 (**)			↓ 14,29 (*)	↓ 25,00 (***)	↓ 30,00 (***)
GC 2								
Imp_y	↑ 6,25 (***)			↓ 5,77 (***)	↑ 2,13 (*)	↓ 6,12 (***)	↑ 4,54 (***)	

Para o  $\Delta t$ , observou-se que os sujeitos S2, S4, e S6 apresentaram redução do tempo da ordem de 5,36%, 4,84%, e 8,47% respectivamente, enquanto o S7 aumentou este tempo em 11,76% (FIGURA 39).

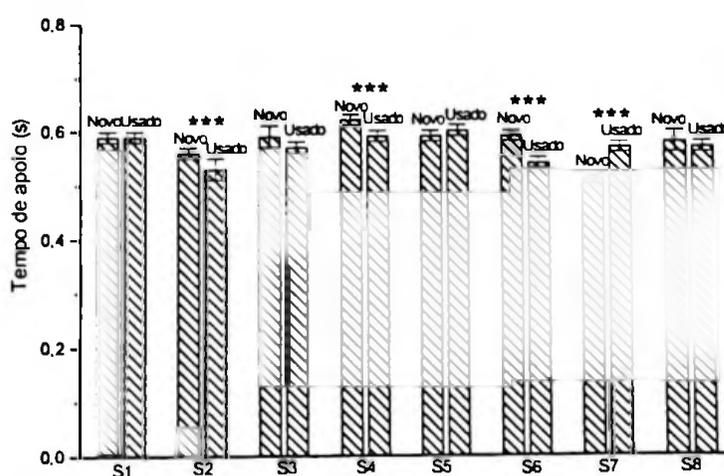


FIGURA 39 - Valores médios do  $\Delta t$  no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Quatro sujeitos aumentaram o Fy 1 em consequência dos ciclos de utilização do calçado; a magnitude das reduções foram de 9,85%, 4,83%, 5,18%, 5,6% para os S1, S3, S4, S5; apontando novamente para a tendência de respostas individuais, também observadas nas condições anteriores, o S7 diminuiu em 10,76% a magnitude da Fy 1 (FIGURA 40). Interessante observar que alterações simultâneas entre o tempo de apoio e a Fy 1 ocorreram somente para os sujeitos S4 e S7, contrariando as possíveis relações entre estas duas variáveis estabelecidas com base nos resultados obtidos com os calçados de corrida. Os sujeitos S2 (7,80%), S3 (5,48%), S8 (37,41%) diminuíram o tempo para a Fy1, enquanto os S7 (12,18%) e o S8 (37,11%) apresentaram aumento desse tempo (FIGURA 41).

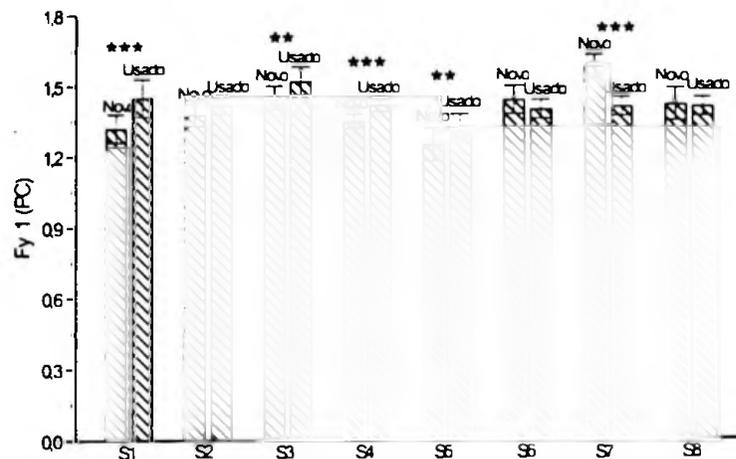


FIGURA 40 - Valores médios de Fy 1 no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

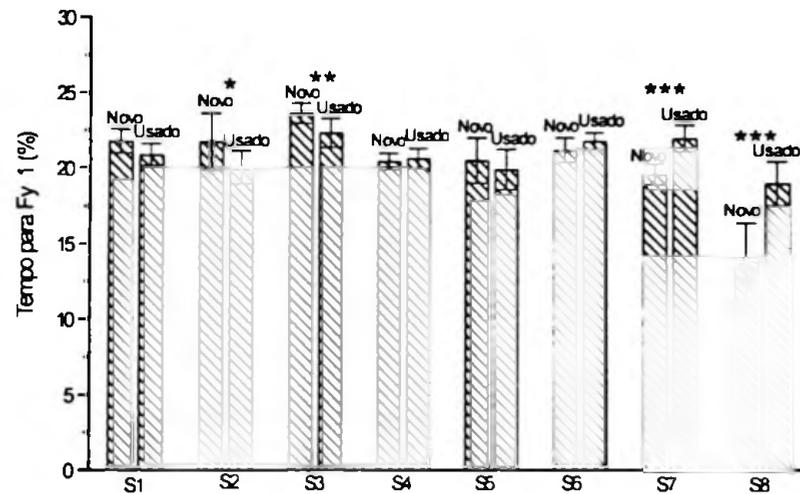


FIGURA 41 - Valores médios do tempo para Fy 1 no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Em consequência das alterações observadas para a Fy 1 e para o tempo para essa força, o GC 1 apresentou tendência de alteração para seis dos sujeitos. Os sujeitos S1 (16,67%), S2 (16,67%), S3 (16,67%) aumentaram o GC 1, enquanto os sujeitos S6 (14,29%), S7 (25,00%), e S8 (30,00%) diminuíram o GC 1 (FIGURA 42).

Considerando o GC 1, como parâmetro representativo do estresse mecânico imposto ao aparelho locomotor pela FRS, pode-se considerar que apenas três dos sujeitos demonstraram um aumento desta solicitação em função do desgaste imposto ao calçado. Novamente contrariando as expectativas estabelecidas pela literatura, três sujeitos reduziram a solicitação mecânica em resposta ao desgaste, e dois não apresentaram nenhuma alteração significativa.

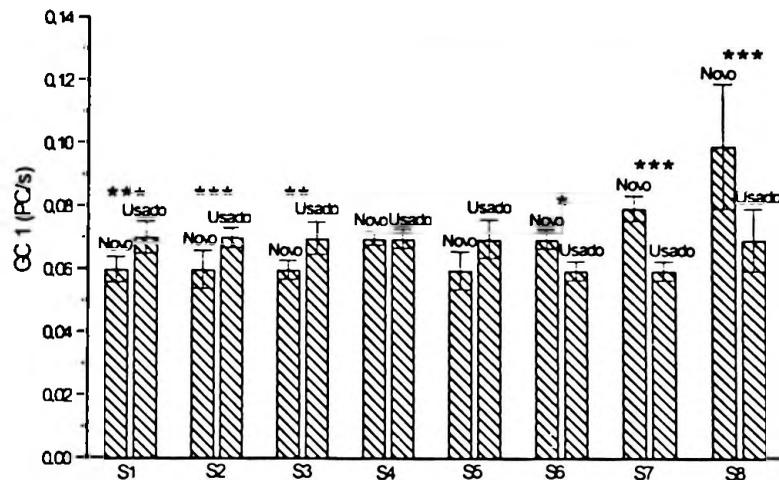


FIGURA 42 - Valores médios do tempo para o GC 1 no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Os sujeitos S1, S3, e S4 apresentaram aumentos de 18,42%, 10,64%, e 14,67% respectivamente para a Defl<sub>y</sub>, tendo o S7 apresentado diminuição da ordem de 21,93% para essa variável (FIGURA 43).

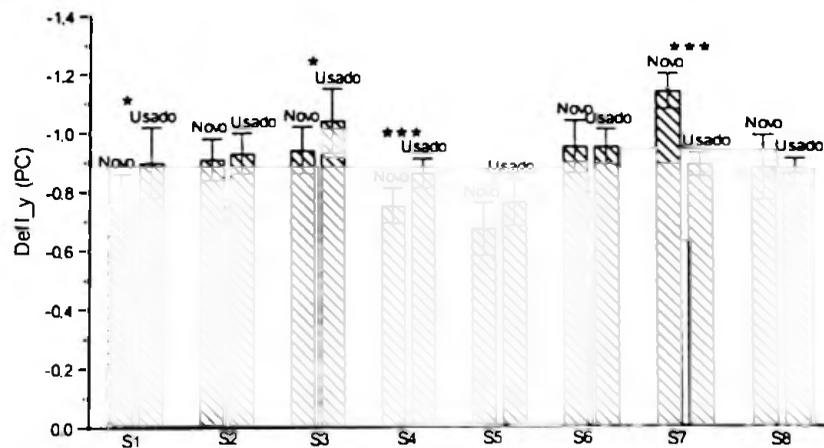


FIGURA 43 - Valores médios do tempo para a Defl y no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Três dos sujeitos apresentaram aumento do Imp<sub>y</sub> (6,25%, 2,13%, e 4,54% para S1, S5, e S7 respectivamente), enquanto o S4 (5,77%) e o S6 (6,12%) mostraram tendência de diminuição para essa variável (FIGURA 44).

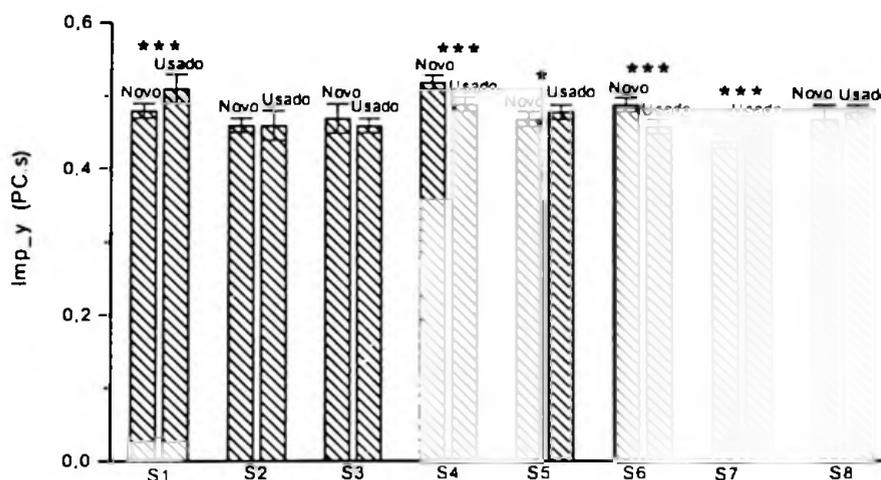


FIGURA 44 - Valores médios do tempo para o Imp<sub>y</sub> no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Poucos sujeitos apresentaram diferenças significativas para as demais variáveis referentes a componente vertical. A F<sub>y</sub> min diminuiu em 5,08% e 8,16% para o S4 e o S6, e aumentou em 18,18% para o S7. Apenas o S6 modificou o tempo para F<sub>x</sub> min, tendo sofrido aumento de 5,21%. A F<sub>y</sub> 2 aumentou 3,36% para o S5, não sendo observada diferença significativa para nenhum outro sujeito. O tempo para essa força sofreu alteração para o S4, que sofreu aumento discreto da ordem de 1,45%. Somente o S7 sofreu alteração no IC, tendo-o diminuído em 13,56%.

A TABELA 21 traz as diferenças percentuais agora aplicadas às variáveis relacionadas a componente horizontal da FRS.

TABELA 21 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o andar dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
Fx min	↑ 36,36 (***)		↑ 11,54 (**)	↑ 11,11 (***)			↓ 12,12 (**)	
Δt Fx min	↓ 13,76 (*)	↓ 21,47 (***)		↑ 6,45 (***)				
Fx max	↑ 8,00 (*)		↑ 12,00 (***)				↑ 7,69 (*)	↑ 7,69 (**)
Δt Fx max		↑ 3,67 (***)						↑ 1,05 (**)
Imp_fren	↑ 33,33 (***)							
Imp_prop						↓ 25,00 (***)		
Rel_imp	↑ 27,00 (***)			↑ 6,25 (*)	↓ 12,93 (*)	↑ 8,13 (*)		

Conforme tendência já apontada anteriormente, a Fx min, assim como o tempo para essa força, figuram no grupo das variáveis que demonstraram maior sensibilidade ao desgaste sofrido pelo calçado. Apresentaram tendência de aumento da Fx min os sujeitos S1 (36,36%), S3 (11,54%), S4 (11,11%), enquanto o sujeito S7 apresentou diminuição, da ordem de 12,12%, para essa variável (FIGURA 45).

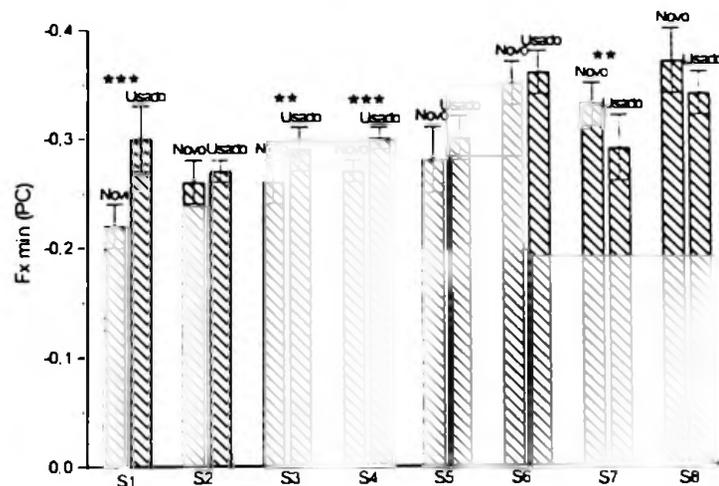


FIGURA 45 - Valores médios a Fx min no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

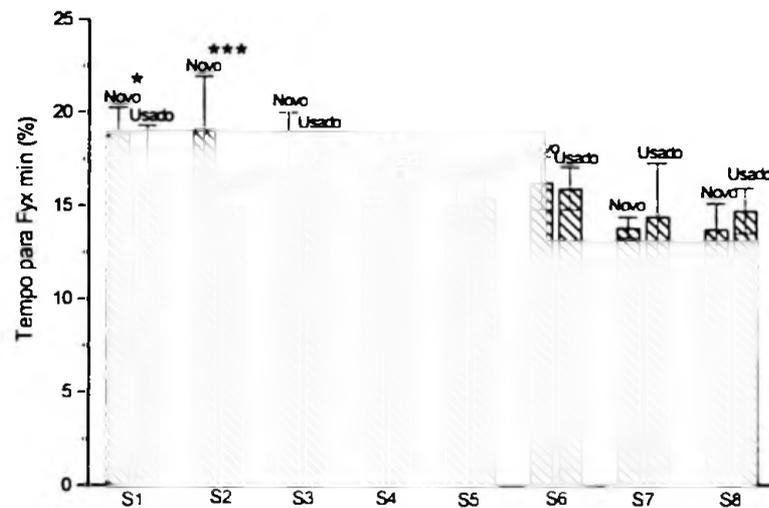


FIGURA 46 - Valores médios do  $\Delta t$  Fx min no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Apenas o S1 (13,76%) e o S2 (21,47%) apresentaram tendência de diminuição do  $\Delta t$  Fx min, tendo o S4, apresentado aumento do tempo nesta condição (FIGURA 46). Apenas o S1 apresentou tendência simultânea de aumento da Fx min com redução do tempo para essa força.

Com comportamento mais homogêneo, a Fx max sofreu aumento para o S1 (8,00%), S3 (12,00%), S7 (7,69%), e S8 (7,69%). Apenas o S2 (3,67%) e o S8 (1,05%) apresentaram aumento do tempo para essa força, que se caracterizou em ambos os casos como um aumento de pequena magnitude (FIGURA 47).

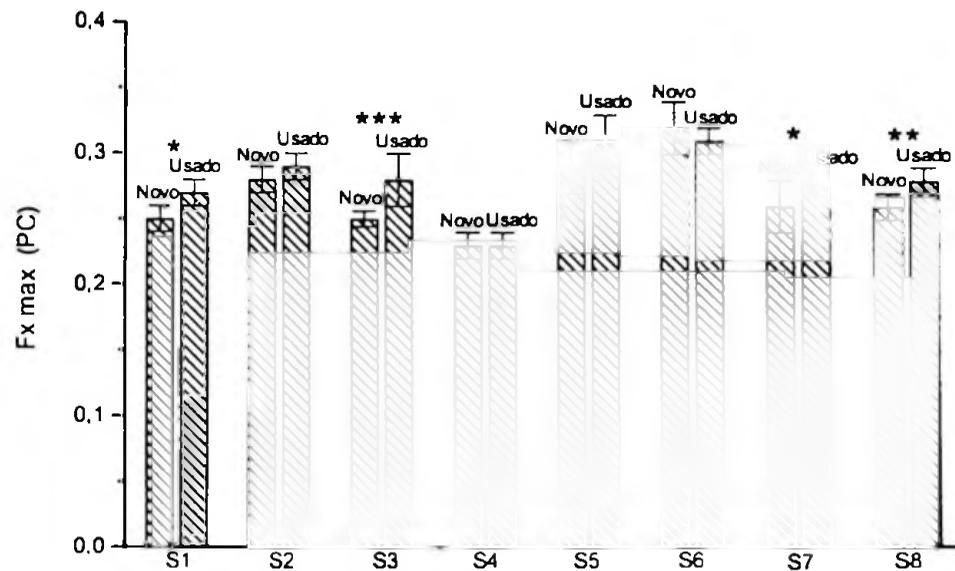


FIGURA 47 - Valores médios da Fx max no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

O Imp\_fren e o Imp\_prop sofreram alterações isoladas, o S1 apresentou aumento de 33,33% no Imp\_fren e o S6 diminuição de 25,00% no Imp\_prop. Porém o Rel\_imp apresentou alterações para quatro dos sujeitos estudados, tendo o S1 (27,00%), o S4 (6,25%) e o S6 (8,13%) apresentado aumento desta relação, enquanto o S5 apresentou tendência de queda da ordem de 12,93% (FIGURA 48). Vale lembrar que os resultados destas variáveis podem ter sofrido significativa influência da característica da variabilidade relativa a força horizontal na fase de frenagem dos movimentos de locomoção, conforme apontado em discussões anteriores.

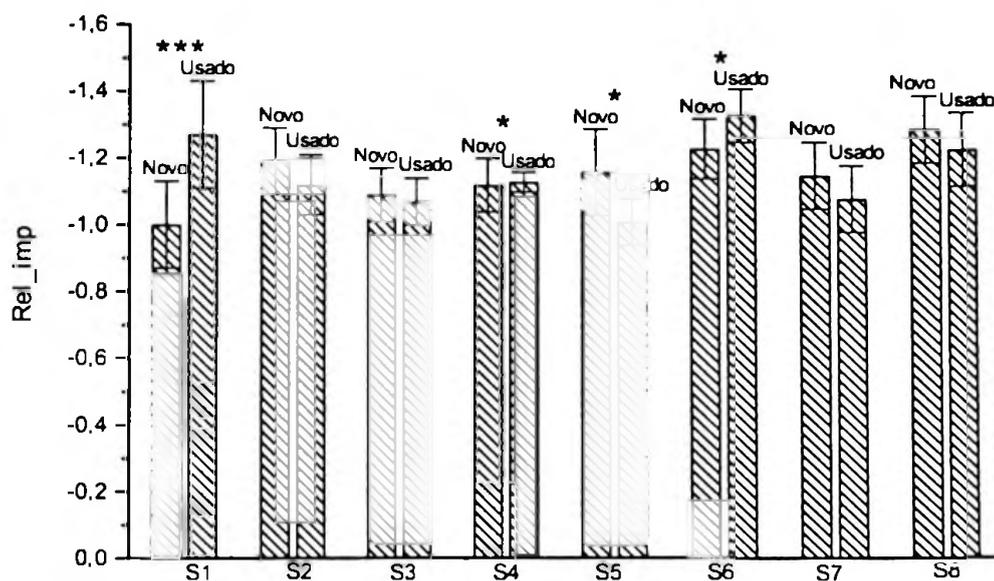


FIGURA 48 - Valores médios do Rel\_imp no andar para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

As comparações entre as variáveis relativas à componente vertical da FRS para a corrida são apresentadas na TABELA 22, enquanto a TABELA 23 traz os resultados referentes à componente horizontal.

TABELA 22 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente vertical da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
$\Delta t$		↓ 20,83 (***)	↑ 4,35 (***)	↓ 12,00 (***)	↓ 12,50 (***)			
Fy 1	↑ 17,50 (*)	↑ 64,47 (***)						↓ 25,68 (***)
$\Delta t$ Fy 1	↓ 18,58 (**)	↓ 12,36 (**)	↓ 21,19 (***)			↓ 13,10 (*)		↓ 25,98 (***)
Fy min				↓ 13,64 (**)				↓ 23,50 (***)
$\Delta t$ Fy min					↓ 15,00 (*)			
Fy 2	↑ 4,07 (***)	↑ 4,26 (**)		↑ 3,46 (**)	↑ 7,08 (*)	↑ 2,43 (*)	↑ 4,53 (*)	↑ 3,97 (**)
$\Delta t$ Fy 2						↓ 9,56 (**)	↓ 10,27 (**)	
Defl_y	↑ 107,14 (*)	↑ 130,36 (***)		↓ 48,84 (***)				
IC				↓ 7,03 (*)			↑ 21,90 (**)	↑ 85,51 (***)
GC 1	↑ 45,45 (***)	↑ 90,91 (***)	↑ 25,00 (*)					
GC 2						↑ 50,00 (***)	↑ 40,00 (***)	↑ 33,33 (**)
Imp_y		↓ 5,88 (***)	↑ 9,37 (**)	↓ 5,88 (***)	↓ 9,09 (***)			↑ 6,06 (***)

Seguindo a tendência observada para o andar, foi considerável o número de variáveis que se mostraram sensíveis ao desgaste imposto ao calçado. Conforme ilustrado na FIGURA 49, o S2 (20,83%), o S4 (12,00%) e o S5 (12,50%) apresentaram tendência de diminuição do  $\Delta t$ , enquanto o S3 aumentou-o em 4,35%.

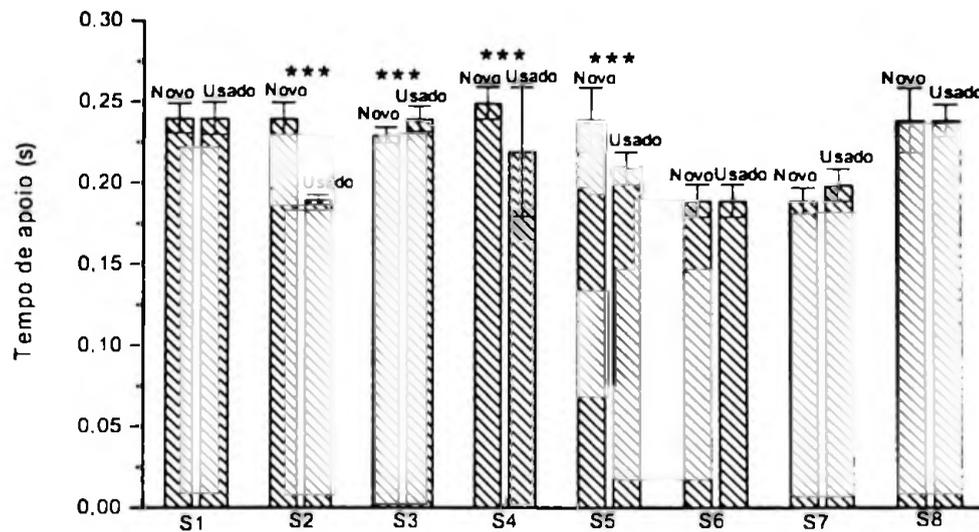


FIGURA 49 - Valores médios  $\Delta t$  no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Apenas três sujeitos demonstraram tendência de alteração significativa da  $F_y 1$  em função do ciclo de utilização do calçado. O S1 (17,50%) e o S2 (64,47%) aumentaram, enquanto o S8 diminuiu (25,68%) a magnitude desta força. O aumento apresentado pelo S2 (64,47%) foi o mais expressivo para essa variável (FIGURA 50). Por outro lado, cinco sujeitos apresentaram tendência de alteração do  $\Delta t F_y 1$  em função da fadiga do calçado. Todos eles reduziram a magnitude desta variável, observadas na ordem de 18,58%, 12,36%, 21,19%, 13,10%, e 25,68%, para o S1, S2, S3, S6, e S8 respectivamente, caracterizando um comportamento homogêneo extremamente raro (FIGURA 51).

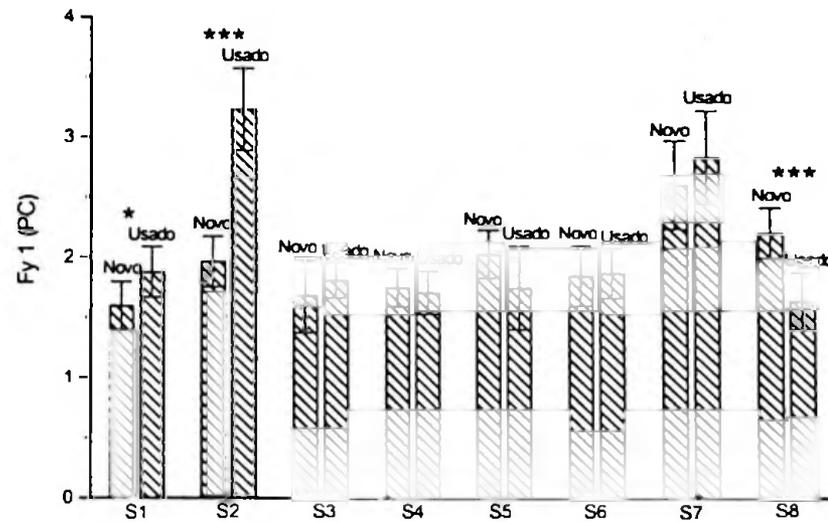


FIGURA 50 - Valores médios da Fy 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

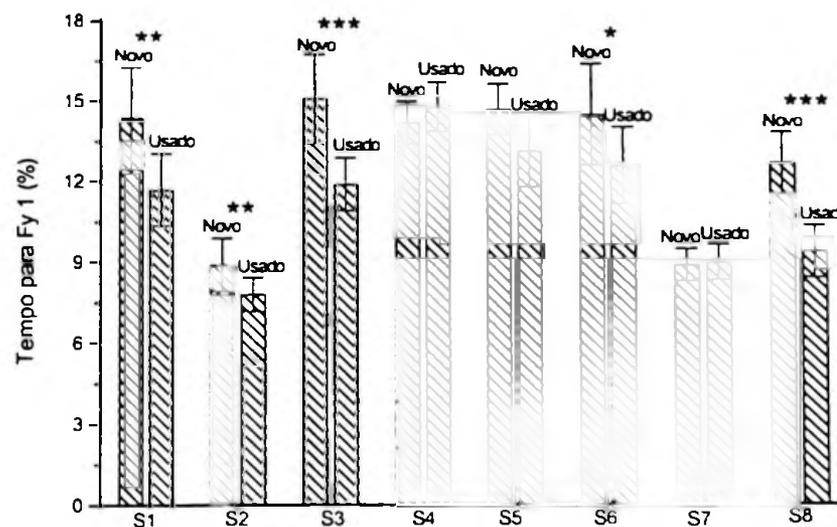


FIGURA 51 - Valores médios do  $\Delta t$  Fy 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Como ilustra a FIGURA 52, também com tendência consistente de alteração, apesar de ter sido observada apenas para três sujeitos, o GC 1, aumentou para S1 (45,45%), S2 (90,91%), e S3 (25,00%). Deve-se ressaltar que as alterações observadas foram expressivas, dando conta que os sujeitos podem ter sido efetivamente expostos a um aumento da sobrecarga motivada pelas forças externas em função do desgaste sofrido pelo calçado.

Novamente contrariando as expectativas, três sujeitos aumentaram o GC 2 em resposta ao desgaste do calçado; para essa variável obteve-se aumentos de 50,00%, 40,00%, e 33,33% para o S6, S7, e S8 respectivamente (FIGURA 53).

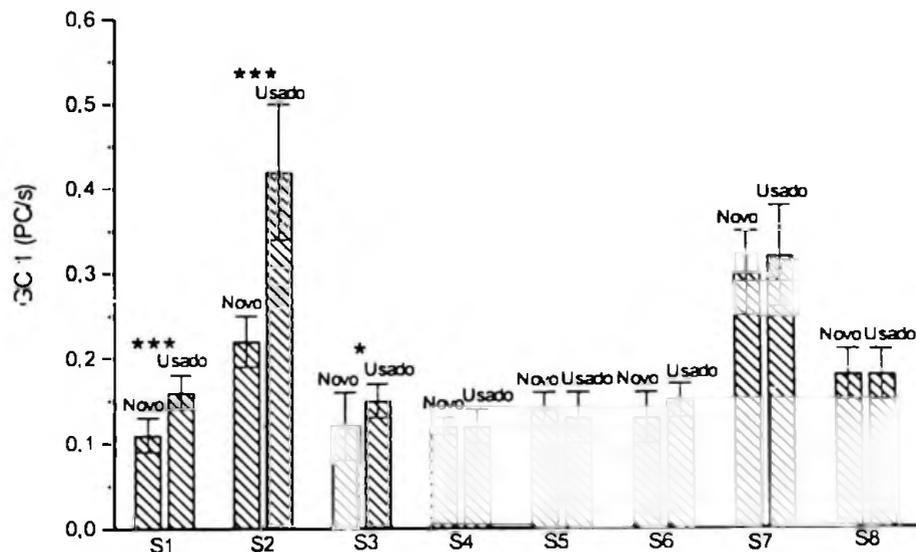


FIGURA 52 - Valores médios do GC 1 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

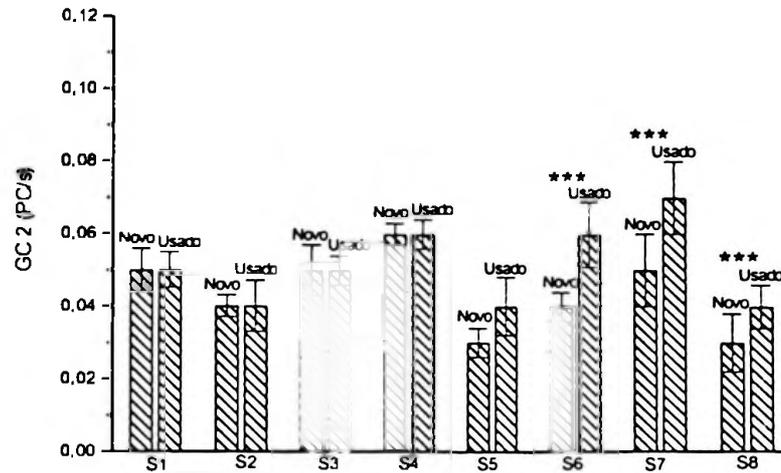


FIGURA 53 - Valores médios do GC 2 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Cinco sujeitos alteram os valores do Imp<sub>y</sub>, tendo sofrido aumento o S3 (9,37%) e o S8 (6,06%), e diminuição o S2 (5,88%), o S4 (5,88%), e o S5 (9,09%), conforme demonstrado na FIGURA 54.

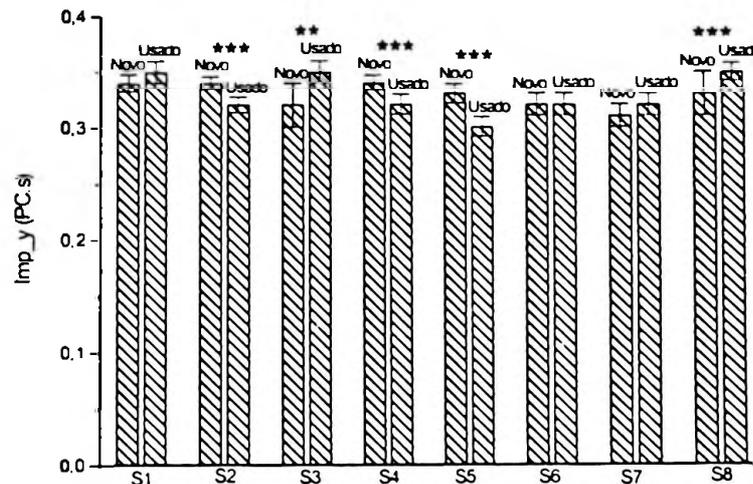


FIGURA 54 - Valores médios do Imp<sub>y</sub> no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Outra variável que até então não havia apresentado tendência de alteração tão consistente e freqüente quanto a observada para a corrida com os calçados de Futsal foi a Fy2. Apenas o S3, não alterou essa força em resposta ao desgaste. Os aumentos obtidos foram da ordem de 4,07%, 4,26%, 3,46%, 7,08%, 2,43%, 4,53%, e 3,97%, respectivamente para o S1, S2, S4, S5, S6, S7, S8 (FIGURA 55). Também chama a atenção a pequena magnitude das alterações observadas. Por outro lado, o  $\Delta Fy 2$  diminuiu para apenas dois sujeitos (9,56% e 10,27%, para S6 e S7 respectivamente).

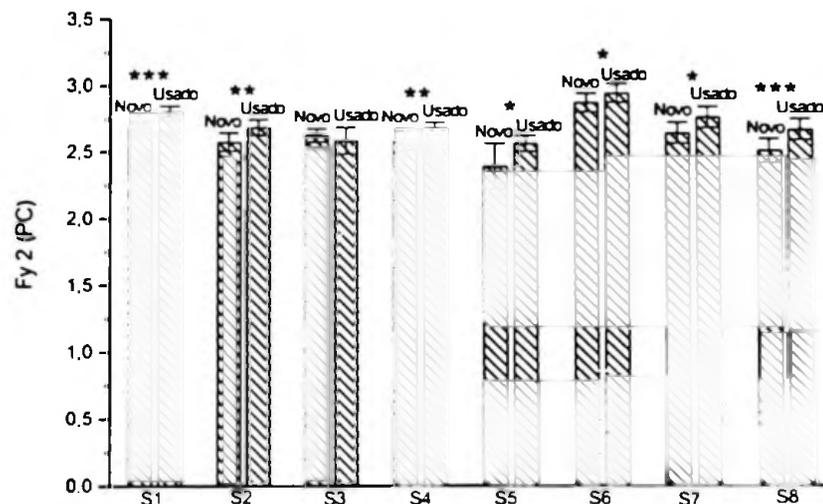


FIGURA 55 - Valores médios da Fy 2 no correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Algumas das variáveis analisadas mostraram-se sensíveis apenas para alguns dos sujeitos estudados. O S4 e o S8 foram os únicos sujeitos a apresentarem alterações para a Fy min, tendo sido observado uma redução da ordem de 13,64% e 23,50% para essa variável. Também como único sujeito, o S7 diminuiu em 15,00% o  $\Delta t Fy min$ . A Defl<sub>y</sub> aumentou de forma expressiva para o S1 (107,14%) e para o S2 (130,36%), sofrendo diminuição para o S4 (48,84%). O IC aumentou para o S7 (21,90%) e o S8 (85,51%), tendo entretanto diminuído para o S4 (7,03%).

TABELA 23 - Diferenças (%) calculadas entre as médias das variáveis referentes a componente horizontal da FRS, obtidas entre os estágios inicial (n=10) e final (n=10) para o correr dos oito sujeitos estudados (S1 a S8). Onde (↑) indica aumento e (↓) diminuição da variável em questão.

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
Fx min		↑ 97,06 (***)			↓ 38,89 (***)			↓ 20,34 (*)
Δt Fx min		↓ 54,10 (***)						
Fx max		↑ 19,23 (**)		↑ 26,67 (***)	↑ 46,43 (***)		↑ 17,65 (**)	↑ 45,45 (***)
Δt Fx max		↑ 11,25 (***)		↑ 3,37 (***)		↑ 2,73 (***)		
Imp_fren		↑ 100,00 (***)			↓ 50,00 (***)			↓ 33,33 (***)
Imp_prop	↑ 100,00 (*)				↑ 50,00 (***)			↑ 100,00 (***)
Rel_imp		↑ 74,70 (***)	↑ 51,81 (**)		↓ 72,90 (**)			↓ 61,09 (***)

Três dos sujeitos sofreram alteração para Fx min, sendo que o S5 e o S8 apresentaram redução de 38,89% e 20,34% respectivamente, e o S2 um expressivo aumento da ordem de 97,06% (FIGURA 56). Somente o S2 alterou o Δt Fx min em resposta ao desgaste do calçado, tendo o reduzido em 54,10%.

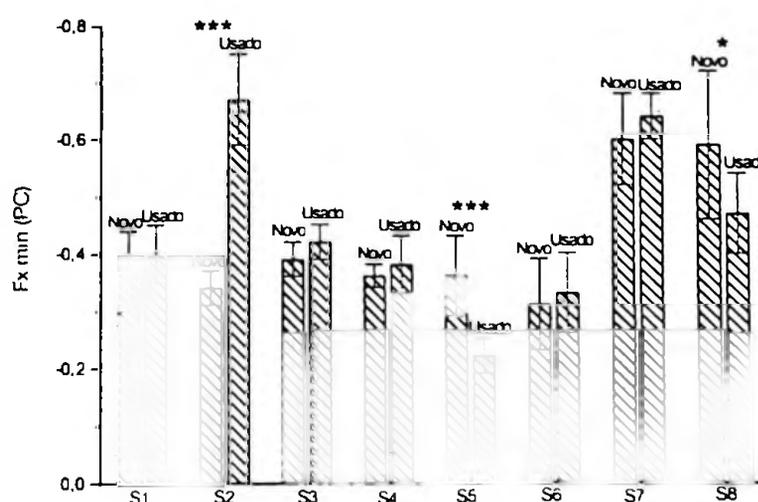


FIGURA 56 - Valores médios da Fx min para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

A Fx max (FIGURA 57) aumentou para o S2 (19,23%), o S4 (26,67%), o S5 (46,47%), o S7 (17,65%) e para o S8 (45,45%). Três sujeitos aumentaram o tempo para essa força, foram eles o S2 (11,25%), o S4 (3,37%), e o S6 (2,73%).

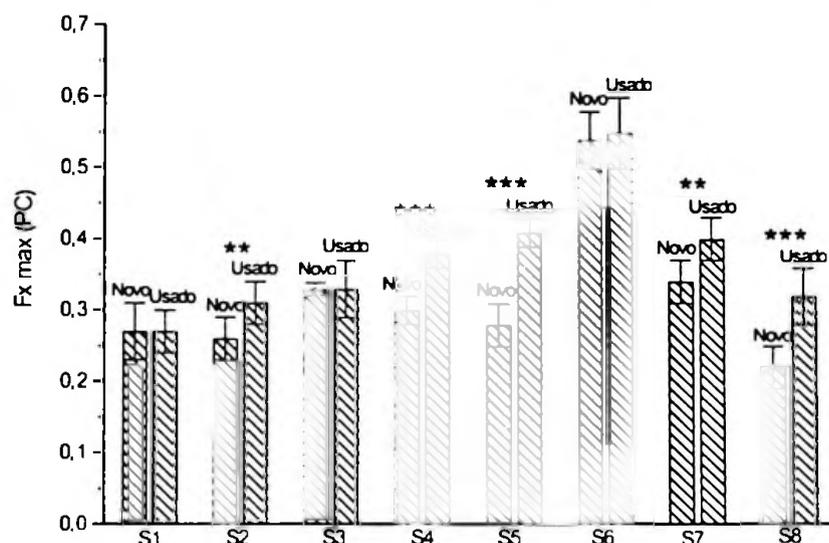


FIGURA 57 - Valores médios da Fx max para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

Expressivos e igualmente heterogêneos foram os resultados relativos ao Imp\_fren e ao Imp\_prop. O S2 aumentou em 100% o Imp\_fren, enquanto o S5 e S8 sofreram reduções de respectivamente 50,00 e 33,33% (FIGURA 58). Três sujeitos aumentaram o Imp\_prop (FIGURA 59), tendo o S1 aumentado-o em 100,00%, o S5 em 50,00%, e o S8 em 100,00% (CS). Em consequência desta situação, a Rel\_imp (FIGURA 60) aumentou para o S2 (74,70%) e o S3 (51,81%), e diminuiu para o S5 (72,90%) e o S8 (61,09%).

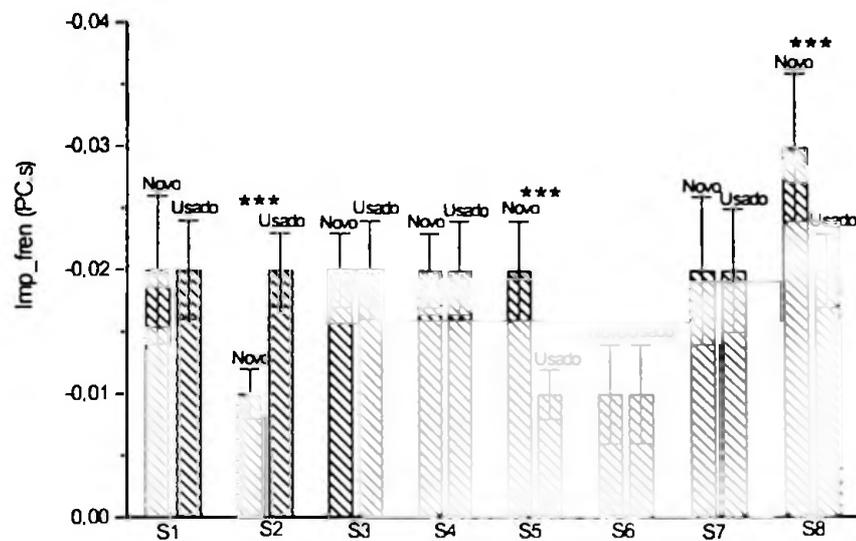


FIGURA 58 - Valores médios do Imp fren para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

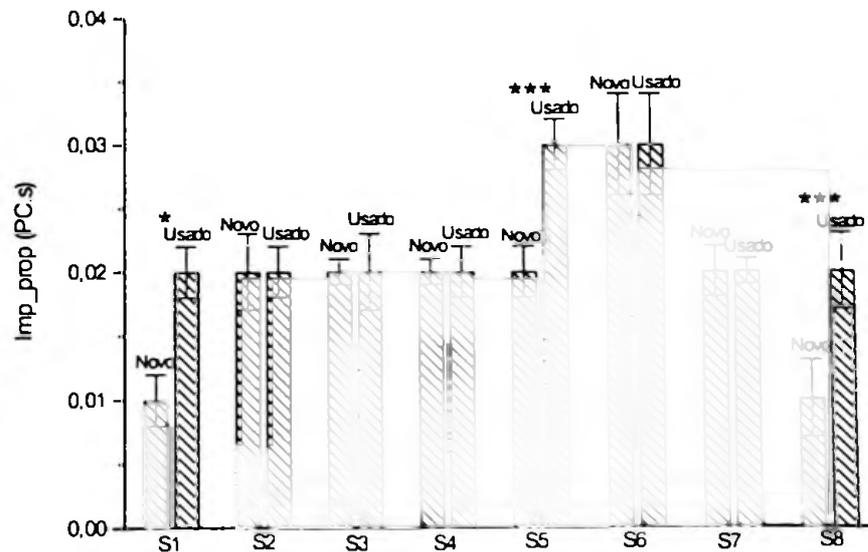


FIGURA 59 - Valores médios do Imp prop para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

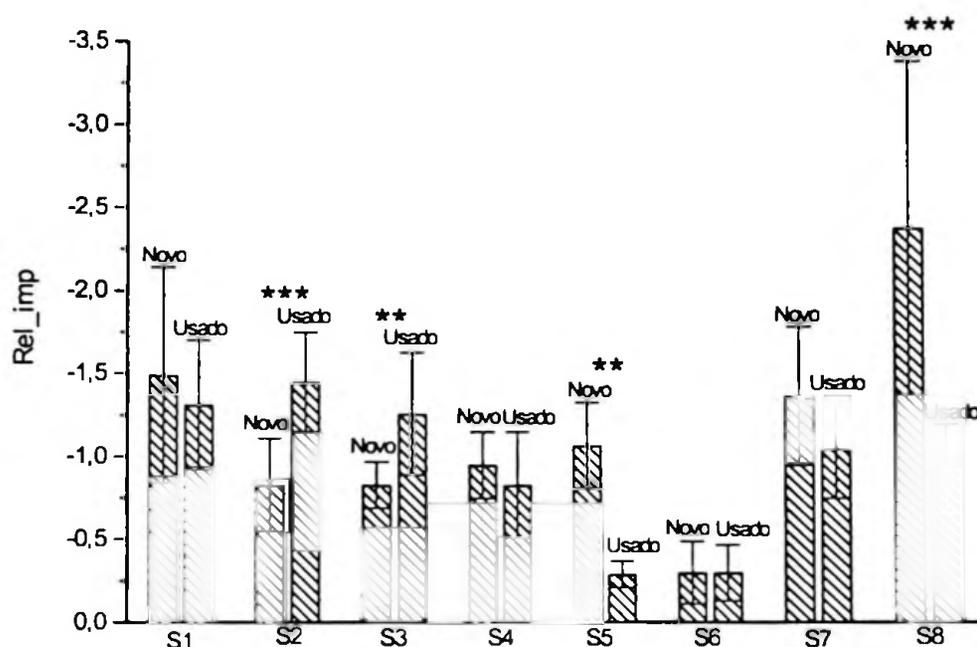


FIGURA 60 - Valores médios da Rel imp para o correr para os oito sujeitos estudados (S1 a S8) quando o calçado era novo após ter sofrido desgaste motivado pelo uso.

#### 4.5 Características dinâmicas e mecanismo de adaptação sem o uso do calçado.

As variáveis referentes a componente vertical da FRS para o andar com e sem o uso do calçado esportivo estão demonstradas na TABELA 24. Para a componente vertical, observou-se diferença significativa entre as duas condições estudadas para o  $\Delta t Fy 1$ , o  $\Delta t Fy \text{ min}$ , o  $Fy 2$ , o  $\Delta t Fy 2$ , o IC, o GC 2 e o  $Imp_y$ .

TABELA 24 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical (n=30) da FRS para o andar com e sem o uso do calçado.

Variáveis	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,57	(0,01)	0,53	(0,01)
Fy 1 (PC)	1,52	(0,08)	1,54	(0,14)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	20,36	(3,40) (**)	18,57	(1,17) (**)
Fy min (PC)	0,47	(0,10)	0,50	(0,16)
$\Delta t$ Fy min (%)	51,39	(1,97) (***)	49,64	(1,54) (***)
Fy 2 (PC)	1,24	(0,09) (**)	1,19	(0,09) (**)
$\Delta t$ Fy 2 (%)	78,36	(2,00) (**)	77,43	(2,01) (**)
Defl_y (PC)	1,03	(0,18)	1,04	(0,30)
IC (PC)	0,76	(0,18) (*)	0,69	(0,25) (*)
GC 1 (PC/%)	0,08	(0,01)	0,08	(0,01)
GC 2 (PC/%)	0,05	(0,00) (***)	0,04	(0,00) (***)
Imp_y (PC.s)	0,48	(0,01) (***)	0,46	(0,01) (***)

A literatura descreve (AMADIO & SERRÃO, 1997; AMADIO, LOBO DA COSTA, SACCO, SERRÃO, ARAÚJO, MOCHIZUKI & DUARTE, 1999) a ocorrência de apenas um pico na fase inicial do apoio, pico esse gerado em resposta ao contato do membro inferior com o solo. Pela FIGURA 61, que ilustra a curva média da Fy para o andar com e sem o uso do calçado, pode-se observar que os resultados obtidos são compatíveis com tal descrição. O característico primeiro pico da força vertical não apresentou diferença significativa do calçado ( $1,52 \pm 0,08$  xPC) para o descalço ( $1,54 \pm 0,14$  xPC), contrariando os resultados apresentados por CAVANAGH *et al.* (1981).

No entanto quando o movimento foi realizado sem o uso do calçado, observou-se a existência de um pico de força que antecede o pico característico do movimento. Tal fato já foi descrito em alguns estudos, dentre os quais se destacam os de CAVANAGH & LAFORTUNE (1980).

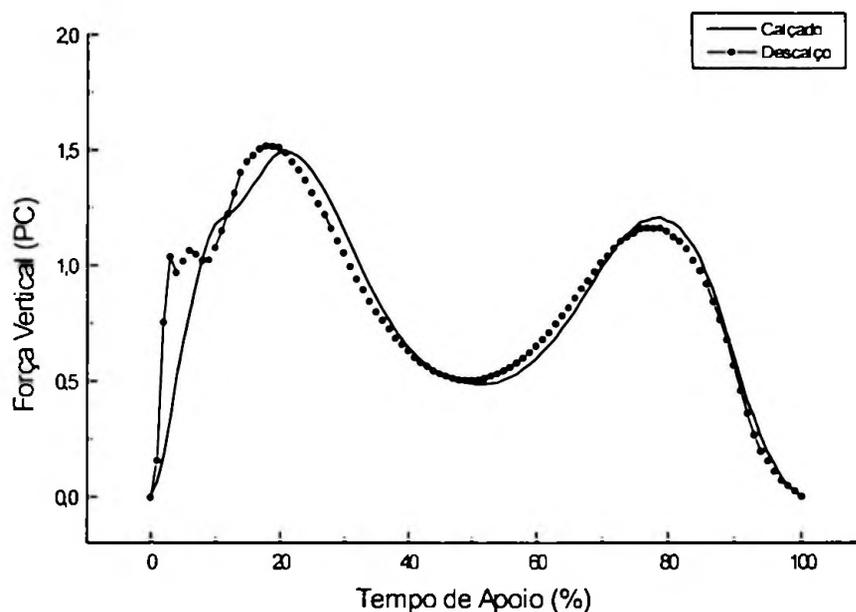


FIGURA 61 - Curva média de  $F_y$  ( $n=30$ ), calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o andar com e sem o uso do calçado.

Esse novo pico da força vertical apresentou magnitude de  $1,17 \pm 0,24 \times PC$  e foi aplicado num intervalo de tempo de apenas  $2,68 \pm 0,72\%$ . O fato de todos os sujeitos terem apresentado tal pico, como ilustra FIGURA 62, é digno de observação, considerando-se o caráter individual das respostas dinâmicas observadas nos experimentos 1 e 2. Aponta-se ainda a existência de um segundo novo pico na fase inicial do contato, cuja magnitude atingiu  $1,12 \pm 0,12 \times PC$  num intervalo de tempo igual a  $6,53 \pm 1,33\%$  foi constatado apenas para os sujeitos 2 e 3. Esses, assim como os demais resultados individuais são apresentados no ANEXO III.

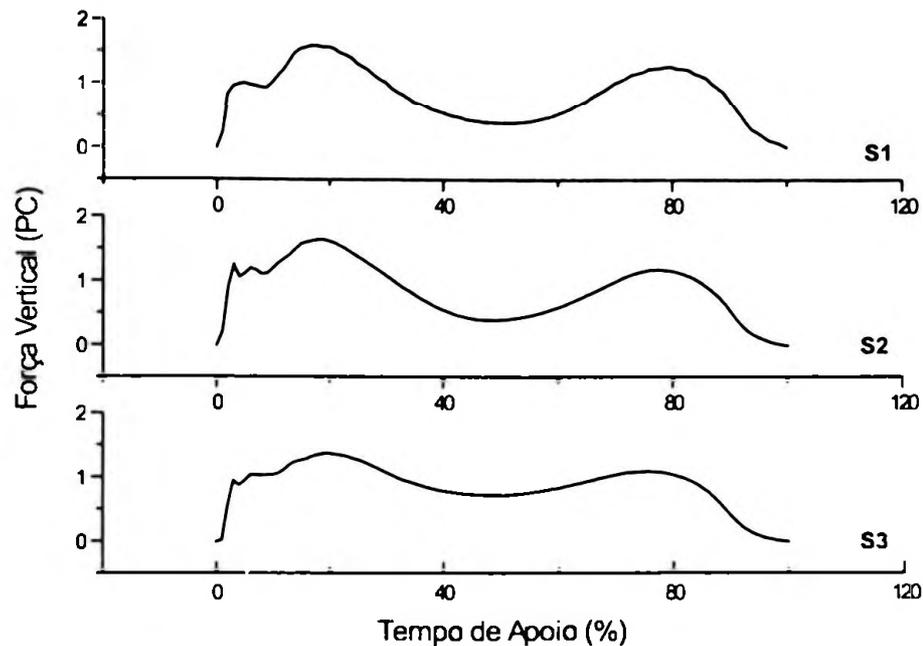


FIGURA 62 - Curva média de  $F_y$  ( $n=10$ ) para os sujeitos S1, S2 e S3 para o andar descalço.

Certamente, se as comparações entre as condições calçado e descalço tivessem sido baseadas nos resultados de  $F_y$  1 (calçado) e nos resultados dos novos picos observados, diferenças substanciais nas variáveis referentes à força vertical poderiam ter sido condicionadas. No entanto, não parece um procedimento adequado compará-los, tendo-se em consideração que se tratam de variáveis vinculadas a um mesmo evento, a desaceleração do membro inferior, porém distintos em suas características, especialmente as de cunho temporal.

Desta forma, pode-se dizer que ainda que o característico primeiro pico da força vertical não tenha apresentado diferença significativa nas condições estudadas, a presença de novos picos de força é fato digno de nota, especialmente em função de suas consideráveis magnitudes e reduzidos tempos de aplicação.

Tais dados sugerem que a marcha, caracterizada como uma atividade que gera moderada força em um intervalo de tempo muito maior do que o observado nos demais movimentos humanos (AMADIO & DUARTE, 1996), sofre um acréscimo em suas naturais demandas mecânicas quando é realizada sem o uso do calçado esportivo.

Mesmo tendo-se orientado as comparações das variáveis referentes a força vertical nos parâmetros oriundos de seu característico pico, observou-se que o  $\Delta t$  Fy 1 sofreu uma significativa redução do calçado ( $20,36 \pm 3,40\%$ ) para o descalço ( $18,57 \pm 1,17\%$ ). Tal resultado é bastante interessante, pois mostra que mesmo isolando-se aquele que parecia ser o efeito mais claro da ausência do calçado, o surgimento de novos picos de força, tem-se uma propagação do efeito para a Fy 1. A redução do tempo para a Fy 1 é mais uma evidência que reforça a proposição sobre o aumento da solicitação mecânica em função da ausência do calçado. A redução nesse tempo em função do calçado também é relatada por CAVANAGH *et al.* (1981).

Ainda que o tempo para Fy 1 tenha diminuído, a manutenção da magnitude dessa força faz com que o GC 1 ( $0,08 \pm 0,006$  PC/% no calçado contra  $0,08 \pm 0,010$  PC/% no descalço) não tenha sofrido alteração significativa. Tendo passado de  $1,03 \pm 0,18$  xPC no calçado para  $1,04 \pm 0,30$  xPC no descalço, o Defl\_y também não foi significativamente afetado, assim como a Fy min ( $0,47 \pm 0,10$  xPC e  $0,50 \pm 0,16$  xPC para o calçado e o descalço, respectivamente).

Mostraram-se ainda significativamente sensíveis ao uso do calçado, o  $\Delta t$  que diminuiu de  $0,57 \pm 0,01$  s no calçado para  $0,53 \pm 0,01$  s no descalço, o  $\Delta t$  Fy min que diminuiu de  $51,39 \pm 1,97\%$  para  $49,64 \pm 1,54\%$ , o Fy 2 que também diminuiu, passando de  $1,24 \pm 0,09$  xPC para  $1,19 \pm 0,09$  xPC, o tempo para essa força que diminuiu de  $78,36 \pm 2,00\%$  para  $77,43 \pm 2,01\%$ , o GC 2 que diminuiu de  $0,05 \pm 0,002$  PC/% para  $0,04 \pm 0,003$  PC/%, e o Imp\_y que diminuiu de  $0,48 \pm 0,01$  PC.s para  $0,46 \pm 0,01$  PC.s.

TABELA 25 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal (n=30) da FRS para o andar com e sem o uso do calçado.

Variáveis	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,33	(0,03)	-0,37	(0,07)
$\Delta t$ Fx min (%)	16,61	(1,93) (***)	12,03	(2,95) (***)
Fx max (PC)	0,30	(0,04)	0,30	(0,05)
$\Delta t$ Fx max (%)	85,89	(1,26)	85,68	(1,28)
Imp_fren (PC.s)	-0,04	(0,005)	-0,04	(0,008)
Imp_prop (PC.s)	0,03	(0,005)	0,03	(0,008)
Rel_imp	-1,22	(0,13)	-1,39	(0,25)

A análise dos resultados referentes às variáveis da componente horizontal (TABELA 25) evidência que as alterações ocorridas foram menos expressivas do que as demonstradas para a componente vertical.

Apenas o  $\Delta t F_x \text{ min}$  sofreu alteração significativa em função do calçado, tendo passado de  $16,61 \pm 1,93\%$  nessa situação para  $12,03 \pm 2,95\%$  na marcha realizada sem o uso do calçado. Apesar do aumento da  $F_x \text{ min}$  (FIGURA 63), que passou de  $-0,33 \pm 0,03 \text{ xPC}$  para  $-0,37 \pm 0,07 \text{ xPC}$ , este não foi significativo. Assim como a  $F_x \text{ min}$ , nenhuma outra variável sofreu alteração significativa. A típica variabilidade da fase de frenagem do movimento, conforme considerações feitas na discussão dos resultados dos experimentos 1 e 2, é outro fator que reforça as considerações sobre a manutenção das características força horizontal mesmo frente a ausência do calçado.

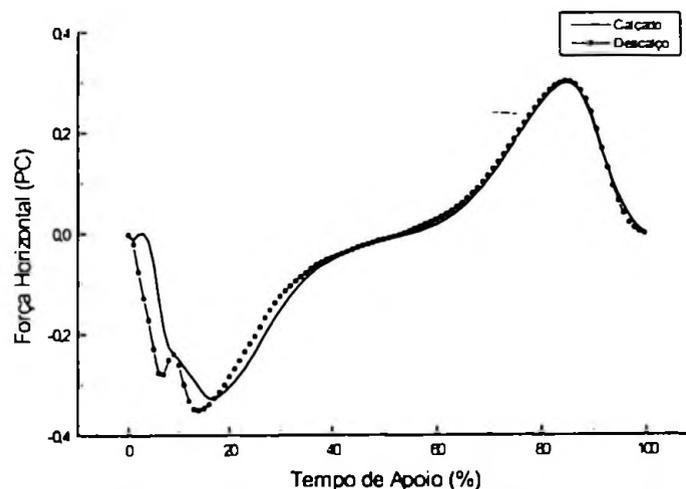


FIGURA 63 - Curva média de  $F_x$  ( $n=30$ ) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o andar com e sem o uso do calçado.

Na TABELA 26, são descritos os valores das variáveis referentes à componente vertical da FRS para o correr com e sem o uso do calçado. Seguindo a mesma tendência observada para o andar, diversas foram as variáveis que se mostraram sensíveis ao uso do calçado. Constatou-se diferenças significativas para o  $\Delta t F_y 1$ , a  $F_y \text{ min}$ , o  $\Delta t F_y \text{ min}$ , a  $\text{Defl}_y$ , o IC, o GC 1 e o GC 2.

TABELA 26 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente vertical (n=30) da FRS para o correr com e sem o uso do calçado.

Variáveis	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ (s)	0,22	(0,01)	0,22	(0,02)
Fy 1 (PC)	2,06	(0,26)	2,11	(0,23)
$\Delta t$ Fy 1 (%)	13,39	(3,77) (***)	4,71	(0,94) (***)
Fy min (PC)	1,67	(0,30) (***)	1,39	(0,25) (***)
$\Delta t$ Fy min (%)	20,59	(2,40) (***)	7,07	(0,92) (***)
Fy 2 (PC)	2,34	(0,33)	2,36	(0,23)
$\Delta t$ Fy 2 (%)	40,69	(4,42)	40,51	(2,93)
Defl_y (PC)	0,40	(0,19) (***)	0,62	(0,33) (***)
IC (PC)	0,67	(0,15) (***)	0,94	(0,19) (***)
GC 1 (PC/%)	0,16	(0,04) (***)	0,45	(0,14) (***)
GC 2 (PC/%)	0,12	(0,03) (***)	0,07	(0,01) (***)
Imp_y (PC.s)	0,32	(0,03)	0,33	(0,03)

O tempo de apoio não foi significativamente afetado pelo uso do calçado ( $0,22 \pm 0,01$  s e  $0,22 \pm 0,02$  s para o calçado e o descalço, respectivamente), resultado oposto ao apontado por STOCKTON & DYSON (1998) que relatam redução do tempo em resposta à corrida realizada sem o uso do calçado esportivo. Vale lembrar que o tempo de apoio sofreu influência significativa do calçado quando da análise da marcha.

A Fy 1 não se alterou significativamente em função do uso do calçado ( $2,06 \pm 0,26$  xPC contra  $2,11 \pm 0,23$  xPC), entretanto houve expressiva redução do tempo para atingir essa força que passou de  $13,39 \pm 3,77\%$  para  $4,71 \pm 0,94\%$ . Ainda que a diferença para a Fy 1 não tenha sido significativa, indo portanto de encontro aos resultados apontados nos estudos de CLARKE *et al.* (1983a), KOMI *et al.* (1987a), STOCKTON & DYSON (1998), a observada diferença para o  $\Delta t$  Fy 1 esta em acordo com os resultados desses estudos.

Ainda que a redução de  $1,67 \pm 0,30$  xPC para  $1,39 \pm 0,25$  xPC na Fy min tenha sido significativa, ela não foi tão expressiva quanto a redução no tempo para atingir essa força que era de  $20,59 \pm 2,40\%$  e passou para  $7,07 \pm 0,92\%$ , também reportada por STOCKTON & DYSON (1998). Em decorrência das alterações nos tempos para Fy 1 e a para a Fy min em função do uso do calçado, foram constatadas alterações também para a Defl\_y ( $0,40 \pm 0,19$  xPC contra  $0,62 \pm 0,33$  xPC), para o IC

( $0,67 \pm 0,15$  xPC contra  $0,94 \pm 0,19$  xPC), para o GC1 ( $0,16 \pm 0,04$  PC/% contra  $0,45 \pm 0,14$  PC/%) e para o GC2 ( $0,12 \pm 0,03$  PC/% contra  $0,07 \pm 0,01$  PC/%).

Na corrida sem o uso do calçado, além do primeiro pico da força vertical apresentar-se num intervalo de tempo muito menor do que o esperado, um novo pico entre o Fy 1 e o Fy 2, é gerado. Tal pico que pode até mesmo ser observado na curva média apresentada na FIGURA 64, teve magnitude de  $1,75 \pm 0,23$  xPC e tempo de aplicação de  $11,03 \pm 1,55\%$ . Interessante observar que ainda que esse novo pico tenha apresentado magnitude inferior ao Fy 1 medido na corrida com o calçado ( $2,06 \pm 0,26$  xPC), ele surge mais cedo do que ele ( $13,39 \pm 3,77\%$  para o Fy 1 contra  $11,03 \pm 1,55\%$  para o novo pico).

Outro fato que merece destaque é a consistência desse evento. O surgimento desse novo pico não foi um evento ocasional, tendo sido observado no movimento dos três sujeitos estudados, conforme as curvas médias da Fy para cada um dos sujeitos (FIGURA 65).

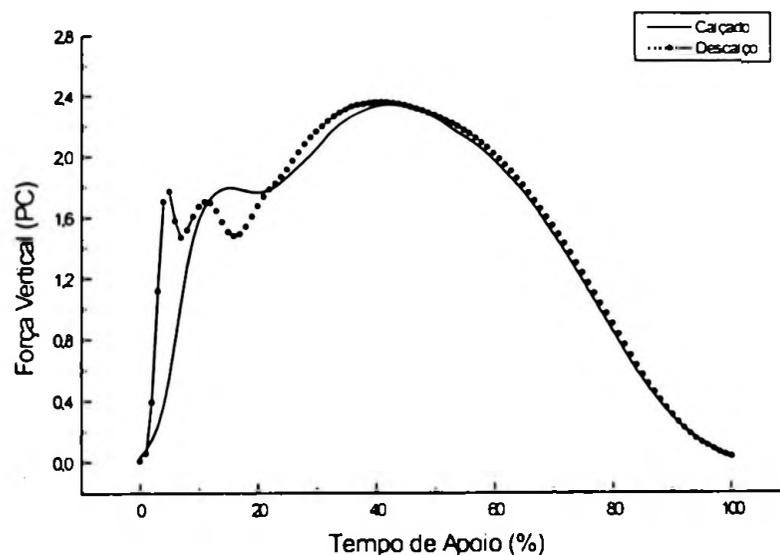


FIGURA 64 - Curva média de Fy (n=30) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o correr com e sem o uso do calçado.

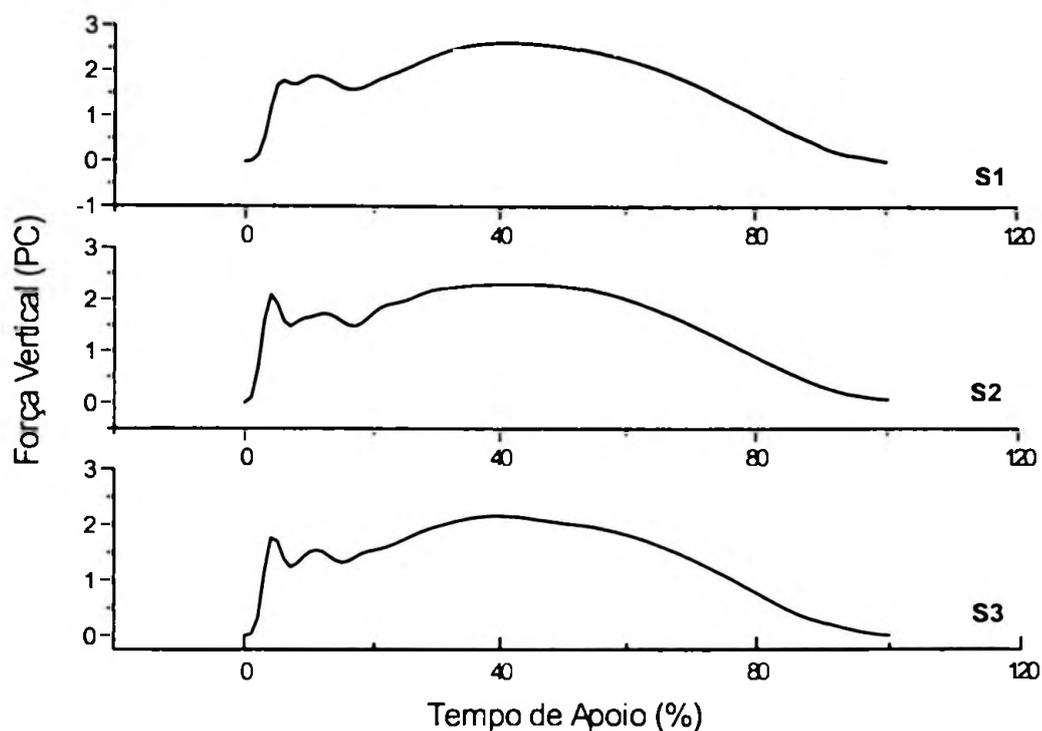


FIGURA 65 - Curva média de  $F_y$  ( $n=10$ ) para os sujeitos S1, S2 e S3 para o correr descalço.

Vale lembrar que comportamentos individuais extremamente particulares foram observados nos experimentos 1 e 2, sugerindo uma adaptação ao calçado sujeito dependente. Tal condição não foi observada na comparação do calçado com o descalço, quando todos os sujeitos apresentaram comportamentos semelhantes para as alterações nas magnitudes dos picos da força vertical. Vale lembrar que tais alterações foram, dentre as observadas, as de maior expressão, pois delas decorreram grande parte das demais alterações observadas em função da ausência do calçado. Deve-se atentar ainda para o fato delas serem observadas de forma semelhante para todos os indivíduos, não só na corrida como também na marcha.

TABELA 27 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) das variáveis selecionadas da componente horizontal (n=30) da FRS para o correr com e sem o uso do calçado.

Variáveis	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
Fx min (PC)	-0,46	(0,11) (***)	-0,53	(0,09) (***)
$\Delta t$ Fx min (%)	26,31	(3,07) (***)	22,91	(5,61) (***)
Fx max (PC)	0,28	(0,04)	0,27	(0,06)
$\Delta t$ Fx max (%)	75,69	(2,00)	76,65	(3,09)
Imp_fren (PC.s)	-0,03	(0,010) (***)	-0,04	(0,008) (***)
Imp_prop (PC.s)	0,01	(0,006)	0,01	(0,005)
Rel_imp	-2,34	(1,36) (**)	-3,19	(1,47) (**)

Para as variáveis referentes à componente horizontal, a Fx min, o  $\Delta t$  Fx min, o Imp\_fren, e a Rel\_imp mostraram-se sensíveis ao uso do calçado (TABELA 27).

A Fx min aumentou de  $-0,46 \pm 0,11$  xPC no calçado para  $-0,53 \pm 0,09$  xPC no descalço, sendo que o tempo para atingir esta força sofreu redução de  $26,31 \pm 3,07\%$  para  $22,91 \pm 5,61\%$  nessas condições. A dificuldade em relacionar tal alteração ao calçado deve-se novamente a variabilidade que caracteriza a força horizontal na fase de frenagem do movimento, conforme considerações tecidas na discussão dos resultados dos experimentos 1 e 2.

O Imp\_fren e o Rel\_imp também sofreram aumento do calçado para o descalço, tendo passado de  $-0,03 \pm 0,010$  PC.s para  $-0,04 \pm 0,008$  PC.s, e de  $-2,34 \pm 1,36$  para  $-3,19 \pm 1,47$ , respectivamente. A curva média para a componente horizontal da força para o correr com e sem o uso do calçado é apresentada na FIGURA 66.

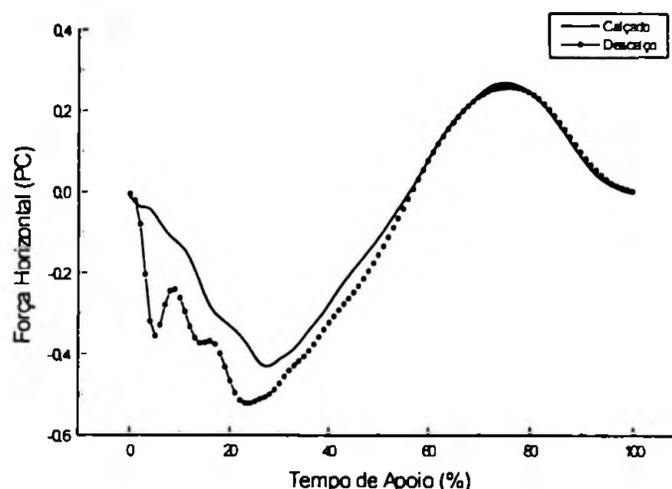


FIGURA 66 - Curva média de Fx (n=30) calculada a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, para o correr com e sem o uso do calçado.

Tanto os resultados obtidos no andar quanto no correr, parecem apontar sistematicamente para um aumento da solicitação mecânica em resposta ao movimento realizado sem o uso do calçado. O surgimento de novos picos de força vertical atingidos em intervalos de tempo muito pequenos, associados a redução do tempo dos picos característicos do movimento são condições que, inequivocamente, apontam para o aumento da solicitação mecânica em função da ausência do calçado.

Provavelmente, tal condição seja causada pela ausência dos materiais presentes na entressola e sola do calçado, cuja deformação durante a fase inicial do contato contribui na desaceleração do membro inferior. Na ausência do calçado, enquanto estrutura de interface entre o solo e o aparelho locomotor, o calcâneo passa a ser o primeiro elemento de contato. Tal região do pé, composta basicamente por uma estrutura óssea envolta num coxim gorduroso (CAVANAGH, VALIANT & MISEVICH, 1984), parece não atingir o mesmo desempenho quando desprovido da proteção do calçado esportivo.

#### 4.6 Respostas eletromiográficas frente aos mecanismos de adaptação sem o uso do calçado.

O padrão temporal de atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* para o andar com e sem o uso do calçado é ilustrado nas FIGURAS 67 e 68, respectivamente. Como podem ser observados nessas ilustrações, a maior atividade do *m. gastrocnemius* ocorre durante a fase de propulsão do movimento, enquanto a maior atividade do *m. vastus lateralis* ocorre na fase inicial de contato, durante a fase de propulsão do movimento, em ambas as condições estudadas.

Segundo RAB (1994), o *m. vastus lateralis* apresenta sua maior atividade na fase inicial do apoio objetivando inicialmente a estabilização do segmento nos primeiros momentos do contato e a posterior desaceleração do corpo. A ação do *m. gastrocnemius* é tardia em relação a do *m. vastus lateralis*, ainda que sua função seja semelhante, controlar os movimentos do pé e, posteriormente, contribuir na propulsão através da flexão plantar.

A comparação entre as descrições da literatura e os resultados obtidos aponta para a manutenção do padrão de ativação temporal dos referidos músculos na marcha realizada sem o uso do calçado.

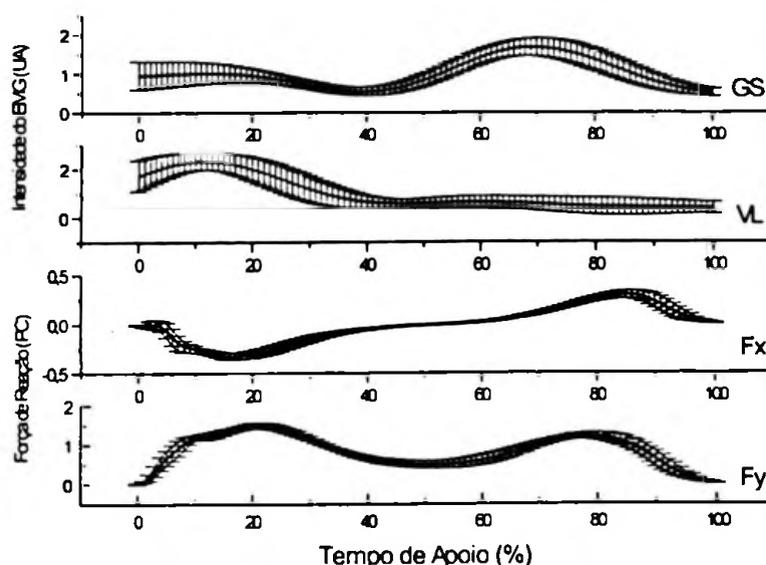


FIGURA 67 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da Fy (n=30) e da Fx (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados.

Ainda que o padrão temporal de atividade desses músculos pareça não ter sido afetado pelo uso do calçado, uma análise quantitativa mais apurada evidencia a existência de uma interessante alteração. Tomando-se como referência o tempo de ocorrência do pico de maior atividade de ambos os músculos no andar calçado e descalço (TABELA 28), pode-se constatar tal alteração.

TABELA 28 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) do tempo para atingir a máxima atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* (n=30) para o andar com e sem o uso do calçado.

	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ para o <i>m. vastus lateralis</i> (%)	11,85	(5,27) (***)	7,69	(5,50) (***)
$\Delta t$ para o <i>m. gastrocnemius</i> (%)	69,44	(2,93) (**)	50,65	(27,67) (**)

O pico de atividade do *m. vastus lateralis*, quando a marcha foi realizada com o calçado, ocorreu aos  $11,85 \pm 5,27\%$  do tempo de apoio, sendo que quando o movimento foi realizado sem o uso do calçado este pico ocorreu aos  $7,69 \pm 5,50\%$ , evidenciando uma antecipação do tempo para a máxima atividade, que se mostrou significativa. O mesmo comportamento é observado para o *m. gastrocnemius*, que antecipou sua atividade de modo significativo de  $69,44 \pm 2,93\%$  para  $50,65 \pm 27,67\%$ , em função do uso do calçado.

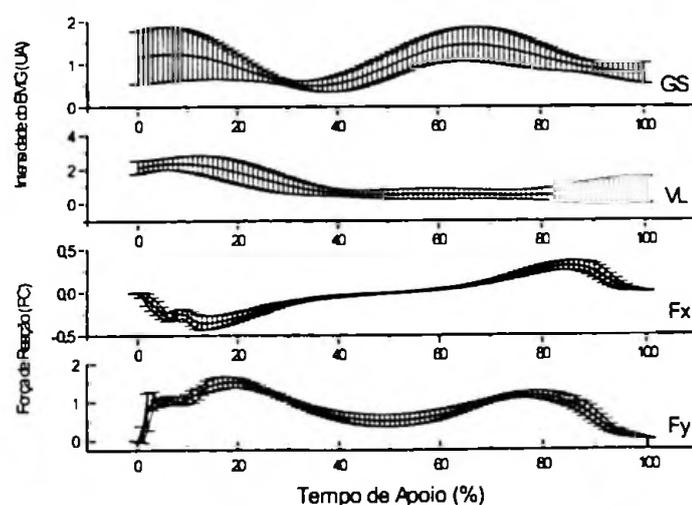


FIGURA 68 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da  $F_y$  (n=30) e da  $F_x$  (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando descalços.

A tendência de antecipar o pico de atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* em resposta à ausência do calçado no andar, pode ser observada nas FIGURAS 69 e 70 que apresenta conjuntamente o padrão de atividade desses músculos nas duas condições estudadas.

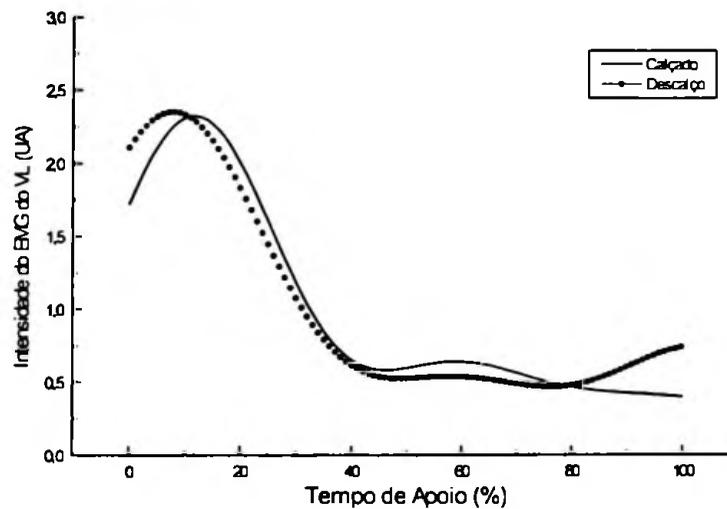


FIGURA 69 - Envoltório linear médio do *m. vastus lateralis* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados e descalços.

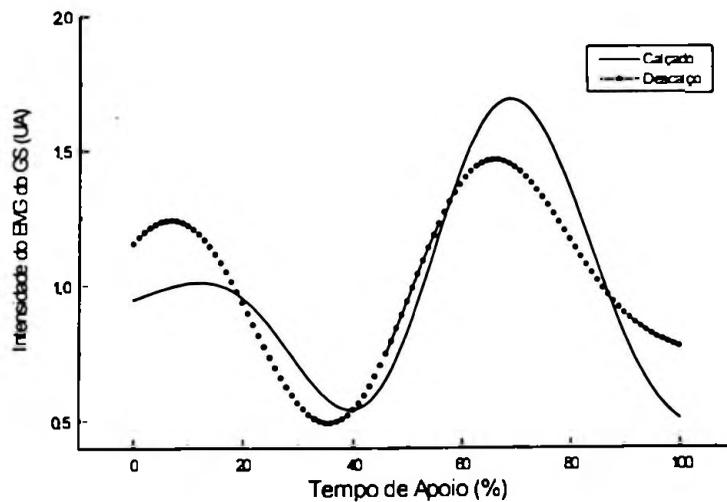


FIGURA 70 - Envoltório linear médio do *m. gastrocnemius* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, andando calçados e descalços.

O padrão temporal de atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* para a corrida com e sem o uso do calçado são ilustrados nas FIGURAS 71 e 72, respectivamente. A partir delas é possível observar que o *m. vastus lateralis* continua apresentando sua maior atividade durante a fase inicial do apoio, enquanto a atividade do *m. gastrocnemius* se prolonga da fase inicial de frenagem até parte da fase de propulsão do movimento. O comportamento dos músculos estudados é compatível com as descrições da literatura em ambas as condições.

O *m. vastus lateralis* apresenta sua maior atividade na fase de frenagem do movimento. Segundo McCLAY, LAKE & CAVANAGH (1990), o *m. vastus lateralis* encerra sua ação aproximadamente 20 ms após a fase de máxima de flexão do joelho, evento que marca o final da fase de frenagem. Durante todo o tempo restante de extensão, que segundo os autores chegou a durar até 150 ms, nenhuma atividade muscular foi registrada. Tais dados sugerem que o objetivo da ação do *m. vastus lateralis* na fase inicial do apoio é contribuir na desaceleração do membro inferior, numa ação muito semelhante a desempenhada na marcha. Resultados semelhantes são descritos por ELLIOT & BLANKSBY (1979) e MERO, KOMI & GREGOR (1992).

A ausência de atividade de um músculo extensor, como é o *m. vastus lateralis*, justamente na fase de extensão do segmento no qual atua não deixa de ser um fato surpreendente. Ainda que não exista uma resposta definitiva para este paradoxo, diversos autores sugerem que o mecanismo de acúmulo e restituição de energia elástica pelos músculos esqueléticos seriam a explicação mais lógica para o comportamento exibido não somente pelo *m. vastus lateralis*, como também por grande parte dos músculos extensores que atuam no membro inferior (KOMI, 1980, 1992; MERO & KOMI, 1987).

O *m. gastrocnemius* mantém-se ativo durante grande parte da fase de contato. Na fase inicial do apoio sua atividade objetiva a desaceleração horizontal da perna por intermédio de uma ação excêntrica. Tão logo o movimento da perna tenha sido controlado, o *m. gastrocnemius* passa a se dedicar, agora por intermédio de uma ação concêntrica, à flexão plantar, tarefa essa voltada para a propulsão do corpo McCLAY *et al.*, 1990; MERO *et al.*, 1992).

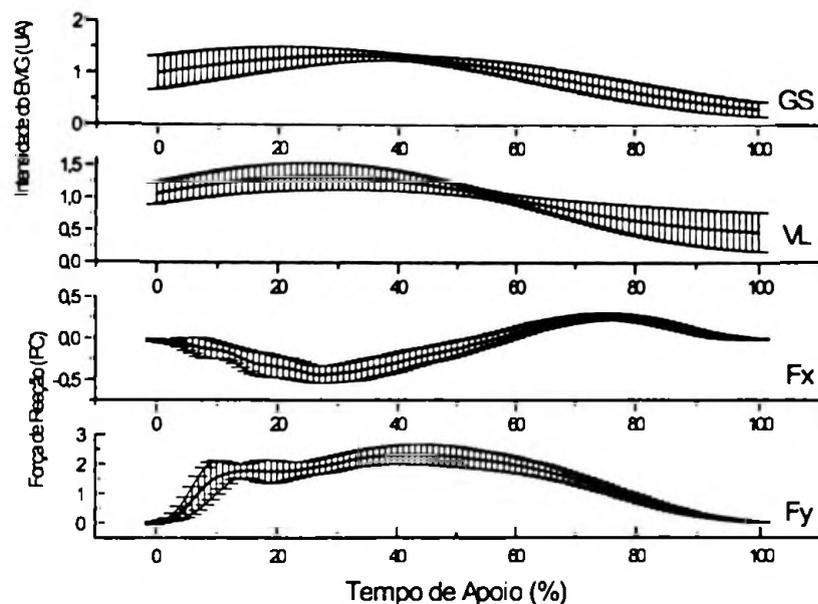


FIGURA 71 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da Fy (n=30) e da Fx (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados.

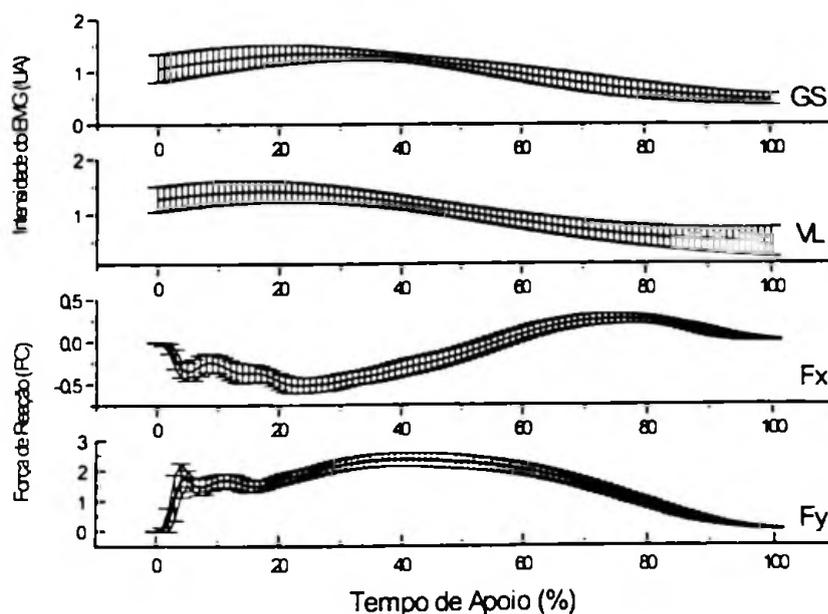


FIGURA 72 - Média e desvio padrão do envoltório linear do *m. vastus lateralis* (n=30) e do *m. gastrocnemius* (n=30), e curva média e desvio padrão da Fy (n=30) e da Fx (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo descalços.

TABELA 29 - Média ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão (DP) do tempo para atingir a máxima atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* (n=30) para o correr com e sem o uso do calçado.

	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ para o <i>m. vastus lateralis</i> (%)	29,23	(9,21) (***)	19,00	(9,84) (***)
$\Delta t$ para o <i>m. gastrocnemius</i> (%)	32,63	(12,49)	28,81	(11,41)

Da mesma forma como apontado para o andar, a atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* também parece ter sido antecipada em reposta à ausência do calçado. O *m. vastus lateralis* (FIGURA 73), atingiu sua maior atividade aos  $29,23 \pm 9,21\%$  do tempo de apoio na corrida com o calçado e em  $19,00 \pm 9,84\%$  na corrida descalça, diferença essa significativa. Para o *m. gastrocnemius* (FIGURA 74), ainda que o tempo para atingir a máxima atividade também tenha sido menor no descalço do que no calçado ( $32,63 \pm 12,49\%$  e  $28,81 \pm 11,41\%$ , para o calçado e o descalço, respectivamente), a diferença não se caracterizou como significativa ( $p=0,251$ ).

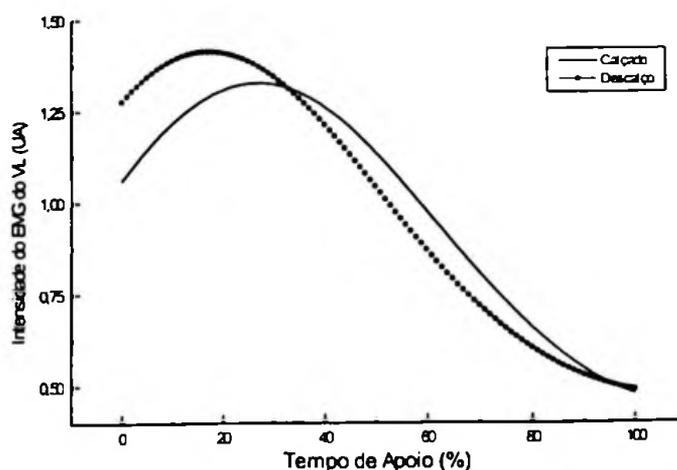


FIGURA 73 - Envoltório linear médio do *m. vastus lateralis* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados e descalços.

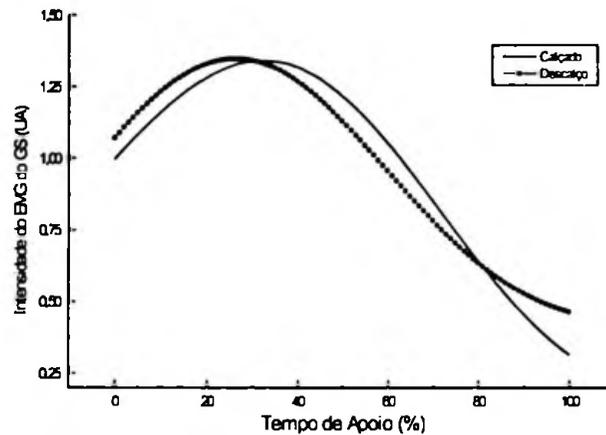


FIGURA 74 - Envoltório linear médio do *m. gastrocnemius* (n=30), calculados a partir dos resultados dos três sujeitos estudados, correndo calçados e descalços.

Não se observou no experimento 3 significativas diferenças entre os resultados dos três sujeitos estudados para os parâmetros referentes a atividade eletromiográfica. A tendência de antecipar o pico de atividade do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* no andar e no correr descalços, foi apresentada por todos os sujeitos estudados. A única exceção foi observada para a atividade do *m. gastrocnemius* do sujeito 3, durante a corrida (FIGURA 75). Nesse caso, o pico de atividade do músculo foi mais tardio na corrida descalça.

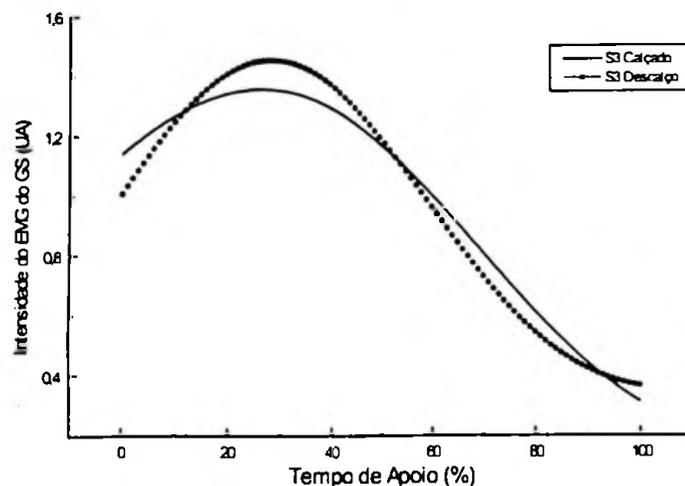


FIGURA 75 - Envoltório linear médio do *m. gastrocnemius* (n=10) para o S3 para o correr com e sem o uso do calçado.

Considerando-se que o músculo esquelético exerce papel primordial no controle do estresse mecânico gerado pelo movimento humano, o comportamento do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius*, cujo picos de atividade foram antecipados em resposta à locomoção realizada sem o uso do calçado, parece evidenciar o esforço do aparelho locomotor em proteger suas estruturas nessa circunstância, na qual a solicitação mecânica sofre considerável aumento. Este esforço em prol da manutenção da integridade das estruturas biológicas já havia sido descrita por KOMI *et al.* (1987a), que destacam aumento da pré-atividade na corrida sem o calçado esportivo. Ainda que as relações assumam caráter circunstancial, não se pode desconsiderar que tais evidências reforçam a possibilidade do aparelho locomotor adaptar-se a realização do movimento sem o uso do calçado.

#### 4.7 Respostas da variação angular para a articulação do joelho na locomoção com e sem o uso do calçado.

Os dados referentes à variação angular para o joelho na marcha e na corrida, realizadas nas duas condições experimentais em questão, estão ilustrados nas TABELAS 30 e 31 respectivamente.

TABELA 30 - Valores médios (n=30) relativos à variação angular para a articulação do joelho na marcha realizada com e sem o uso do calçado.

	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ para a máxima flexão	24,33	(0,58)	22,67	(3,05)
Variação angular na frenagem (graus)	19,63	(4,68)	18,31	(2,69)
Variação angular na propulsão (graus)	23,28	(8,19)	23,78	(8,41)

O  $\Delta t$  para a máxima flexão foi de  $24,33 \pm 0,58\%$  para o andar calçado e de  $22,67 \pm 3,05\%$  para o andar descalço, não sendo significativa ( $p=0,370$ ) a referida diferença. A variação angular na fase de frenagem não sofreu influência significativa ( $p=0,577$ ) do calçado ( $19,63 \pm 4,68^\circ$  contra  $18,31 \pm 2,69^\circ$ , no calçado e no descalço, respectivamente). Os resultados para a fase de propulsão ( $23,28 \pm 8,19^\circ$  calçado,

contra  $23,78 \pm 8,41^\circ$  descalço) também não foram significativamente diferentes ( $p=0,839$ ).

A inexistência de alterações significativas na variação angular do joelho em resposta ao uso do calçado difere dos relatos de CAVANAGH *et al.* (1981) e CLARKE *et al.* (1983a) que descrevem uma maior flexão do joelho para marcha realizada sem o uso do calçado.

TABELA 31 - Valores médios (n=30) relativos à variação angular para a articulação do joelho na corrida com e sem o uso do calçado.

	Calçado		Descalço	
	$\bar{x}$	DP	$\bar{x}$	DP
$\Delta t$ para a máxima flexão	41,00 (11,53)		29,00 (6,93)	
Variação angular na frenagem (graus)	25,14 (5,75)		24,62 (5,19)	
Variação angular na propulsão (graus)	17,82 (4,59)		16,80 (2,18)	

Assim como observado para o andar, na corrida nenhuma das variáveis selecionadas mostrou diferença significativa na comparação entre o calçado e descalço. Apesar da considerável diferença entre o  $\Delta t$  para a máxima flexão no calçado ( $41,00 \pm 11,53\%$ ) e no descalço ( $29,00 \pm 6,93\%$ ), ela não foi significativa ( $p=0,251$ ). A variação angular na fase de frenagem foi de  $25,14 \pm 5,75^\circ$  na corrida com o calçado e de  $24,62 \pm 5,19^\circ$  na corrida sem o calçado, diferença essa que também não foi significativa ( $p=0,586$ ). Para a fase de propulsão os valores foram de  $17,82 \pm 4,59^\circ$  (calçado) e  $16,80 \pm 2,18^\circ$  (descalço), e novamente não foram significativamente distintos ( $p=0,561$ ).

#### **4.8 Estudo da variabilidade dos parâmetros dinâmicos e eletromiográficos para a locomoção com e sem o uso do calçado.**

Conforme apontam os resultados discutidos, a ausência do calçado pode produzir algumas alterações em determinadas variáveis estudadas. Tal fato sugere que a natural variabilidade do movimento também pode ser afetada pela ausência do

calçado. O coeficiente de variação (CV) foi a ferramenta utilizada para viabilizar tal análise.

TABELA 32 - Coeficiente de variação do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* calculados para o andar (n=30) e o correr (n=30) nas condições calçado e descalço.

	CV para o andar (%)		CV para o correr (%)	
	Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
<i>m. vastus lateralis</i>	37,6	46,3	19,4	18,5
<i>m. gastrocnemius</i>	21,8	35,1	19,1	16,4

A TABELA 32 apresenta os valores médios do CV calculados para a atividade eletromiográfica do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius*. Para o andar calçado, o CV para o *m. vastus lateralis* foi de 37,6% no andar calçado e de 46,3% no descalço; para a corrida os valores foram menores do que os observados no andar (19,4% contra 18,5%) porém igualmente próximos. Para o *m. gastrocnemius*, observou-se uma considerável diferença entre o CV para o andar calçado (21,8%) e o descalço (35,1%), no entanto a diferença volta a ser bastante discreta considerando-se os valores obtidos para a corrida (19,1% contra 16,4%).

Para as componentes vertical e horizontal da FRS (TABELA 33), observou um CV da ordem de 12,8% para o andar calçado e 15,4% para o descalço, enquanto para o correr o CV foi de 19,2% e 14,0% nessas condições. Para a força horizontal, cuja variação é reconhecidamente maior do que a vertical (WINTER, 1991), obteve-se CVs da ordem de 26,4% e 30,3% para o andar com e sem o uso do calçado, e da ordem de 44,5% e 34,4% para o correr nessas situações.

TABELA 33 - Coeficiente de variação da  $F_y$  e da  $F_x$  calculados para o andar (n=30) e o correr (n=30) nas condições calçado e descalço.

	CV para o andar (%)		CV para o correr (%)	
	Calçado	Descalço	Calçado	Descalço
$F_y$	12,8	15,4	19,2	14,0
$F_x$	26,4	30,3	44,5	34,4

Posto que algumas diferenças, especialmente as observadas para o *m. vastus lateralis* e o *m. gastrocnemius* nas duas condições estudadas, possam parecer expressivas, deve-se considerar que tais flutuações encontram-se dentro das expectativas de variação para a atividade muscular. KADABA *et al.* (1989), estudando a variabilidade existente entre diferentes repetições da locomoção, encontraram CV de  $56 \pm 8\%$  para o *m. vastus lateralis* e  $53 \pm 8\%$  para o *m. gastrocnemius*. Ainda que o tratamento matemático do sinal possa exercer interferência na magnitude do CV, como consideram os próprios autores e também ARAÚJO (1998), pode-se considerar que as diferenças observadas neste estudo parecem tratar-se de flutuações naturais da ação muscular e não um comportamento motivado pela ação do calçado.

A mesma consideração pode ser aplicada aos dados da FRS. WINTER (1991) atribui como característica variação para o andar, aquelas flutuações que ficam entre 10% para a componente vertical e 21% para a componente horizontal. Embora os valores obtidos neste estudo sejam maiores do que os descritos pelo autor, especialmente os relacionados à força horizontal, deve-se destacar que eles não são acentuadamente distintos. O fato dos CVs terem sido maiores não deve causar estranheza tendo-se em consideração que eles foram obtidos para a força horizontal, cujo comportamento é reconhecidamente variável. Desta forma, também para os dados referentes à FRS parece não haver evidências suficientes para creditar ao calçado a capacidade de influenciar a natural variabilidade do movimento.

## **5 LIMITAÇÕES METODOLÓGICAS DO PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**

As características dos procedimentos metodológicos determinaram condições que podem ter influenciado significativamente os resultados e, conseqüentemente, as discussões apresentadas. Ainda que as limitações sejam comuns a todos os procedimentos experimentais e até certo ponto sejam inevitáveis, torna-se indispensável descrevê-las cuidadosamente, a fim de evitar que imponham imprecisões passíveis de serem incorretamente interpretadas como reais expressões

do fenômeno em questão. As mais importantes limitações dos experimentos são descritas a seguir.

### **5.1 Efeito retroativo**

Todas as coletas de dados desta tese foram realizadas em ambiente de laboratório. As restrições impostas pelo ambiente e principalmente pelas condições de coleta podem causar alterações no padrão de movimento, que em situação ideal, deveria manter-se absolutamente inalterado. A estas alterações dá-se o nome de efeito retroativo.

Considerando-se não ser possível a realização de coletas isentas de efeito retroativo, a plataforma de força é um dos instrumentos que impõe menor efeito retroativo. Desta forma, nos experimentos 1 e 2, o estresse físico e as possíveis restrições de mobilidade foram minimizadas pela ausência da utilização de cabos e instrumentos que devessem ser transportados pelos sujeitos. Por outro lado, a utilização do eletrogoniômetro associado à do eletromiógrafo pode ter imposto um efeito retroativo mais expressivo nos dados referentes ao experimento 3, quando esses instrumentos foram utilizados.

Embora não represente uma solução definitiva para o problema, os sujeitos tiveram oportunidade de vivenciar as condições de coleta antes que elas fossem efetivamente realizadas como forma de reduzir a influência dessa importante fonte de erro.

### **5.2 Condições de coleta experimental e avaliação**

Como todas as coletas realizadas foram executadas em ambiente de laboratório, deve-se ressaltar que nessa circunstância a amostra experimental não reproduz com exatidão as condições disponíveis quando da execução do gesto em situação real. As alterações na estrutura do movimento, motivadas pela mudança em seu ambiente característicos também são expressões do efeito retroativo. Dentre as suas causas pode-se destacar as perturbações impostas pelos procedimentos metodológicos utilizados, conforme considerações tecidas no item anterior, assim

como as significativas alterações nos fatores motivacionais, que fazem com que o movimento realizado em ambiente de laboratório não seja conduzido com o mesmo empenho empregado nas atividades de treinamento e principalmente nas de competição.

### **5.3 Protocolo de indução de fadiga**

Apesar do desgaste imposto aos calçados ter sido controlado por intermédio do protocolo de acompanhamento, certamente o estresse mecânico a eles imposto não foi rigorosamente igual.

Para os calçados de corrida, embora se tenha monitorado a distância percorrida, assim como os diferentes pisos utilizados, as diferentes características antropométricas e os certamente distintos padrões de movimento da amostra podem ter condicionado níveis diferentes de desgaste.

Para os calçados de Futsal, o problema pode ter sido agravado pela dificuldade de controlar a utilização de um calçado destinado à prática de uma modalidade onde a participação do jogador não é preestabelecida. Apesar da utilização de um protocolo voltado ao controle dos movimentos executados pelos jogadores, não foi possível uniformizar os movimentos realizados, condição que pode ter afetado os resultados apresentados.

### **5.4 Durabilidade dos calçados**

Apesar dos cuidados com a padronização da amostra e dos calçados utilizados, a durabilidade exibida pelos calçados estudados não foi a mesma. Tal situação foi especialmente problemática para os calçados de Futsal, cuja durabilidade máxima permitiu a realização de apenas três estágios de avaliação. A continuação do protocolo seria extremamente interessante para avaliar a consistência das alterações atribuídas ao desgaste do calçado; estratégia que se mostrou bastante efetiva por ocasião da análise dos dados relativos aos calçados de corrida, cuja durabilidade permitiu a realização de cinco estágios de avaliação.

Possivelmente algumas das variáveis cujo comportamento foi atribuído ao desgaste do calçado podem, na verdade representar uma ocasional e aleatória variação, não detectada pelo número de estágios de avaliação disponível.

### **5.5 Análise mecânica dos calçados**

O desgaste sofrido pelos calçados foi claramente perceptível, contudo não foram realizados ensaios mecânicos que permitissem quantificá-lo. A realização desses ensaios permitiria avaliar os efeitos exercido pelas diferentes condições envolvidas no protocolo de indução de desgaste, conforme considerações do item anterior.

### **5.6 Instrumentos de medição**

Todas as considerações acerca da influência do desgaste do calçado no movimento humano estão pautadas na análise de duas componentes da FRS. Embora ela seja uma das mais expressivas forças externas, não se pode desprezar a contribuição que outros parâmetros, como o conforto, poderiam trazer à discussão do tema. Tal problema foi minimizado no experimento 3 que contou, além da FRS, com informações referentes a parâmetros cinemáticos e eletromiográficos.

### **5.7 Características da amostra**

Tal limitação foi mais severa no estudo 3, razão pela qual deve-se dedicar maior atenção ao caso. Nenhum dos sujeitos estudados realizou ou realiza seus movimentos de locomoção sem o uso do calçado. Desta forma, ao serem privados do uso do calçado, os sujeitos estudados foram expostos a uma situação nova e diferente da vivenciada rotineiramente.

A vida moderna inviabilizou a realização sistemática de qualquer expressão do movimento sem a utilização do calçado, caracterizando uma situação na qual o aparelho locomotor pode encontrar-se não adaptado à tal condição. A ausência de experiências anteriores pode ter inviabilizado a ocorrência de alterações na estrutura de movimento, como as sugeridas pelo modelo moderador de impacto

proposto por ROBBINS & GOUW (1991), ou mesmo na estrutura do aparelho locomotor, como as apontadas por ROBBINS & HANNA (1987) e RODRIGUEZ, SERRÃO, SACCO, SÁ & AMADIO (1999), alterações essas capazes de permitir ao aparelho locomotor adaptar-se às novas condições mecânicas geradas pela ausência do calçado.

Tais considerações sugerem que novas evidências acerca da existência de estratégias de caráter protetor, suas características e efetividade são necessárias num julgamento adequado das relações existentes entre o calçado e o aparelho locomotor.

## 5.8 Calibragem dos instrumentos de medição

Para determinação das variáveis de interesse foram utilizados procedimentos de medição classificados como eletrônicos de processamento digital. Tais procedimentos envolvem a transformação das variáveis mecânicas em alterações elétricas, a partir da utilização de um transdutor. Para a medição da variação angular e da FRS, utilizou-se o eletrogoniômetro e a plataforma de força de reação do solo, cujos transdutores são respectivamente o potenciômetro de rotação e os cristais piezoelétricos.

O estabelecimento das apropriadas relações e ajustes entre os *outputs* produzidos pelos transdutores e as variáveis em questão recebe o nome de calibração. Através da calibração é possível associar a diferença de potencial elétrico gerado no potenciômetro à variação angular que a causou, assim como as cargas elétricas geradas nos cristais piezoelétricos podem ser associadas às forças que as causou.

Para a calibração do eletrogoniômetro, as hastes foram colocadas em oito orientações angulares conhecidas objetivando a associação desses valores à respectiva alteração na diferença de potencial elétrico. A partir da adoção de equações de regressão linear obteve-se uma linearidade da ordem de 99,9%, fato que permite afirmar que o erro na medição da variação angular do joelho, induzido pelo processo de calibração foi da ordem de 0,01%. Considere-se ainda, que a linearidade nominal do potenciômetro é da ordem de  $\pm 0,5\%$

Ainda com relação ao eletrogoniômetro, deve-se destacar os problemas relativos ao seu ajuste no segmento a ser avaliado. Esse pode sofrer influência da massa muscular e de seu movimento, fatos que podem ocasionar o deslocamento do potenciômetro. Além disto, a articulação do joelho apresenta trajetória articular bastante complexa, que não pode ser acompanhada pelo potenciômetro. A mesma condição inviabiliza a coincidência exata entre o centro articular e o posicionamento do potenciômetro. Além dos movimentos de extensão e flexão, a articulação pode realizar movimentos acessórios, como as rotações, que não podem ser mensurados por um transdutor planar. No entanto, tais condições não impuseram consideráveis restrições, visto que os movimentos de flexo-extensão, aos quais o eletrogoniômetro é sensível, representam os principais movimentos realizados por esta articulação durante a locomoção.

Por se tratar de um transdutor de comportamento mais estável, os cristais piezoelétricos utilizados pela Plataforma de Força não necessitam ser calibrados com a mesma frequência do potenciômetro. Os limites de erro de medida para os sinais de saída da plataforma de força, determinados após a calibragem do equipamento instalado em condições de uso, foram de  $\pm 2\%$  para  $F_y$ ,  $F_x$ , e  $F_z$ , e de  $\pm 3\%$  para  $a_y$ ,  $a_x$ , e  $M_z$ .

Seguindo descrições técnicas dos parâmetros da plataforma de força (KISTLER *Inc.*, 1995), para determinação da precisão do instrumento deve-se ainda, considerar e controlar os seguintes aspectos:

- a) amplitude da sensibilidade dos registros, do ponto de aplicação da força dentro da superfície de medição  $\leq \pm 2\%$ ;
- b) linearidade para todas as grandezas (*outputs* da plataforma)  $< \pm 1\%$ ; de modo que a dependência entre os valores e as grandezas de medida apresentem relação linear.

Conforme descrições anteriores, a plataforma de força esteve ligada, através de cabos e interruptores, a um amplificador de sinais, amplificadores de soma e divisão de sinais, que conectados e programados automaticamente, transferem os dados a um computador digital cuja função é gerenciar a aquisição do sinal através de sistema A/D com resolução de conversão de 12 bits. Sincronizado com plataforma

de força esteve o registro dos eletrodos da eletromiografia, e do potenciômetro de rotação do eletrogoniômetro, todos numa frequência de amostragem de 1000 Hz.

A precisão do sistema de aquisição esteve diretamente relacionada e dependente dessa calibragem e controle metodológico do procedimento experimental.

## **6 CONCLUSÕES**

Atendendo aos objetivos estabelecidos, a realização dos três experimentos forneceram importantes subsídios para a discussão da influência do calçado esportivo na realização do movimento humano.

Com relação aos estudos sobre a locomoção em função do desgaste imposto aos calçados de corrida e de Futsal, foram poucas as reais alterações observadas no comportamento dinâmico dos movimentos quando da análise inter-sujeitos. A maioria das alterações observadas caracterizou-se como flutuações características das variáveis, que como tal pouca relação guardam com o desgaste dos calçados. A única exceção observada ocorreu na análise dos dados referentes a corrida realizada com os calçados de Futsal, situação na qual foram observadas alterações significativas para variáveis relacionadas à sobrecarga e à propulsão do movimento.

Essa que foi uma das poucas, porém mais expressiva evidência de uma possível influência do desgaste, deve porém, ser analisada com muita cautela tendo-se em consideração os resultados obtidos na análise intra-sujeitos para os calçados de Futsal, e também para os calçados de corrida. A julgar pela semelhança do desgaste imposto aos calçados e pela grande variação nas magnitudes e até mesmo nas próprias variáveis envolvidas nessa circunstância, evidencia-se claramente a inexistência de um mecanismo único de adaptação às condições mecânicas impostas em virtude da situação de conservação do calçado.

Parece lógico pressupor que essas diferenças são condicionadas pela adaptação, que assume caráter eminentemente particular, do aparelho locomotor às condições mecânicas geradas pelo calçado em situação de desgaste. O calçado não possui características próprias que são "transferidas" ao usuário, antes disto ele

condiciona alterações no seu padrão de movimento. Desta forma, pode-se considerar que os comportamentos observados nada mais representam do que uma adaptação do aparelho locomotor às condições impostas por um calçado que apresenta suas características originais alteradas pelo desgaste a que foi exposto.

O fato do aparelho locomotor ter se mostrado, em algumas condições observadas tanto nas análises inter-sujeitos quanto nas intra-sujeitos, capaz de sustentar condições biomecânicas favoráveis à manutenção da eficiência e segurança do movimento, evidenciam que a influência do calçado esportivo no movimento humano pode não ser tão determinante como sugerem alguns estudos.

No entanto os resultados obtidos no experimento 3, sugerem que tal influência não pode ser ignorada. O expressivo aumento do estresse mecânico observado quando a locomoção foi realizada sem o uso do calçado esportivo, indicado pela redução no tempo necessário para atingir os picos iniciais da força vertical e também pelo aparecimento de novos picos de força, cujos tempos de aplicação foram extremamente reduzidos, é evidência clara do fato. Baseando-se nesses resultados e também nos dados apresentados pela literatura especializada, é fato inegável que realização de movimentos sem o uso do calçado acarreta um expressivo aumento da solicitação mecânica gerada pelas forças externas. Conforme considerações anteriores, tais discussões são válidas somente para indivíduos não adaptados à realização de movimentos sem o uso do calçado, como foram os sujeitos estudados.

Conquanto as respostas dinâmicas avaliadas no experimento 3, apontem para uma importante influência do calçado esportivo, as respostas eletromiográficas também avaliadas nesse experimento, reforçam as conclusões dos estudos anteriores que sugerem que essa influência pode não ser determinante. A observada antecipação da atividade muscular do *m. vastus lateralis* e do *m. gastrocnemius* na locomoção sem o uso do calçado, associada a outras evidências fornecidas pela literatura, mostram a real possibilidade do aparelho locomotor gerar respostas eficientes em prol da manutenção de condições mecânicas adequadas à realização do movimento nessa situação.

Somando-se as informações obtidas nos três experimentos, pode-se concluir que o calçado exerce relativa influência sobre o movimento humano,

influência que no entanto, parece não ser determinante. A observada manutenção de condições biomecânicas ideais, mesmo em situações extremas como as geradas pela ausência, bem como pelo desgaste do calçado, sugerem que o aparelho locomotor desempenha o papel central no controle da sobrecarga e manutenção da performance, funções muitas vezes tidas como prerrogativas do calçado. Desta forma, ao invés de assumir o calçado esportivo como protagonista no controle dessas importantes funções, parece mais adequado considerá-lo apenas como um dentre os muitos fatores que podem modular as características mecânicas do movimento humano. Portanto, uma execução segura e eficiente do movimento humano deveria ser pautada primeiramente na otimização das estruturas e no treinamento das funções do aparelho locomotor, ao invés de ser guiada única e exclusivamente pela escolha do calçado esportivo.

Os resultados apresentados permitem ainda algumas considerações de cunho metodológico. As constatações acerca da característica variabilidade do comportamento dinâmico dos movimentos estudados como expressão da própria redundância do movimento humano, destacam as dificuldades de utilizar a análise biomecânica do movimento humano como estratégia metodológica para o estudo do calçado. Indubitavelmente, o maior problema encontra-se na dificuldade de diferenciar os efeitos do calçado da tendência natural de variação do movimento.

No caso específico do estudo da fadiga do calçado, as avaliações em diversos estágios, ao invés de avaliações de início e término, representaram uma importante ferramenta de diferenciação, ao permitir a análise da consistência das tendências observadas. Embora não seja possível identificá-las e eliminá-las com total segurança, as flutuações aleatórias podem ser identificadas com mais facilidade quando defrontadas com resultados de estágios anteriores e ou posteriores.

Considerando-se que a análise biomecânica do movimento é a melhor, se não a única, estratégia para determinar objetivamente a influência do calçado no movimento humano, parece importante que ferramentas que facilitem a diferenciação da variabilidade do movimento da variabilidade induzida pelo calçado sejam consideradas com bastante atenção e cautela, sob pena de atribuir ao calçado comportamentos mecânicos condicionados por outros e distintos fatores.

Outra preocupação pertinente, diz respeito a análise de resultados individuais. A inexistência de um comportamento único frente às condições impostas pelo calçado, fato evidenciado em todas as etapas dos experimentos, evidencia a necessidade de analisar e discutir os resultados individuais com tanta atenção quanto a dedicada aos resultados do grupo. Importantes comportamentos, cuja análise pode exercer papel decisivo no estudo da influência do calçado no movimento humano, podem ser mascarados quando a interpretação baseia-se unicamente nos resultados inter-sujeitos, situação que justifica o procedimento sugerido.

Em função dos importantes resultados obtidos no experimento 3, e também pelas suas limitações, aponta-se para novos estudos futuros que devem analisar as adaptações estruturais e funcionais condicionadas durante um processo de adaptação ao movimento realizado sem o uso do calçado, como forma de trazer novos conhecimentos que permitam o aprofundamento da discussão da influência do calçado no movimento humano.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A.C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. São Paulo, 1989. 119p. Tese (Livre Docência) - Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M., eds. Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano. São Paulo, Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 1996.
- AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. Revista Brasileira de Fisioterapia, v.3, n.2, p.41-5, 1999.
- ✕ AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Biomecânica dos calçados esportivos. Tecnicouro: Revista do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins, Rio Grande do Sul, v.18, n.9, p.15-8, 1997.
- ARAÚJO, R.C. Utilização da eletromiografia na análise do movimento humano. São Paulo, 1999. 153p. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- BATES, B.T.; DUFEK, J.S.; DAVIS, H.P. The effect of trial size on statistical power. Medicine and Science in Sport and Exercise, v.24, n.9, p.1059-68, 1992.
- BATES, B.T.; JAMES, S.L.; OSTERNIG, L.R. Foot function during the support phase of running. Running, v.3, n.4, p.24-31, 1978.
- BATES, B.T.; OSTERNIG, L.R.; SAWHILL, J.A.; JAMES, S.L. An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction forces. Journal of Biomechanics, v.16, n.3, p.487-92, 1983.
- BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília, 1995. Anais. Brasília, Universidade de Brasília / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.

- BOJADSEN, T.W.A.; AMADIO, A.C.; MOCHIZUKI, L.; MOTA, Y.L.; SILVA, E.S. Atividade elétrica dos *m. multifidos* durante o andar. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.511-5.
- BOJSEN-MOLLER, F. Biomechanical effects of shock absorbing heels in walking. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983. p.73-76.
- CAPPOZZO, A.; FIGURA, F.; MARQUETI, M. The interplay of muscular and external forces in human ambulation. Journal of Biomechanics, v.9, p.35-43, 1976.
- \*CARLSON, M. Footwear of the middle ages. Versão eletrônica 8.3 de 1995. Disponível na Internet: <http://www.pbm.com./carlson/SHOEHOME.HTM>. [Maio de 1998].
- CAVANAGH, P.R.; LAFORTUNE, M.A. Ground reaction forces in distance running. Journal of Biomechanics, v.13, n.5, p.397-406, 1980.
- CAVANAGH, P.R.; RODGERS, M.M. The arch index: a useful measure from footprints. Journal of Biomechanics, v.20, n.3, p.547-51, 1987.
- CAVANAGH, P.R.; SIMONEAU, G.G.; ULBRECHT, J.S. Ulceration, unsteadiness, and uncertainty: the biomechanics consequences of diabetes mellitus. Journal of Biomechanics, v.26, p.23-40, 1993. Supplement 1.
- ✧CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R.; CLARKE, T.E. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In: MORECKI, A.; FIDELUS, K.; KEDZIOR, K.; WITS, A., eds. Biomechanics VII - B. Baltimore, University Park Press, 1981. p.151-6.
- CAVANAGH, P.R.; VALIANT, G.A.; MISEVICH, K.W. Biological aspects of modeling shoe - foot interaction during running. In: FREDERICK, E.C., ed. Sport shoes and playing surfaces. Champaign, Human Kinetics, 1984. p.24-46.
- CLARKE, T.E.; FREDERICK, E.C. Dynamic load displacement characteristics of athletic shoe midsole material. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. Journal of Biomechanics, v.15, n.4, p.340, 1982.

- CLARKE, T.E; FREDERICK, E.C.; COOPER, L.B. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983a. p.25-34.
- \_\_\_\_\_. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. International Journal of Sports Medicine, v.4, p. 247-51, 1983b.
- COLE, G.K.; NIGG, B.M.; FICK, G.H.; MORLOCK, M.M. Internal loading of the foot and ankle during impact in running. Journal of Applied Biomechanics, v.11, p.25-46, 1995.
- COOK, S.D; BRINKER, M.R.; POCHE, M. Running shoes. Their relationship to running injuries. Sports Medicine, v.10, n.1, p.1-8, 1990.
- COOK, S.D.; KESTLER, M.A.; BRUNET, M.E. Shock absorption characteristics of running shoes. American Journal of Sports Medicine, v.13, n.4, p.248-53, 1985.
- DAINTY, D.A.; NORMAN, R.W. Standarding biomechanical testing in sports. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- DALLA VECCHIA, E.D.; DUARTE, M.; SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; AMADIO, A.C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.269-74.
- DELSYS INC. Instructions Manual. Wellesley, 1995.
- ✦ DE WITT, B.; DE CLERCQ, D.; LENOIR, M. The effects of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. Journal of Applied Biomechanics, v.11, p.395-406, 1995.
- DENOTH, J. Load on the locomotor system and modelling. In: NIGG, B.M., ed. Biomechanics of running shoes. Champaign, Human Kinetics, 1986. p.63-116.
- DREZ, D. Running footwear: examination of training shoe, the foot, and functional orthotic devices. American Journal of Sports Medicine, v.8, n.2, p.140-1, 1980.
- DUFEK, J.S.; BATES, B.T. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.23, n.9, p.1062-7, 1991.

- EDINGTON, J.C.; FREDERICK, E.C.; CAVANAGH, P.R. Rearfoot motion in distance running. In: CAVANAGH, P.R., ed. Biomechanics of distance running. Champaign, Human Kinetics, 1990. p.135-64.
- ELLIOT, B.C.; BLANKSBY, B.A. The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. Medicine and Science in Sports, v.11, n.4, p.322-7, 1979.
- ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo sobre procedimentos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., Campinas, 1997. Anais. Campinas, Universidade Estadual de Campinas / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997. p.169-74.
- FARKAS, R. Der test des test - komplexe analysen biomechanischer laufschuhtests. Köln, 1994. 123p. Dissertation Doktorsportwissenschaft - Deutsche Sporthochschule Köln, Verlag Shaker.
- \* FREDERICK, E.C. Biomechanical consequences of sports shoe design. Exercise Sports Science Review, v.14, p.375-400, 1986.
- \* FREDERICK, E.C.; CLARKE, T.E.; HAMILL, J. The effects of running shoe design on shock attenuation. In: FREDERICK, E.C., ed. Sport shoes and playing surfaces. Champaign, Human Kinetics, 1984. p.190-8.
- FREDERICK, E.C.; CLARKE, T.E.; LARSEN, J.L.; COOPER, L.B. The effects of shoe cushioning on oxygen demands of running. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surfaces. Calgary, University of Calgary, 1983. p.107-21.
- GREGOR, R.J.; KOMI, P.V.; JÄRVISEN, M. Achilles tendon forces during cycling. International Journal of Sports Medicine, v.8, n.9, 1987.
- \_\_\_\_\_. Measurement and evaluation of loads on the human body during sports activities. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 16., Konstanz, 1998. Proceedings. Konstanz, University of Konstanz, 1998. p.399-402.
- HENNIG, E.M., GORDON, A.; VALIANT, A.; LIU, Q. Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. Journal of Applied Biomechanics, v.12, p.143-50, 1996.

- HENNIG, E.M., MILANI, T.L. Biomechanics profiles of new against used running shoes. In: WILLIAMS, K.R., ed. American Society of Biomechanics. Stanford University, 1995a. p.43-4.
- \*\_\_\_\_\_. In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. Journal of Applied Biomechanics, v.11, p. 299-310, 1995b.
- HRELJAC, A. Individual effects on biomechanics variables during landing in tennis shoes varying midsole density. Journal of Sports Science, v.16, p.531-7, 1998.
- INMAM, V.T. Joints of ankle. Baltimore, Williams & Wilkins, 1976.
- INMAM, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins, 1981.
- KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V.B. Repeatability of kinematic, kinetic and eletromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research, n.7, p.849-60, 1989.
- KISTLER INSTRUMENTE AG WINTERTHUR. Operating instructions: multicomponent force plate for biomechanics. Winterthur, 1993.
- KOMI, P.V. Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. In: BAUMANN, W. Biomechanics and performance in sport. Schorndorf, Karg Hofmann, 1980. p.41-50.
- \_\_\_\_\_. Stretch-shortening cycle In: KOMI, P.V., ed. Strength and power in sport. Oxford, Blackwell Science, 1992. p.169-79.
- KOMI, P.V.; GOLHOFER, A.; SCHMIDTBLEICHER, D.; FRICK, U. Interactions between man and shoes in running: considerations for a more comprehensive measurement aproach. International Journal of Sports Medicine, v.8, p.196-202, 1987a.
- KOMI, P.V.; SALOMEN, M.; JÄRVISEN, M.; KOKKO, O. In vivo registration of aquilles tendon forces in man - Methodological development. International Journal of Sports Medicine, v.8, n.3, p. 41- 50, 1987b.
- MASSADA, L. Lesões de sobrecarga no desporto: fraturas de fadiga. Lisboa, Editora Caminho, 1987.
- McCLAY, I.S.; LAKE, M.J.; CAVANAGH, P.R. Muscle activity in running. In: CAVANAGH, P.R., ed. Biomechanics of distance running. Champaign, Human Kinetics, 1990. p.165-86.

- MELO, S.I.L. Um sistema para determinação do coeficiente de atrito ( $\mu$ ) entre calçados esportivos e pisos usando o plano inclinado. Santa Maria, 1995. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Maria.
- MERO, A.; KOMI, P.V. Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.19, n.3, p.266-74, 1987.
- MERO, A.; KOMI, P.V.; GREGOR, R.J. Biomechanics of Sprint Running. Sports Medicine, v.13, n.6, p.376-92, 1992.
- MILLER, D. Ground reaction forces in distance running. In: CAVANAGH, P.R., ed. Biomechanics of distance running. Champaign, Human Kinetics, 1990.
- MUNRO, C. F.; MILLER, D.I.; FUGLEVAND, A.J. Ground reaction forces in running: A Reexamination. Journal of Biomechanics, v.20, n.3, 1987. p.147-55.
- ✧ MYLIUS, M.S. É preciso conhecer o calçado. Tecnicouro: Revista do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins, v.19, n.1, p.10-8, 1998.
- NIGG, B.M. Experimental techniques used in running shoe research. In: NIGG, B.M., ed. Biomechanics of running shoes. Champaign, Human Kinetics, 1986. p.27-61.
- \_\_\_\_\_. External force measurements with sports shoes and playing surfaces. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983. p.1-24.
- NIGG, B.M.; ANTON, M. Energy aspects for elastic and viscous shoe sole and playing surface. Medicine and Science in Sports in Sports and Exercise, v.27, n.1, p.92-7, 1995.
- NIGG, B.M.; DENOTH, J.; KERR B.A.; LUETHI, S.; SMITH, D.; STACOFF, A. Load sport shoes and playing surfaces. In: FREDERICK, E.C., ed. Sport shoes and playing surfaces. Champaign, Human Kinetics, 1984. p.1-23.
- NIGG, B.M.; FREDERICK, E.C.; HAWES, M.R.; LUETHI, S.M. Factors influencing short-term pain and injuries in tennis. International Journal of Sports Biomechanics, v.2, p.156-65, 1986.
- ✧ NIGG, B.M.; KHAN, A.; FISHER, V.; STEFANYSHYN, D. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. Medicine & Science in Sports and Exercise, v.30, n.4, p.550-555, 1998.

- NIGG, B.M.; MORLOCK, M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.19, n.3, p.294-302, 1987.
- ‡ NIGG, B.M.; SEGESSER, B. Biomechanical and ortopedic concepts in sport shoes construction. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.24, n.5, p.595-601, 1992.
- RAB, G.T. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. Baltimore, Willians & Wilkings, 1994. p.101-21.
- RADIN, E.L.; ORR, R.B.; KELMAN, J.L.; PAUL, I.L.; ROSE, R.M. Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. Journal of Biomechanics, v.15, p. 181-91, 1982.
- RADIN, E.L.; PARKER, H.G.; PUGH, J.W.; STEINBERG, R.S.; PAUL, I.L.; ROSE, R.M. Response of joint to impact loading - III: relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. Journal of Biomechanics, v. 6, p 51-7, 1973.
- ROBBINS, S.E.; GOUW, G.J. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.23, n.2, p.217-24, 1991.
- ROBBINS, S.E.; HANNA, A.M. Running-related injury prevention through bareffot adaptions. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.19, n.2, p.148-56, 1987.
- ROBERTSON, D.G.E.; HAMILL, J.; WINTER, D.A. Evaluation of cushioning properties of running footwear. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 16., Tokyo, 1997. Book of Abstracts. Tokyo, International Society of Biomechanics, 1997. p.263.
- ‡ RODRIGUEZ, M.D.; SERRÃO, J.C.; ÁVILA, A.O.V.; AMADIO, A.C. Aspectos antropométricos do pé humano: procedimentos de mensuração e relações com o crescimento físico na segunda infância. Revista Brasileira de Postura e Movimento, v.2, n.1, 1998.

- RODRIGUEZ, M.D.; SERRÃO, J.C.; SACCO, I.N.C.; SÁ, M.R.; AMADIO, A.C. Estudo descritivo de alterações funcionais e antropométricas nos pés de uma população nativa. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.619-24.
- ROY, S.H.; De LUCA, C.J.; SCHNEIDER, J. Effects of electrode localization on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. Journal Applied Physiology, v.61. n.4, p.1510-7, 1986.
- SEGESSER, B. Relations between orthopedics and biomechanics in sport trauma and overuse injury. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 16., Konstanz, 1998. Proceedings. Konstanz, University of Konstanz, 1998. p.274-82.
- SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Estudo de parâmetros relacionados à força de reação do solo durante a locomoção com idosos normais. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 4., São Paulo, 1992. Anais. São Paulo, Universidade de São Paulo, 1992, p. 224-32.
- SERRÃO, J.C.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C.; SÁ, M.R.; BRUNIERA, C.A.V. Análise do comportamento da força de reação do solo em relação à variação angular do joelho na locomoção com adultos normais. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 5., Santa Maria, 1993. Anais. Santa Maria, Universidade Federal de Santa Maria / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1993. p.53-9.
- SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; SACCO, I.C.N; SILVA, D.L.; AMADIO, A.C. Características analítico funcionais das respostas somato-sensoriais dos pés dos atletas de futsal. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., Florianópolis, 1999. Anais. Santa Maria, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.219-23.
- SHIAMI, R.; GREEN, N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation. Medical & Biological Engineering & Computing, v.21, p.573-8, 1983.

- SHORTEN, M.R. The energetics of running and running shoes. Journal of Biomechanics, v.26, p.41-51, 1993. Supplement 1.
- \* SOUTAS-LITTLE, P.; SOUTAS-LITTLE, R.W.; FREDERICKSON, R. The effects of athletic footwear on gait. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.20, n.34, p.S34, 1988.
- STACOFF, A.; DENOTH, J.; KAELIN, X.; STÜSSI, E. Running injures and shoe construction: some possible relationships. International Journal of Sports Biomechanics, v.4, p.342-50, 1988.
- ‡ STACOFF, A.; KAELIN, X. Pronation and sportshoe design. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983. p.143-52.
- ‡ STACOFF, A.; LUETHI, S.M. Special aspects of shoe construction and foot anatomy. In: NIGG, B.M., ed. Biomechanics of running shoes. Champaign, Human Kinetics, 1986. p.117-37.
- ‡ STACOFF, A.; NIGG, B.M.; REINSCHMIDT, C.; Van der BORGET, A.J.; LUNDBERG, A.; DENOTH, J.; STÜSSI, E. Effects of shoes construction on skeletal movement during running. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 16., Tokyo, 1997. Book of Abstracts. Tokyo, International Society of Biomechanics, 1997. p.423.
- STOCKTON, M.; DYSON, R. A comparison of lower extremity forces, joint angles and muscle activity during shod and barefoot running. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 16., Konstanz, 1998. Proceedings. Konstanz, University of Konstanz, 1998. p.251-4.
- TAUNTON, J.E.; MCKENZIE, D.C.; CLEMENT, D.B. The role of biomechanics in the epidemiology of injuries. Sports Medicine, v.6, p.107-20, 1988.
- WINTER, D.A. Biomechanics of human movement. New York, John Wiley & Sons, 1979.
- \* \_\_\_\_\_. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2ed. Waterloo, University of Waterloo Press, 1991.
- WINTER, D.A., BISHOP, P.J. Lower extremity injury - Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. Sports Medicine, v.14, n.3, p.149-156, 1992.