

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

ESTUDO BIOMECÂNICO DA LOCOMOÇÃO HUMANA: ANÁLISE
DE VARIÁVEIS DESCRITIVAS PARA O ANDAR E CORRER

Carlos Alberto Veiga Bruniera

SÃO PAULO
1994

ESTUDO BIOMECÂNICO DA LOCOMOÇÃO HUMANA:
ANÁLISE DE VARIÁVEIS DESCRITIVAS PARA O
ANDAR E CORRER

CARLOS ALBERTO VEIGA BRUNIERA

Dissertação apresentada à
Escola de Educação Física da
Universidade de São Paulo
como requisito parcial para
obtenção de grau de Mestre
em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO

Bruniera, Carlos Alberto Veiga

Estudo biomecânico da locomoção humana: análise de Variáveis descritivas para o andar e correr / Carlos Alberto Veiga Bruniera. - São Paulo : [s.n.], 1994. xxvi, 104p.

Dissertação (mestrado) - Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof.Dr. Alberto Carlos Amadio.

1.Biomecânica 2.Locomoção humana I.Título.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, pela orientação segura e objetiva e também pelo apoio e compreensão durante a realização deste trabalho.

À minha esposa Lenita, com carinho, pelo amor, compreensão, auxílio e estímulo em todos os momentos.

Aos professores do Centro de Educação Física da Universidade Estadual de Londrina que assumiram as minhas atividades durante minha ausência.

Ao amigo Julio Serrão pelo auxílio na coleta dos dados experimentais.

Às funcionárias da CPG, da Universidade de São Paulo, Cecília, Célia e Lourdes pela disponibilidade constante.

Aos amigos Dartagnan e Flávio pela amizade, estímulo e principalmente pelas horas vividas em conjunto.

Ao Prof. Decio , docente da Universidade Estadual de Londrina, por sua colaboração.

A todos que, de diversas formas, cooperaram direta ou indiretamente na realização deste trabalho.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS	v
LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE SIGLAS, ABREVIACÕES E SÍMBOLOS	x
LISTA DE ANEXOS	xii
RESUMO	xiii
ABSTRACT	xv
1 INTRODUÇÃO	01
2 OBJETIVO	06
3 REVISÃO DE LITERATURA	07
3.1 Locomoção humana	07
3.2 Andar	08
3.2.1 Aspectos da cinemática	08
3.2.2 Aspectos da dinâmica	13
3.2.3 Aspectos da eletromiografia	16
3.2.4 Aspectos da eletrogoniometria	17
3.3 Correr	18
3.3.1 Aspectos da cinemática	18
3.3.2 Aspectos da dinâmica	21
3.3.3 Aspectos da eletromiografia	24
3.3.4 Aspectos da eletrogoniometria	25
3.4 Análise comparativa entre o andar e correr.....	26
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Variáveis estudadas	29
4.2 Amostra experimental	30
4.3 Procedimentos de medição	31
4.3.1 Força de reação do solo	31
4.3.2 Atividade muscular	33

4.3.3	Variação angular	37
4.3.4	Processamento e aquisição de dados	38
4.4	Tratamento estatístico	40
5	RESULTADOS	43
5.1	Andar	44
5.1.1	Velocidade de deslocamento	44
5.1.2	Tempo de apoio e tempo de duplo apoio	45
5.1.3	Força horizontal (F_y)	49
5.1.4	Força vertical (F_z)	52
5.1.5	Ângulo da articulação do joelho	61
5.2	Correr	65
5.2.1	Velocidade de deslocamento	65
5.2.2	Tempo de apoio	67
5.2.3	Força horizontal (F_y)	69
5.2.4	Força vertical (F_z)	71
5.2.5	Ângulo da articulação do joelho	73
6	ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	74
6.1	Andar	80
6.2	Correr	82
6.3	Relação entre andar descalço e andar com calçado	85
6.4	Relação entre correr descalço e correr com calçado	89
6.5	Relação entre andar e correr	93
6.6	Atividade muscular para o andar e correr	94
7	CONCLUSÕES	102
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
	ANEXOS	101

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Valores de cadência natural (passos por minuto) por vários autores.....	11
TABELA 2 - Características da passada de velocistas e maratonistas. Adaptado de BOBER et alii (1990)..	21
TABELA 3 - Principais características elétricas dos canais da eletromiografia (EMG).....	36
TABELA 4 - Valores médios, máximos e mínimos para a idade, peso corporal e estatura, da amostra estudada (n=10).....	43
TABELA 5 - Valores encontrados para a velocidade média, máxima e mínima de deslocamento (n=10).....	44
TABELA 6 - Valores médios, máximos e mínimos do tempo de apoio nos padrões do andar.....	45
TABELA 7 - Valores médios, máximos e mínimos encontrados para o tempo de duplo apoio no andar descalço e com calçado tipo tênis.....	46
TABELA 8 - Valores da força horizontal máxima e mínima (valor médio, máximo e mínimo) para o andar descalço e com calçado tipo tênis para os dois apoios.....	48
TABELA 9 - Valores médios, máximos e mínimos durante o andar descalço e com calçado tipo tênis na força vertical máxima e esta em relação ao peso corporal.....	52
TABELA 10 - Valores médios, mínimos e máximos da força vertical mínima no andar descalço e com calçado tipo tênis.....	54
TABELA 11 - Valores para o quociente de inclinação da curva do andar descalço e andar com calçado tipo tênis, para os dois apoios.....	55

	Página
TABELA 12 - Valores médios, máximos e mínimos encontrados para o ângulo da articulação do joelho durante o andar com calçado tipo tênis e descalço.....	59
TABELA 13 - Valores da velocidade de deslocamento média, máxima e mínima para o correr descalço e com calçado tipo tênis (n=10).....	62
TABELA 14 - Valores médios, máximos e mínimos para o tempo de apoio do correr descalço e com calçado tipo tênis.....	64
TABELA 15 - Valores médios, máximos e mínimos que representam a força horizontal máxima e mínima no correr descalço e com calçado tipo tênis.....	65
TABELA 16 - Valores médios máximos e mínimos da força vertical máxima e sua relação com o peso corporal, no correr descalço e com calçado tipo tênis.....	67
TABELA 17 - Valores médios, máximos e mínimos para o correr descalço e com calçado tipo tênis para o ângulo de entrada, ângulo de saída e máxima flexão do joelho.....	69
TABELA 18 - Correlação entre máxima redução da força vertical e máxima flexão da perna de apoio e perna livre no andar descalço e com calçado, para os dois apoios (n=10).....	82

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Áreas de apoio anterior, médio e posterior do pé, segundo SCHNEIDER et alii (1983).....	14
FIGURA 2 - Várias fases do ciclo do andar em relação à força de reação do solo. Adaptado de JACOBS et alii (1972).....	15
FIGURA 3 - Valores de β e q para diferentes velocidades na componente vertical da força de reação do solo. Adaptado de ALEXANDER (1984).....	16
FIGURA 4 - Força vertical máxima relacionada com atividade muscular para o <i>M. gastrocnêmio direito</i> e variação angular da articulação do tornozelo, segundo DIETZ et alii (1979).....	22
FIGURA 5 - Representação gráfica das células de carga, strain gauge, nos tubos de alumínio, segundo BAUMANN (1968).....	32
FIGURA 6 - Estrutura esquemática de um canal da EMG, ETK 90.x/4K-d60/EMG (1990).....	35
FIGURA 7 - Parâmetros que se relacionam com o conversor AD/DA de sinais biológicos. Adaptado de AMADIO (1989).....	38
FIGURA 8 - Diagrama da montagem experimental metodológica dos equipamentos.....	42
FIGURA 9 - Velocidade de deslocamento no andar descalço e andar com calçado.....	45
FIGURA 10 - Tempo de apoio no andar descalço, nos dois apoios.....	47
FIGURA 11 - Tempo de apoio no andar de tênis para ambos os apoios.....	47
FIGURA 12 - Tempo de duplo apoio para o andar descalço e calçado tipo tênis.....	48

	Página
FIGURA 13 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 1).....	50
FIGURA 14 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 2).....	50
FIGURA 15 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 1).....	51
FIGURA 16 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 2).....	51
FIGURA 17 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 1).....	56
FIGURA 18 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 2).....	57
FIGURA 19 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 1).....	58
FIGURA 20 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 2).....	58
FIGURA 21 - Ângulo da articulação do joelho para o andar descalço (apoio 1).....	60
FIGURA 22 - Ângulo da articulação do joelho para o andar descalço (apoio 2).....	61
FIGURA 23 - Ângulo da articulação do joelho para o andar de tênis (apoio 1).....	61
FIGURA 24 - Ângulo da articulação do joelho para o andar de tênis (apoio 2).....	62
FIGURA 25 - Velocidade de deslocamento no correr descalço e com calçado.....	63
FIGURA 26 - Tempo de apoio no correr descalço e com calçado.....	64
FIGURA 27 - Componente horizontal da força de reação do solo para o correr descalço.....	66
FIGURA 28 - Componente horizontal da força de reação do solo para o correr de tênis.....	66

	Página
FIGURA 29 - Componente vertical da força de reação do solo para o correr descalço.....	68
FIGURA 30 - Componente vertical da força de reação do solo para o correr de tênis.....	68
FIGURA 31 - Ângulo da articulação do joelho para o correr descalço.....	70
FIGURA 32 - Ângulo da articulação do joelho para o correr de tênis.....	70
FIGURA 33 - Curva representativa da relação entre a componente vertical (F_z) e componenete horizontal (F_y) da força de reação do solo para o andar (teste FKANDET2).	84
FIGURA 34 - Curva representativa da relação entre a componente vertical (F_z) da força de reação do solo e o ângulo de apoio para o andar (teste FKANDET2).....	85
FIGURA 35 - Curva representativa da relação entre a componente vertical da força de reação do solo e o ângulo da perna livre para o andar (teste FKANDET2).....	85
FIGURA 36 - Curva representativa da relação entre: A. componente vertical e e ângulo da articulação do joelho da perna de apoio e B. componente vertical (F_z) e ângulo da articulação do joelho, da perna livre para o correr (FKANDET2).....	86
FIGURA 37 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. <i>M. vasto lateral</i> e B. <i>M. gastrocnêmio</i> , no andar (apoio 1)-.teste FKANDET2.....	88
FIGURA 38 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. <i>M. vasto lateral</i> e B. <i>M. gastrocnêmio</i> , no andar (apoio 2)- teste FKANDET2.....	89
FIGURA 39 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. <i>M. vasto lateral</i> e B. <i>M. gastrocnêmio</i> , para o correr (teste FKANDET2).....	90

LISTA DE SIGLAS, ABREVIACOES E SÍMBOLOS

- VEANDE - Velocidade de deslocamento para o andar descalço.
- VEANTE - Velocidade de deslocamento para o andar de tênis.
- TDAANDE - Tempo de duplo apoio para o andar descalço.
- TDAANTE - Tempo de duplo apoio para o andar de tênis.
- TAANDE - Tempo de apoio para o andar descalço.
- TAANTE - Tempo de apoio para o andar de tênis.
- FyMANDE - Força horizontal máxima para o andar descalço.
- FymANDE - Força horizontal mínima para o andar descalço.
- FyMANTE - Força horizontal máxima para o andar de tênis.
- FymANTE - Força horizontal mínima para o andar de tênis.
- FzM1ANDE - Primeiro pico de força vertical máxima no andar descalço (passivo).
- FzM2ANDE - Segundo pico de força vertical máxima no andar descalço (ativo).
- FzANDEPc - Força vertical máxima (pico 1) em relação ao peso corporal.
- FzM1ANTE - Primeiro pico de força vertical máxima no andar de tênis (passivo).
- FzM2ANTE - Segundo pico de força vertical máxima no andar de tênis (ativo).
- FzANTEPc - Força vertical máxima (pico 1) em relação ao peso corporal.
- FzmANDE - Força vertical mínima para o andar descalço.
- FANDE - Força vertical máxima (pico 1) menos força vertical mínima no andar descalço.
- F(%)ANDE - FANDE em percentagem.
- FzmANTE - Força vertical mínima para o andar de tênis.
- FANTE - Força vertical máxima (pico 1) menos força vertical mínima no andar de tênis.

- QIANDE1 - Quociente de inclinação do andar descalço (pico 1),
força máxima passiva.
- QIANDE2 - Quociente de inclinação do andar descalço (pico 2),
força máxima ativa.
- QIANTE1 - Quociente de inclinação do andar de tênis (pico 1),
força máxima passiva.
- QIANTE2 - Quociente de inclinação do andar de tênis (pico 2),
força máxima ativa.
- AEjoANDE - Ângulo de entrada do joelho no andar descalço.
- ASjoANDE - Ângulo de saída do joelho no andar descalço.
- MFjoANDE - Máxima flexão do joelho no andar descalço.
- AEjoANTE - Ângulo de entrada do joelho no andar de tênis.
- ASjoANTE - Ângulo de saída do joelho no andar de tênis.
- MFjoANTE - Máxima flexão do joelho no andar de tênis.
- VECODE - Velocidade de deslocamento para o correr descalço.
- VECOTE - Velocidade de deslocamento para o correr de tênis.
- TACODE - Tempo de apoio para o correr descalço.
- TACOTE - Tempo de apoio para o correr de tênis.
- FymCODE - Força horizontal máxima para o correr descalço.
- FymCODE - Força horizontal mínima para o correr descalço.
- FymCOTE - Força horizontal máxima para o correr de tênis.
- FymCOTE - Força horizontal mínima para o correr de tênis.
- FzMCODE - Força vertical máxima para o correr descalço.
- FzCODEPc - Força vertical máxima relativa ao peso corporal.
- FzMCODE - Força vertical máxima para o correr de tênis.
- FzCOTEPC - Força vertical máxima relativa ao peso corporal.
- AEjoCODE - Ângulo de entrada do joelho no correr descalço.
- ASjoCODE - Ângulo de saída do joelho no correr descalço.
- MFjoCODE - Máxima flexão do joelho no correr descalço.
- AEjoCOTE - Ângulo de entrada do joelho no correr de tênis.
- ASjoCOTE - Ângulo de saída do joelho no correr de tênis.
- MFjoCOTE - Máxima flexão do joelho no correr de tênis.
- MRFzANDE - Máxima redução da força vertical máxima no andar
descalço.
- MRFzANTE - Máxima redução da força vertical máxima no andar de
tênis.

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I - Protocolo para identificação do teste durante o processo experimental de coleta de dados.

ANEXO II - Protocolo para controle de aquisição de dados.

RESUMO

ESTUDO BIOMECÂNICO DA LOCOMOÇÃO HUMANA:
ANÁLISE DE VARIÁVEIS DESCRITIVAS PARA O
ANDAR E CORRER

Autor : CARLOS ALBERTO VEIGA BRUNIERA

Orientador: PROF. Dr ALBERTO CARLOS AMADIO

Neste trabalho foram analisados através de indicadores Biomecânicos, as forças de reação do solo, com ajuda da plataforma de força, o ângulo da articulação do joelho utilizando a eletrogoniometria e a atividade muscular para o *M. vasto lateral* e *M. gastrocnêmio*, *cabeça lateral*, com a eletromiografia, para os padrões de movimento do andar e correr. Para a análise da amostra, os procedimentos de medição estiveram acoplados a um computador padrão PC e operou-se de forma sincronizada na aquisição dos dados experimentais. Foram analisados dez indivíduos do sexo masculino em duas situações: uma em que o testando locomoveu-se descalço e outra com um calçado tipo tênis. A análise dos dados permitiu verificar que à medida em que a velocidade de deslocamento varia, modificações ocorrem nos parâmetros calculados. O tempo de apoio reduz-se à medida em que ocorre um aumento da velocidade e com isto a fase de duplo apoio, característico do andar desaparece e surge uma fase de flutuação na corrida. Os picos de força passiva da componente vertical da força de reação do solo, apresentaram valores dentro dos limites encontrados por

so, apresentaram valores dentro dos limites encontrados por outros pesquisadores. No presente trabalho encontrou-se um valor médio para o pico passivo do andar de 1,24 vezes o peso corporal no andar e 2,49 vezes no correr. Não houve diferença significativa entre os valores da locomoção descalço e com calçado tipo tênis. Portanto, pode-se concluir que o uso do calçado não altera o padrão de movimento tanto para o andar como para o correr. Apesar de modificar o comportamento de variáveis quando interpretadas isoladamente. Verificou-se que o correr apresentou um maior pico de força passiva máxima, um menor tempo de apoio, uma maior atividade muscular e uma menor flexão máxima da articulação do joelho, quando comparado com o andar.

ABSTRACT

THE BIOMECHANICAL STUDY OF THE HUMAN MOTION:
A DESCRIPTIVE ANALYSES OF THE GAIT AND RUNNING
PARAMETERS

Author: CARLOS ALBERTO VEIGA BRUNIERA
Adviser: PROF.Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO

The human motion may be analysed considering the walking and the running ways. The main purpose of this study was to analyse the ground reactions forces, the knee angles and the vastus lateralis and the medial portion of the gastrocnemius muscles functions of the walking and the running using, respectively, the force platform, the electrogoniometer and the EMG techniques. In order to analyse the data a on line PC computer was used. Ten male subjects were tested with and without sport shoes. The computer analyses of data showed a significant influence of velocity in all the parameters analysed including the foot support period that varied inversely to the velocity increase. The results of the vertical component of ground reaction of the passive force. were similar to previous studies; that were 1.24 times of the corporal weight in walking and 2.49 times in running. There were no statistical difference when the results of the trials with shoes were compared with the trials without shoes. When the walking and the running data were compared, the running results showed a higher vertical ground reaction force impact peak, a

lower period of time or the foot support fase, a higher muscle activity and a lower knee angle of flexion.

INTRODUÇÃO

Através da evolução os conhecimentos anátomo-fisiológicos e das leis físico matemáticas para a definição das equações do movimento, acrescidos do desenvolvimento de novas técnicas de medição e de modernos computadores, foi possível aos pesquisadores uma melhor análise tanto no aspecto qualitativo quanto quantitativo da locomoção humana.

A locomoção é uma forma de deslocamento do ser humano, e uma das suas características é a facilidade com a qual é realizada. Por outro lado, constitui um complexo processo biomecânico para análise. Dentro deste processo de deslocamento humano podem-se considerar duas formas básicas: o andar e o correr.

O andar, em diferentes estudos, tem recebido distintas terminologias: ANDAR: caminhar, mover-se livremente; CAMINHAR: andar, percorrer (a pé), marchar, por-se em movimento; MARCHA: ato ou efeito de marchar, andamento regular, cadência; DEAMBULAÇÃO: passeio, caminhada, podendo ser definida como tipo de locomoção. Será adotado, no entanto, o termo andar, porque parece ser unânime nas definições, e também por expressar melhor o gesto motor.

O primeiro a analisar e descrever o processo do andar humano foi ARISTÓTELES (384-322 A.C.), citado por RASH & BURKE (1977), que relatou em seus tratados que o movimento de rotação das partes do corpo se transforma em movimento de translação do corpo como um todo. Sua observação produziu um conceito importante relacionando o movimento angular das articulações envolvidas no movimento e, como resultado destes movimentos angulares, a translação do corpo no plano.

Entretanto, as conclusões de ARISTÓTELES foram baseadas apenas em observação do movimento; na realidade, os primeiros registros científicos surgiram com LEONARDO DA VINCI (1452-1519), citado por RASH & BURKE (1977), que coletou dados do andar humano em um plano inclinado e descreveu a mecânica do corpo para a postura ereta.

O conceito de locomoção humana em que se antecederam os conceitos modernos originaram-se nos estudos de BORELLI (1679), citado por STEINDLER (1953), que verificou os deslocamentos do centro de gravidade na locomoção. Descreveu o deslocamento para frente do centro de gravidade e a maneira pela qual a oscilação para frente, dos membros, mantém o equilíbrio do corpo. Com BORELLI introduziu-se o conceito de instabilidade na locomoção humana. Contudo, foi na primeira metade do século XIX, com os irmãos WEBER (1830), que se iniciou o estudo da locomoção. Eles observaram que na locomoção humana (andar ou correr) a perna se deslocava para à frente em um movimento pendular devido à ação da gravidade. Porém, não levaram em consideração o controle muscular e sim puramente a ação da gravidade, o que mais tarde foi discutido por outros estudos. Descreveram também o andar como sendo um movimento de cair à frente sendo interrompido pelo peso do corpo sobre a perna no momento do contato do apoio com o solo. Observaram a variação da fase de contato do apoio com o solo e a fase de oscilação da perna livre.

O estudo da locomoção começou com métodos quantitativos científicos depois de 1860, quando técnicas fotográficas foram desenvolvidas. Até esta data os estudos foram construídos empiricamente, através de observações dos movimentos a serem analisados. O primeiro a publicar sequências fotográficas dos movimentos de locomoção em diferentes condições foi MUYBRIDGE (1882). Ele disparou sequencialmente 24 câmeras, paralelas à linha de corrida, para registrar os padrões da corrida humana. Entretanto, o resultado foi bem mais artístico que científico. MAREY (1873), citado por PEDOTTI (1975), foi o primeiro a registrar a duração do contato do apoio com o solo durante o andar. Posteriormente, em 1885, com a introdução das técnicas fotográficas, utilizou a fotografia na análise do movimento do corpo durante a corrida. BRAUNE & FISCHER (1898), citado por WOLTRING (1989), aperfeiçoaram esta técnica e obtiveram resultados significativos do mecanismo da locomoção humana, principalmente no nível do andar. Procuraram demonstrar que a capacidade de oscilação da perna durante os

níveis do andar é ativamente controlada pela musculatura, e não puramente movida sob a influência da gravidade como suposta pelos irmãos WEBER.

O estudo das forças envolvidas na locomoção foi introduzido em 1895 por FISCHER, citado por WOLTRING (1975), que calculou as forças envolvidas no andar. Seu trabalho baseou-se na descrição dos músculos envolvidos na fase de contato do apoio com o solo. Verificou quais músculos estavam envolvidos ativamente na fase de contato do apoio com o solo. O trabalho de FISCHER foi limitado a descrições de fases por falta de instrumentação adequada na época. A eletromiografia surgiu por volta de 1925 e a primeira plataforma de força em meados de 1930, mas a importância do seu trabalho reside no fato da introdução do cálculo de forças na locomoção.

As primeiras técnicas eletromiográficas surgiram por volta de 1925 com ADRIAN, citado por STEINDLER (1953), demonstrando a possibilidade de determinar a atividade muscular nos músculos humanos em qualquer fase do movimento. Com a introdução da eletromiografia na análise do movimento pode-se verificar os músculos envolvidos na locomoção humana descritos por estudos anteriores e permitindo a introdução de novos estudos.

SCHWARTZ (1928), citado por STEINDLER (1953), investigou o andar, registrando a força de contato do apoio com o solo. Contudo, a análise da força só foi precisa com a introdução da plataforma de força em 1934 por ELFTMAN, citado por PEDOTTI (1975), que permitiu medir a resultante das forças de reação do solo e a posição relativa do ponto de aplicação da resultante. Esta plataforma era bidimensional, ou seja, permitia o registro da força de reação do solo em duas direções, e por volta de 1960 foi introduzida a plataforma de força tridimensional que permite o registro das forças em três direções.

HUBBARD (1939) analisando a corrida concluiu que o aumento da velocidade ocorre em decorrência de um aumento da força propulsiva como resultado de um aumento da passada do corredor. Estudos posteriores demonstraram que um aumento da

velocidade pode ser função de uma modificação da amplitude e/ou frequência da passada.

INMAN (1953), contribuiu para o estudo do andar realizando uma análise eletromiográfica da musculatura do quadril nas posições estática e dinâmica, estabelecendo a intensidade e duração do esforço muscular para estas posições durante a locomoção. Em relação à intensidade, o registro da atividade muscular só demonstrou em qual das duas posições a atividade foi maior, isto porque a eletromiografia não permite o registro da força muscular.

BASMAJIAN (1967) foi um dos pesquisadores que mais se ocupou do estudo da eletromiografia, identificou padrões de atividade muscular na locomoção. Estes estudos não fornecem nenhuma medida quantitativa da atividade muscular, apenas fornecem uma indicação do momento em que os músculos estão ativos ou inativos e do tempo de duração da atividade muscular durante o ciclo da locomoção.

O aperfeiçoamento e o desenvolvimento de novos métodos e instrumentos utilizados em estudos Biomecânicos tem auxiliado no campo da pesquisa em locomoção humana. Por exemplo: A introdução do estroboscópio eletrônico, que tem a capacidade de registrar as várias sequências de um movimento em série de fotografias. BRANDELL (1973) e CAVANAGH (1980) em seus estudos descreveram a utilização de alguns instrumentos na quantificação da força e efetuaram a análise cinemática durante a locomoção humana (andar e correr). Os instrumentos analisados pelos estudos foram os eletrogoniômetros, plataforma de força, unidades telemétricas, digitalização de alta rapidez de movimento fotográfico.

MURRAY et alii (1964), fizeram um estudo relacionando a variação da velocidade com estatura corporal e cadência (passos por minuto) e verificaram que estes parâmetros estão relacionados com a amplitude e frequência do passo. Esta relação foi descrita por ENOKA (1988), onde o autor coloca que a velocidade de deslocamento é a interação entre o comprimento da passada (amplitude) e frequência de passada e quando ocorre

a modificação de um destes parâmetros o outro também pode ser alterado neste momento.

Nota-se, portanto, a preocupação de vários autores em estudar a locomoção humana sob vários aspectos. Conclui-se então que a locomoção humana é um processo que envolve conhecimentos da estrutura anatômica, funções fisiológicas, padrões de controle motor, características biomecânicas, associados com variações cronológicas e patológicas. Sendo, portanto, um processo complexo e inesgotável no que diz respeito a estudos, por envolver várias áreas de conhecimento humano, e por isso não pode ser analisado como um simples processo.

Deve-se ainda considerar que, para a investigação do movimento em biomecânica, torna-se necessário pela complexidade estrutural do mesmo, a aplicação simultânea de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência. Por isso, a análise da locomoção humana dentro da Biomecânica é um processo que necessita do envolvimento de vários métodos de investigação quantitativos e qualitativos, para que os resultados apresentem mais informações, maiores possibilidades de controle e interpretação no decurso do movimento, permitindo também uma maior e melhor precisão na descrição do movimento, que resulta por fim, na prática, a interpretação do rendimento do movimento. Pois a análise biomecânica da locomoção humana requer conhecimentos da anatomia músculo-esquelética humana, instrumentos de medida de força, cinemática do movimento, cinética da estrutura do movimento e da técnica de movimento.

Em nosso meio, pelo pequeno número de laboratórios especializados em Biomecânica, pela dificuldade de aquisição de instrumentos e mesmo pela limitação de recursos humanos, poucos estudos tem sido realizados na área.

Assim sendo, na tentativa de trazer novos conhecimentos e auxiliar a busca de futuras investigações da Biomecânica para a locomoção humana, tanto a nível do andar quanto do correr, é que este estudo foi realizado.

2

OBJETIVO

O presente estudo tem por objetivo analisar descritivamente os padrões de movimento de locomoção humana, para o andar e correr, utilizando uma amostra definida de adultos do sexo masculino. Para isso, serão analisadas as seguintes variáveis selecionadas: a força de reação do solo, o ângulo da articulação do joelho e a atividade muscular.

As formas de comparação dos padrões de locomoção utilizados são entre o andar e o correr, locomoção descalço e com calçado, para todas as variáveis.

Uma outra análise registra-se no enfoque metodológico para controle das variáveis observadas. A análise da locomoção humana necessita de métodos de investigação com menor interferência possível no testando, alta precisão e frequência de medidas. Portanto, precisa-se verificar se a metodologia a ser empregada permite uma análise confiável, simultânea e sincronizada dos padrões da locomoção humana (andar e correr).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Locomoção humana

A locomoção humana, o andar e correr, é um comum e repetitivo movimento voluntário que o ser humano executa. Comum, porque desde o seu aparecimento na terra ele se utiliza deste meio de locomoção. No início por necessidade de sobrevivência, pois era o único meio de transporte utilizado. Depois, com a evolução dos meios de locomoção, o que era necessidade de sobrevivência passou a ser necessidade de vida saudável.

Por ser um movimento presente no dia a dia do ser humano, a locomoção vem sendo objeto de estudo dos pesquisadores. Tem-se registros do ano 300 A.C., de tratados que tentaram explicar o andar.

Os movimentos de locomoção são altamente variáveis, não somente entre indivíduos, mas para um mesmo indivíduo a diferentes velocidades e de apoio para apoio. Além disso é um processo complexo que necessita de um elaborado controle do sistema músculo - esquelético e sistema nervoso. Conclui-se então que a locomoção não é um único fenômeno, mas muitos fenômenos interligados, constituindo-se um movimento de estrutura complexa para análise e interpretação.

Embora, duas pessoas não possam se locomover de maneira idêntica, existem certas características da locomoção que são universais, e estes pontos similares servem como base para a descrição cinemática, dinâmica, atividade muscular entre outros.

Através dos anos, muitos estudos foram realizados sobre a locomoção humana, sob vários aspectos. Muitos destes estudos estão relacionados na obra de VAUGHAN et alii (1991), que traz referências de pesquisas realizadas desde 1873 até 1991. As informações contidas nesta obra auxiliam tanto os teóricos como os práticos, no que diz respeito às seguintes áreas e profissionais: terapeutas, ortopedistas, pediatras,

engenheiros biomédicos, especialistas em reabilitação, cientistas do esporte e treinadores esportivos.'

3.2 Andar

3.2.1 Aspectos da cinemática

O simples andar, movimento que ocorre na direção do deslocamento e sentido para frente, envolve sequências alternadas, na qual o corpo é primeiro suportado por um membro, que está em contato com o solo e, em seguida, pelo outro membro.

Portanto, resultam em constante deslocamento do centro de gravidade, proporcionando um momento de força para frente, apresentando-se como um movimento instável.

INMAN (1981) analisou o andar observando a posição e o deslocamento do centro de gravidade do corpo e verificou que durante o movimento ocorre uma perda e uma recuperação do equilíbrio, sequencialmente. Concluiu que o andar é uma atividade passiva, dependendo da transferência do peso corporal acima do apoio.

WINTER (1983), definiu o termo cadência utilizado durante todo o estudo da locomoção como instabilidade, e o termo cadência natural ou livre, como: "passos por minuto quando uma pessoa se desloca o mais natural quanto possível".

Através de seus estudos ADELAAR (1986), verificou que o ciclo do andar é composto por várias fases e propôs que os componentes do ciclo do andar são em número de cinco, e assim denominados: (a) calcanhar do primeiro apoio em contato com o solo, (b) contato total do apoio com o solo, (c) primeiro apoio fora do solo, (d) fase de oscilação e (e) calcanhar do segundo apoio em contato com o solo. O que deve ser observado é que estes componentes descritos como sendo fases isoladas, ocorrem de forma ordenada e simultânea.

Considerando as sequências envolvidas, existirá sempre um apoio em contato com o solo, e por um pequeno intervalo de tempo em cada ciclo, os dois apoios estão em

contato com o solo. Com isso, podemos caracterizá-lo como uma sequência de simples e duplo apoio, ALEXANDER (1984). Existe uma fase em que um dos apoios não está em contato com o solo, fase esta denominada oscilação ou balanço.

Tanto o tempo em que o apoio permanece em contato com o solo quanto o tempo de oscilação da perna livre podem ser expressos em segundos (seg) ou em porcentagem (%) do ciclo de passada. Para a cadência natural foram encontrados um tempo na fase de contato com o solo que variou de 58% a 61% e um tempo de oscilação de 39% a 42%, sendo encontrada uma variação de 16% a 22% para a fase de duplo apoio.

WINTER (1983), determinou o tempo de contato com o solo, em porcentagem do ciclo de passada, para três cadências, (a) lenta com 87,4 passos por minuto e um desvio padrão de 10,4 passos/min, (b) natural com 105 passos/min e desvio padrão de 7,7 passos/min e (c) rápida com 121,6 passos/min e desvio padrão de 5,3 passos/min. Encontrou que o tempo de contato para a cadência lenta foi de 63,5% com um desvio padrão de 1,9%, para a cadência natural 63,3% e um desvio padrão de 1,0% e para a cadência rápida 61,0% com desvio padrão de 1,5%.

De acordo com os estudos de ADELAAR (1986), a fase de contato do apoio com o solo no andar corresponde a 65% do ciclo total, enquanto que a fase de oscilação a apenas 35% do total. O autor considerou o duplo apoio como fase de contato com o solo, por isso relatou em seus estudos duas fases, contato com o solo e oscilação. Considerando o tempo em segundos, STEINDLER (1953), encontrou um tempo para a fase de oscilação de 332 ms. SUBOTNICK (1985), estudou a fase de contato do apoio com o solo e encontrou uma duração de aproximadamente 800 ms para esta fase. Tempo este subjetivo quando analisa-se a locomoção humana (andar e correr), pois este tempo de apoio está diretamente relacionado com a velocidade de deslocamento. Observa-se que a medida que a velocidade de deslocamento diminui, o tempo de apoio aumenta.

Portanto, os deslocamentos podem ocorrer em velocidades diferentes, parâmetro este que está presente no

estudo da locomoção, e que é objeto de estudo da cinemática. Esta por sua vez é a interação de duas variáveis: comprimento de passada (amplitude) e a frequência de passadas, ENOKA (1988). Com a variação da velocidade vão ocorrer mudanças no padrão da locomoção tanto do ponto de vista físico (aplicação de forças, tempo de contato com o solo, variação angular, ...) como anatômicas (solicitações musculares, articulares, ...). Estas modificações variam entre indivíduos e são controladas por parâmetros da dinâmica no caso das forças, da eletromiografia na atividade muscular e eletrogoniometria na variação angular, que também são indicadores da sobrecarga articular, parâmetros estes discutidos no presente trabalho.

Verifica-se que a velocidade de deslocamento é um parâmetro importante na determinação da velocidade do andar. Observa-se que existe uma velocidade limite para o andar e que a partir deste limite, o padrão do movimento modifica-se e tem início o correr. ALEXANDER (1984), demonstrou matematicamente a velocidade limite de deslocamento entre o andar e correr, através da equação: $v = \sqrt{g \cdot l}$ onde, v é a velocidade de deslocamento, g a aceleração da gravidade e l o comprimento dos membros inferiores (medido da articulação do quadril ao solo). O autor considerou que a aceleração da gravidade na terra é aproximadamente $10,0 \text{ m/s}^2$ e que o comprimento de perna é tipicamente $0,9 \text{ m}$ para um adulto. Calculou-se que a velocidade limite alcançada por um adulto, no andar, está por volta de $3,0 \text{ m/s}$, que é um pouco superior ao padrão médio de $2,5 \text{ m/s}$. Portanto, o autor definiu que a partir da velocidade de $3,0 \text{ m/s}$ inicia-se a corrida. Valor este discutível por ser aplicado a uma amostra ($l=0,9\text{m}$) e com aproximação da aceleração da gravidade ($10,0 \text{ m/s}^2$).

Segundo SAMMARCO (1980), o andar normal é deslocar-se a uma velocidade de $5,63 \text{ km/h}$ ($1,56 \text{ m/s}$) e que a velocidade limite para o andar é de $201,0 \text{ m/min}$ ($3,35 \text{ m/s}$).

Os estudos de MURRAY et alii (1966) e ANDRIACCHI et alii (1971) demonstraram que a maneira natural de aumentar a

velocidade de deslocamento, é aumentando a cadência, ou seja, a frequência e amplitude da passada simultaneamente.

Quando analisa-se a cadência, verifica-se que existe uma cadência natural para o andar e os valores encontrados na literatura demonstram uma variação de 107 a 122 passos/min. Um estudo realizado com 60 pessoas de idade variando entre 19 e 32 anos, apresentou uma cadência de 107 passos/min com um desvio padrão de 8,8 passos/min, (WINTER 1983). DRILLIS (1958), registrou uma cadência média de 112 passos/min, variando de 78 a 144 passos/min, utilizando 936 pessoas para o estudo.

DUCHATINIER & ROZENDAL (1970) observaram que mulheres andam ligeiramente mais rápido que os homens, 122 e 116 passos/min respectivamente, para uma amostra de 72 homens e 57 mulheres. FINLEY & CODY (1970), também encontraram uma maior cadência natural para as mulheres. Estudando 472 mulheres encontraram uma cadência de 116,5 passos/min com um desvio padrão de 11,7 passos/min, comparado com grupo oposto, em que, foram pesquisados 434 homens com uma cadência média de 110,5 passos/min com um desvio padrão de 10 passos/min. Outros pesquisadores que apresentaram resultados relacionados com a cadência de homens e mulheres foram MOLEN & ROZENDAL (1972), demonstraram uma cadência média de 113 passos/min para homens e 124 passos/min para mulheres, TABELA 1.

TABELA 1 - Valores de cadência natural (passos por minuto) por vários autores.

Pesquisadores	Média	Desvio	Média	Desvio
	homens	Padrão	mulheres	Padrão
DRILLIS (1958)	112,0	-----	-----	-----
DUCHATINIER (1970)	116,0	-----	122,0	-----
FINLEY & CODY (1970)	110,0	10,0	116,5	11,7
NELSON & ROZENDAL (1972)	113,0	-----	124,0	-----
WINTER (1983)	107,0	8,8	-----	-----

Comparando o resultado de vários autores, WINTER (1983), concluiu que a cadência natural para as mulheres é cerca de 6,0 (seis) a 9,0 (nove) passos/min maior que nos homens. Estes resultados entre a cadência de homens e mulheres demonstram uma maior frequência de movimento para as mulheres a uma dada velocidade, isto devido ao menor comprimento de perna encontrado nas mulheres.

WINTER (1983), MURRAY (1966), entre outros, tentaram definir uma cadência para representar velocidade baixa, média e alta, de seus estudos pode-se concluir que a velocidade baixa é representada por uma cadência de 70 passos/min, 95 passos/min a velocidade média e 120 passos/min para altas velocidades.

MURRAY et alii (1964, 1966), referiram-se a velocidades de marcha livre e rápida. Eles encontraram que a cadência livre escolhida pelas pessoas variava muito. Para assegurar comparações significativas entre os testandos, eles foram colocados em um pré - teste onde caminharam a 112 passos/min (calculado por DRILLIS, 1958), antes de realizarem os testes escolhidos para a investigação. Para a marcha rápida, as pessoas foram instruídas a andarem tão rápido quanto fosse possível para um andar confortável.

Com a variação da velocidade ocorre uma mudança nas fases do ciclo do andar. O tempo das fases de contato do apoio com o solo e oscilação diminuem à medida que a cadência e velocidade de deslocamento aumentam. Os estudos de MURRAY (1967), demonstraram que adultos do sexo masculino diminuem seu tempo de contato com o solo tão rapidamente quanto o tempo de oscilação quando aumentam a cadência.

ANDRIACCHI et alii (1971), demonstraram um aumento no tempo de oscilação de quase 400ms, à medida que a velocidade de deslocamento variava de 4,0 m/s para 1,45 m/s. Resultado este que está de acordo com as conclusões de (MURRAY 1967).

Como observado, quando a velocidade de deslocamento varia verifica-se mudanças nos parâmetros relacionados com a locomoção (tempo de apoio, duplo apoio,...) e verifica-se também que pessoas têm sua própria cadência de movimento,

independentes uma das outras. Diante disto pesquisas surgiram no sentido de verificar se existiam diferenças intra-indivíduos além das diferenças inter-indivíduos.

MATSUSAKA et alii (1985), sugeriram que o membro inferior, esquerdo e direito, desempenham diferentes funções durante o andar. Em relação a esta assimetria, vários outros autores diferem, HAMILL et alii (1984), encontraram em seus estudos uma simetria. Por outro lado, SINGH (1970), ROSENROT (1980) e HERZOG et alii (1989), definem a simetria do andar como sendo um perfeito ajuste da cinemática e cinética externas dos membros inferiores, direito e esquerdo. Portanto, eles concluíram que existe uma assimetria e esta pode ser usada como critério de medida para verificar as diferenças entre o andar normal e patológico.

SCHNEIDER et alii (1983), determinaram os componentes das forças de reação do solo e o deslocamento do ponto de aplicação da força resultante para o andar na plataforma de força a uma velocidade de 83 m/min (1,38 m/s), para diferentes tipos de calçado. Para este estudo, a rigidez da sola e a altura do calcanhar foram consideradas. Para normatizar as diferentes formas e tamanho de calçados, tangentes foram traçadas, dos mais extremos pontos da borda medial e lateral. A bissetriz destas tangentes foi traçada e chamada de linha média do calçado (ou pé) e foi usada para dividir o pé em apoio anterior, apoio médio e apoio posterior, FIGURA 1.

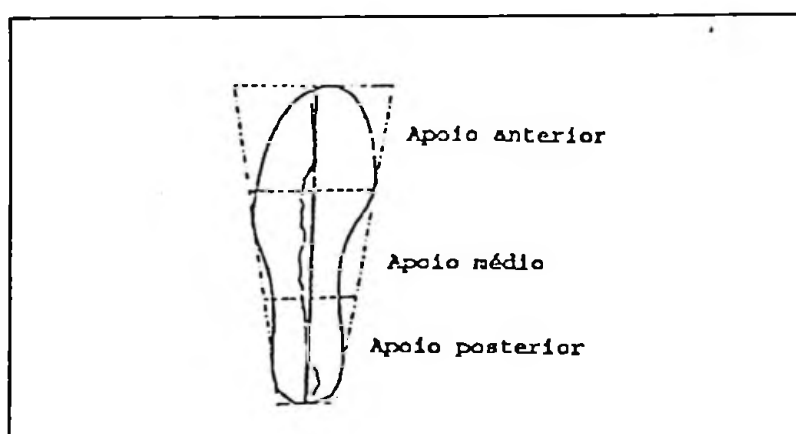


FIGURA 1 - Áreas de apoio anterior, médio e posterior do pé, segundo SCHNEIDER et alii (1983).

O padrão do ponto de aplicação da força resultante foi usado para determinar o intervalo de tempo de contato de cada uma das três áreas do pé. O impulso vertical foi obtido da área da curva da força vertical, e a percentagem total do impulso vertical para um dado período de tempo foi determinada para cada uma das três áreas do pé, encontrando-se 23,5% do total do impulso vertical para o apoio posterior, 29,8% para o apoio médio e 46,7% para o apoio anterior.

3.2.2 Aspectos da dinâmica

Forças de reação do solo tem sido frequentemente utilizadas como um componente descritivo primário na análise da função do apoio durante a fase de contato com o solo na locomoção, de acordo com (BATES et alii, 1981).

Analizando o gráfico da força de reação do solo, para o andar demonstrado na FIGURA 2, podemos descrever o movimento, evidenciando algumas características. O instante em que um dos apoios entra em contato com o solo, é denominado de calcanhar de ataque. Antes que o apoio perca o contato com o solo, o calcanhar do outro apoio entra em contato com o solo. Com isso, o corpo é suportado pelos dois apoios por pequeno intervalo de tempo; esta fase é chamada de fase de duplo apoio. Durante a fase de apoio de uma perna, apoio simples, ocorre a fase de oscilação da outra perna, perna livre. O período de um passo é o lapso de tempo entre dois eventos consecutivos idênticos, que podem ser: contato do calcanhar com o solo ou saída do apoio do solo, (JACOBS et alii, 1972).

Verifica-se, ainda, que os valores destas forças registradas são alteradas em função da velocidade de deslocamento e que, para o andar a uma determinada velocidade, a componente vertical cresce rapidamente com o início do contato com o solo e diminui rapidamente com a perda do contato. Porém, na maior parte do tempo de apoio, ela permanece em um nível quase que constante, com uma pequena queda no valor quando o apoio está totalmente em contato com o solo. À medida

que se aumenta a velocidade, os valores dos picos de força também aumentam. Portanto, diferentes padrões de força são encontrados para diferentes velocidades.

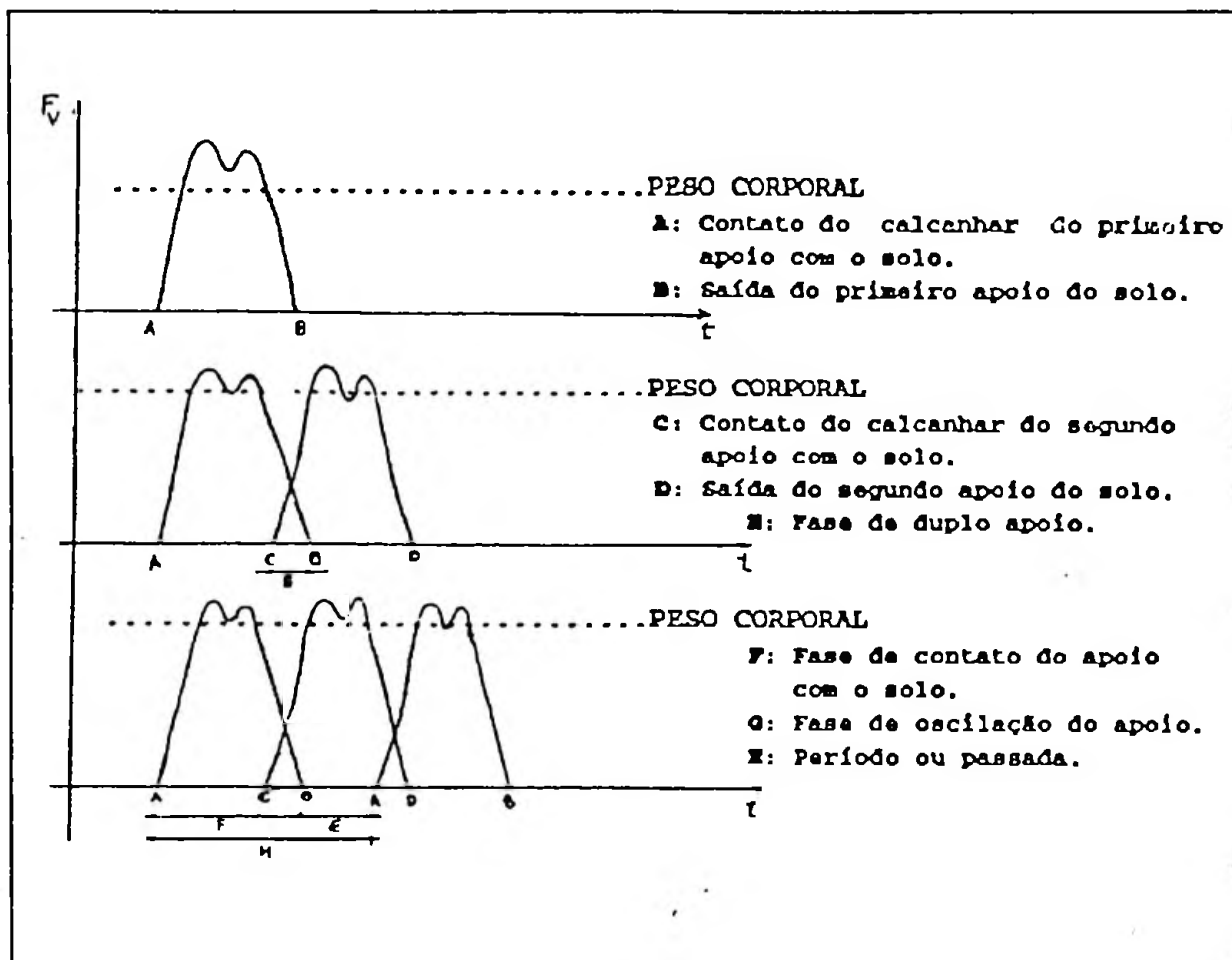


FIGURA 2 - Várias fases do ciclo do andar em relação à força de reação do solo. Adaptado de JACOBS et alii (1972).

Os padrões de força usados no andar e correr, podem ser descritos por meio de dois fatores; β e q . O fator β é a fração de duração da passada, quando cada apoio está no solo. É superior a 0,5 para o andar e inferior para o correr. O fator q descreve a forma de registro da força (coeficiente da série de FOURIER), FIGURA 3. Os diferentes valores de β e q podem ser explicados com auxílio de modelos matemáticos que calculam o trabalho por ciclo, do andar ou correr, para uma dada

velocidade para todas as combinações possíveis de β e q . (ALEXANDER, 1984).

SIMON et alii (1981), demonstraram que o pico de forças, no andar, alcançou valores que variaram de 0,5 a 1,25 vezes o peso corporal.

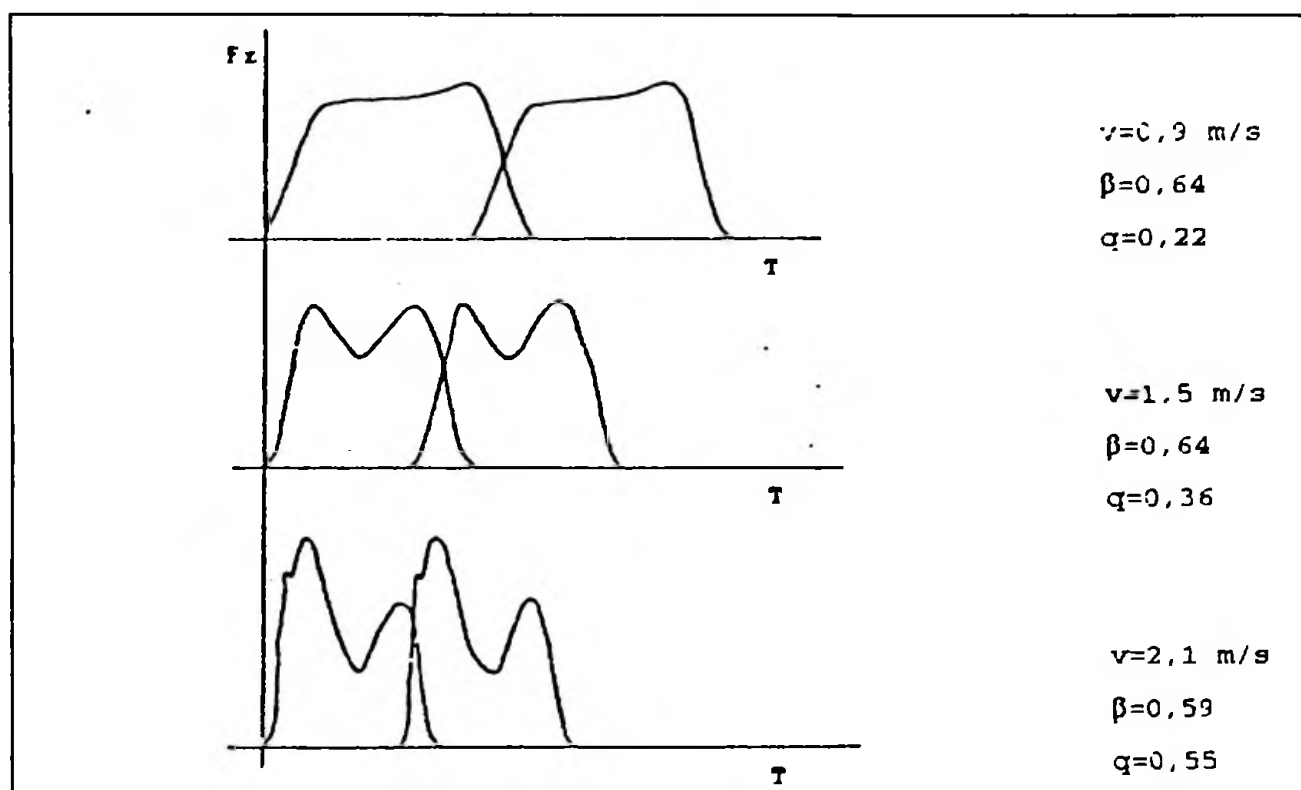


FIGURA 3 - Valores de β e q para diferentes velocidades na componente vertical da força de reação do solo.
Adaptado de ALEXANDER (1984)

Uma característica importante na componente horizontal da força de reação do solo é que ela apresenta duas fases, uma negativa que ocorre durante a primeira metade da fase de contato do apoio com o solo, indicando uma redução na velocidade do corpo e, posteriormente, uma fase positiva que tem lugar na segunda metade da fase de contato com o solo, representando uma aceleração horizontal do corpo.

3.2.3 Aspectos da eletromiografia

O eletromiograma (EMG) é o mais simples método de representação do controle neurológico do sistema músculo-esquelético. Cada unidade motora quando ativada, produz um potencial de ativação da unidade motora, e que é uma característica da unidade motora e da posição dos eletrodos. Durante um movimento voluntário qualquer, por exemplo, o andar, o sinal recebido do EMG é simplesmente uma soma algébrica de todos os potenciais de ação da unidade motora ativos na unidade de tempo.

Com isso, muitos estudos foram realizados com o intuito de verificar a relação de dependência entre tensão e atividade do músculo. Foi encontrada uma relação linear entre tensão e as medidas de amplitude do EMG. Porém, muitos pesquisadores demonstraram um grau de não linearidade em alguns, e em até todos os músculos testados. O que deve ser observado entretanto, é o fato de que a não linearidade ocorre somente em níveis de alta tensão, bem acima do encontrado na maioria dos músculos durante o andar e correr.

OUNPUU(1986), encontrou atividades eletromiográficas não simétricas em alguns músculos selecionados dos membros inferiores durante o andar, *M. glúteo máximo, M. reto femoral, M. vasto lateral, M. tibial anterior e M. gastrocnêmio.*

Assim como no padrão de força, a velocidade também influi no padrão do EMG, e este altera-se com a variação da velocidade do andar.

Durante o andar, o *M. sóleo* inicia sua atividade antes do calcanhar perder contato com o solo, na fase de apoio posterior, e termina sua atividade antes que o apoio perca totalmente o contato com o solo. Aparentemente, sua função é mais de sustentação do que propulsiva. O *M. tibial anterior* tem dois picos de atividade: um quando o calcanhar entra em contato com o solo, e outro, no final da fase de contato do apoio com o solo. Sendo que este músculo permanece inativo durante a fase média de contato do apoio com o solo. O *M.*

tibial posterior é inativo durante toda a fase de oscilação. (BASMAJIAN, 1971).

3.2.4 Aspectos da eletrogoniometria

Os ângulos articulares são relativos. Portanto, através deles obtemos a posição de cada segmento adjacente no espaço.

Com isso, para o andar normal, estando o tronco posicionado quase verticalmente, o ângulo do quadril pode nos representar a posição da coxa no espaço, enquanto que o ângulo do joelho mostraria a posição da perna e o ângulo do tornozelo uma estimativa da posição do pé no espaço.

Através disso, alguns autores procuraram definir as fases do andar com relação aos ângulos articulares, SHAPIRO et alii (1981) definiram a fase de oscilação como sendo igual à flexão do joelho mais extensão do joelho, porém a literatura do andar demonstra claramente que a flexão do joelho começa antes do apoio deixar o solo, e de fato, o joelho já está flexionado a 40 graus na saída do apoio do solo.

Os ângulos do quadril, joelho e tornozelo tem sido objeto de estudo através dos anos, principalmente em relação ao andar tanto para sujeitos do sexo masculino como do sexo feminino. MURRAY (1967) foi um dos que se preocupou com este tema, utilizando fotografia de luz interrompida para seu estudo.

WINTER et alii (1974), utilizando sistema de televisão, estudaram a variação do quadril, joelho e tornozelo para três velocidades: lenta, natural e rápida, para cadências de 85 a 125 passos/min.

FUJITA et alii (1983), relacionaram o movimento da articulação metatarsofalangeana e demonstraram mudanças angulares sucessivas da primeira articulação metatarsofalangeana no ciclo do andar. A primeira articulação metatarsofalangeana começa a flexionar-se rapidamente com o calcanhar de ataque e mantém-se a aproximadamente 10,0 graus na posição de extensão durante a fase plana do apoio. Durante a

fase de oscilação, a primeira articulação metatarsofalangeana mantém-se ao redor de 30,0 a 40,0 graus de extensão.

3.3 Correr

3.3.1 Aspectos da cinemática

O correr envolve sequências alternadas de apoio e não apoio, sendo que a fase de apoio ocorre quando existe contato com o solo e a fase de não apoio, ou fase de flutuação, quando os apoios estão no ar. A fase de apoio é inversamente proporcional à velocidade, isto é, o tempo de apoio é diferente para cada velocidade, à medida que a velocidade aumenta e o tempo de apoio diminui. Com este aumento de velocidade, diminui também a fase de duplo apoio característica do andar e surge a fase de flutuação na corrida.

Pode-se então concluir que a velocidade é um parâmetro presente na locomoção e que define seu padrão.

MANN & SPRANGUE (1980), investigaram 15 corredores de velocidade com idades variando entre 19 e 27 anos, com peso corporal entre 63,54 a 83,97 Kgf e estatura variando de 1,76 a 1,93 m. Eles verificaram que conforme eles aumentaram sua velocidade de corrida, o tempo de contato com o solo diminuiu de 0,147 a 0,106 s, com um tempo médio de apoio de 0,121 s.

SILVA et alii (1993) encontraram em seus estudos uma redução de todas as fases de apoio dos membros inferiores (toque do calcanhar, apoio total e fase de propulsão) e um acréscimo na fase de balanço (pelo incremento da fase de vôo na corrida) tanto em termos percentuais quanto para valores absolutos à medida que variava a velocidade de deslocamento durante a corrida.

Quando aumentamos a velocidade, o comprimento do ciclo em relação ao tempo diminui, isto foi verificado por ADELAAR (1986), que calculou que o correr corresponde a aproximadamente 60,0% do ciclo do andar e o jogging a 70,0%.

A corrida apresenta características diferentes para cada corredor, por estar diretamente ligada ao esporte do que a

fase de oscilação, a primeira articulação metatarsofalangeana mantém-se ao redor de 30,0 a 40,0 graus de extensão.

3.3 Correr

3.3.1 Aspectos da cinemática

O correr envolve sequências alternadas de apoio e não apoio, sendo que a fase de apoio ocorre quando existe contato com o solo e a fase de não apoio, ou fase de flutuação, quando os apoios estão no ar. A fase de apoio é inversamente proporcional à velocidade, isto é, o tempo de apoio é diferente para cada velocidade, à medida que a velocidade aumenta e o tempo de apoio diminui. Com este aumento de velocidade, diminui também a fase de duplo apoio característica do andar e surge a fase de flutuação na corrida.

Pode-se então concluir que a velocidade é um parâmetro presente na locomoção e que define seu padrão.

MANN & SPRANGUE (1980), investigaram 15 corredores de velocidade com idades variando entre 19 e 27 anos, com peso corporal entre 63,54 a 83,97 Kgf e estatura variando de 1,76 a 1,93 m. Eles verificaram que conforme eles aumentaram sua velocidade de corrida, o tempo de contato com o solo diminuiu de 0,147 a 0,106 s, com um tempo médio de apoio de 0,121 s.

SILVA et alii (1993) encontraram em seus estudos uma redução de todas as fases de apoio dos membros inferiores (toque do calcanhar, apoio total e fase de propulsão) e um acréscimo na fase de balanço (pelo incremento da fase de vôo na corrida) tanto em termos percentuais quanto para valores absolutos à medida que variava a velocidade de deslocamento durante a corrida.

Quando aumentamos a velocidade, o comprimento do ciclo em relação ao tempo diminui, isto foi verificado por ADELAAR (1986), que calculou que o correr corresponde a aproximadamente 60,0% do ciclo do andar e o jogging a 70,0%.

A corrida apresenta características diferentes para cada corredor, por estar diretamente ligada ao esporte do que a

uma necessidade primária. MYIASHITA et alii (1973), relataram que os corredores têm sua técnica própria de corrida, com hábitos naturais ou adquiridos, e os elementos que formam a técnica de corrida são em número de 6 (seis): (a)- movimento total, (b)- ângulo de inclinação do corpo, (c)- oscilação do braço, (d)- colocação do apoio, (e)- levantar a perna, (f)- comprimento da passada.

HAMILL et alii (1983b), demonstraram que o aumento da velocidade pode ser acompanhado por mudanças na amplitude de passadas, enquanto que a frequência permanece relativamente constante. Mas, o que se observa é uma variação tanto na amplitude da passada quanto na frequência para um aumento na velocidade.

DILLMAN (1975), relacionou algumas características de um bom corredor: amplitude da passada relativa à dimensão física do corredor, comprimento do membro inferior, tempo mínimo de contato com o solo, pequeno deslocamento vertical do corpo, vigorosa e completa extensão do membro inferior no primeiro contato com o solo, grande flexão do joelho durante a fase de oscilação da perna.

INMAN (1981), afirmou que a corrida rápida depende de parâmetros como : comprimento da passada, capacidade muscular, técnica de corrida, peso corporal e superfície de apoio. Sendo que todos estes aspectos estão diretamente relacionados .

Segundo WOOD (1987), existe uma velocidade limite para cada corredor, sendo que tanto o potencial neuro-muscular quanto a técnica de movimento da perna de oscilação pode ser o fator limitante da velocidade de corrida

Como no andar, o correr é também um movimento cíclico, onde determina-se um ciclo de passada em que o movimento se repete a um dado intervalo de tempo. Portanto, o período ou passada é uma fase em que não ocorre a repetição do movimento, sendo semelhante ao período do andar, como por exemplo, do contato do calcanhar do primeiro apoio com o solo ao contato do calcanhar do mesmo apoio novamente.

Segundo ALEXANDER (1984), a fase de contato com o solo no correr corresponde a 40,0% do ciclo total, enquanto que

a fase de oscilação a 30,0% e os outros 30,0% estão relacionados à fase de flutuação.

Em um estudo realizado com corredores de velocidade e maratonistas por BOBER et alii (1990), através de análise cinematográfica, foram encontrados os seguintes resultados: para os velocistas, 2 (dois) sujeitos, foram encontradas velocidades de 8,2 m/s e 8,7 m/s; tempo de contato com o solo de 0,11 s e 0,10 s.; tempo de flutuação de 0,13 s e 0,12 s e tempo de oscilação de 0,37 s e 0,35 s respectivamente e para os maratonistas, 2 (dois) sujeitos. Os resultados foram os seguintes : velocidade de 3,4 m/s e 3,5 m/s; tempo de contato com o solo de 0,24 s e 0,23 s: tempo de flutuação de 0,08 s e 0,12 s e tempo de oscilação de 0,42 s e 0,46 s. Para uma melhor distribuição apresentamos estes resultados na TABELA 2. Como podemos observar, quanto maior a velocidade de deslocamento, menor o tempo de contato com o solo, menor o tempo de oscilação, isto porque, a velocidade dos membros é maior. O tempo de flutuação é aproximadamente o mesmo, portanto, mesmo com tempo de oscilação menor e tempo de contato menor, os velocistas apresentam uma maior passada, fazendo com que eles permaneçam por um tempo maior na fase de vôo, tempo este equivalente ao dos maratonistas.

TABELA 2 - Características da passada de velocistas e maratonistas
Adaptado de BOBER et alii (1990).

	Número de testando	Velocidade (m/s)	Tempo de apoio (s)	Tempo de flutuação (s)	Tempo de oscilação (s)
Maratonista 1	1	3,40	0,24	0,08	0,42
Maratonista 2	1	3,50	0,23	0,12	0,46
Velocista 1	1	9,20	0,11	0,13	0,37
Velocista 2	1	8,70	0,10	0,12	0,35

3.3.2 Aspectos da dinâmica

A FIGURA 4 demonstra a relação entre a força vertical máxima, ângulo da articulação do tornozelo e atividade do *M. gastrocnêmio*. DIETZ et alii (1979) verificaram que a força vertical máxima na corrida ocorre quando o *M. gastrocnêmio* está ativo e o ângulo da articulação do tornozelo alcança um mínimo.

CAVANAGH & LAFORTUNE (1980) demonstraram que existe dois picos na curva típica da força vertical de reação do solo. Um pico de impacto, que ocorre imediatamente após o primeiro contato do apoio com o solo, e um segundo pico, ocorrendo perto da metade da fase de contato com o solo.

O pico de impacto ocorre em velocidade de deslocamento menores, na qual o contato com o solo é realizado com uma área maior do apoio. Esta área de contato diminui à medida que a velocidade de corrida aumenta.

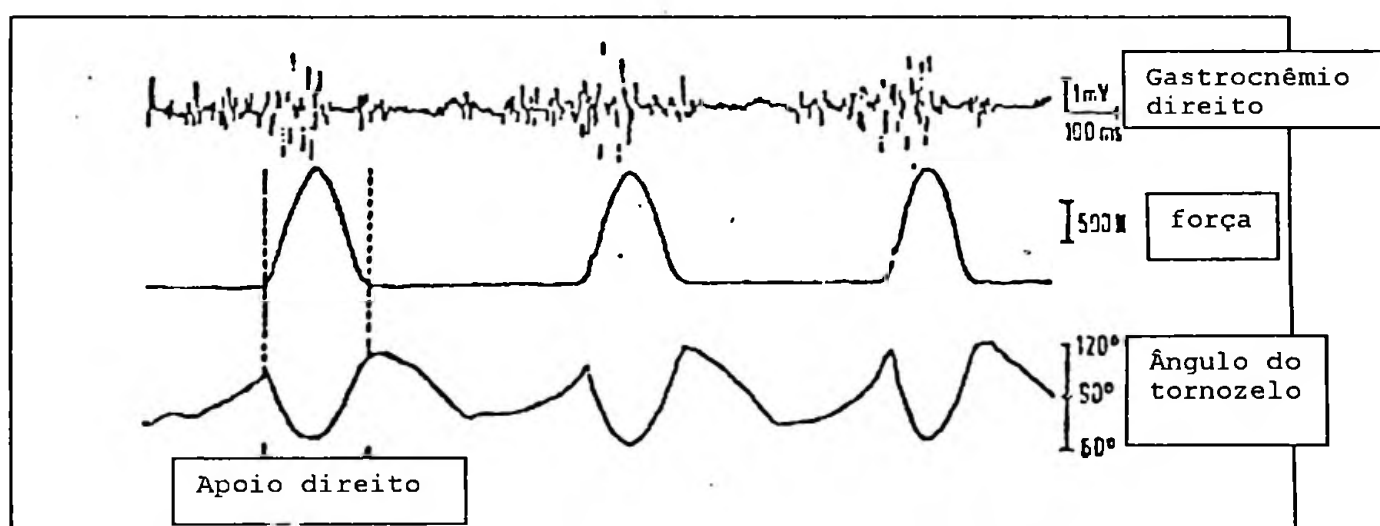


FIGURA 4 -Força vertical máxima relacionada com a atividade muscular para o *M. gastrocnêmio direito* e variação angular da articulação do tornozelo, segundo DIETZ et alii (1979).

FREDERICK & HAGI (1986), estudaram 9 (nove) sujeitos, sendo 6 (seis) homens e 3 (três) mulheres, em três velocidades distintas (3,35; 3,83 e 4,47 m/s). Os dados revelaram que os

picos de força aumentaram de maneira regular com o aumento da velocidade de corrida e peso corporal.

Uma similar relação foi demonstrada por HAMILL et alii (1983a), relacionando velocidades de corrida com picos de força utilizando velocidades de 4,0; 5,0; 6,0 e 7,0 m/s. Encontraram um aumento progressivo da força com o aumento da velocidade.

NIGG & DENOTH (1980), têm sugerido que os fatores biomecânicos que podem afetar a magnitude da força de impacto são: massa efetiva (influenciada pelo ângulo do joelho e peso corporal), velocidade da massa efetiva no contato com o solo, a área de contato na qual a carga é distribuída, e a resistência elástica da superfície e calçado.

Portanto, conforme a velocidade de deslocamento se altera, o mesmo ocorre com os picos de força. A magnitude das forças verticais de reação do solo apresentam valores que variam de 1,6 a 2,0 vezes o peso corporal a 3,4 m/seg e 2,9 vezes o peso corporal para uma velocidade de 5,4 m/s. A altas velocidades os corredores têm a tendência de um contato mais acentuado com o apoio médio e o pico de impacto tende a desaparecer, (WILLIAMS 1985).

PAYNE (1983) encontrou um pico de força de 3,5 vezes o peso corporal para velocistas a uma velocidade de 9,5 m/s. O tempo entre o contato do apoio com o solo e o pico de força está ao redor de 20,0 a 30,0 ms para corredores.

ROY (1982) encontrou um pico de força para 20 corredores que variou de 2,6 a 2,9 vezes o peso corporal para uma variação da velocidade de 3,4 a 5,4 m/s.

AMADIO (1989), utilizou a curva força-tempo para uma velocidade de 7,0 m/s e verificou que a componente vertical da força de reação do solo variou de 3,0 a 3,5 vezes o peso corporal.

HALL (1993) afirma que as fases de reação do solo são mantidas a cada apoio do pé durante a corrida. A magnitude do componente vertical varia de 2,0 a 3,0 vezes o peso corporal do corredor, com um padrão de força variando com o tipo de corrida. Os fatores que influenciam os padrões de força de

reação do solo são: (a) velocidade de corrida, (b) tipo de calçado, (c) a superfície de corrida e (d) o desempenho do corredor.

CAVANAGH & LAFORTUNE (1980), encontraram uma redução significativa da velocidade horizontal de 0,18 m/s durante a fase de contato do apoio com o solo para 17 pessoas, a uma velocidade de 4,47 m/s seguida por um aumento de 0,27 m/seg durante a saída do apoio do solo. Isto poderia indicar que a velocidade de saída do contato com o solo é superior à de início de contato, mas o que pode ocorrer é um efeito da resistência do ar que poderá reduzir a velocidade horizontal durante a fase de vôo, e com isso a velocidade de corrida será mantida constante.

A componente antero-posterior da força de reação do solo para a corrida, a uma velocidade constante demonstra um impulso retardado durante a primeira fase do contato e um impulso propulsivo durante a segunda fase, impulsos estes que se equivalem, ou seja, são proporcionais em se tratando de velocidade constante.

3.3.3 Aspectos da eletromiografia

A coordenação necessária para completar uma passada na corrida eficientemente depende de uma série complexa de ativação da musculatura do corpo, particularmente das extremidades inferiores.

DIETZ et alii (1979), examinaram durante a corrida livre o EMG do *M. gastrocnêmio* e verificaram que a sua atividade começou de 120 a 180 ms antes do contato com o solo e aumentou de 35 a 45 ms depois do contato com o solo. Similarmente, a força de reação do solo aumentou com o aumento da extensão muscular e diminuiu com o início do encurtamento do músculo tríceps da perna, até o apoio perder contato com o solo. A atividade do *M. tibial anterior* inicia-se com o final da atividade do *M. gastrocnêmio*. Demonstraram também que os níveis de atividade muscular do *M. gastrocnêmio* na fase de

contato com o solo na corrida rápida foi de 2,0 a 3,0 vezes maior que a atividade durante contração voluntária máxima.

MIYASHITA et alii (1971) registraram que a atividade muscular aumentou com o aumento da velocidade de 150,0 m/min (2,4 m/s) para 400,0 m/min (6,67 m/s).

MIYASHITA et alii (1973), estudaram o comportamento de 8 (oito) homens adultos, sendo: 1 (um) ótimo corredor, 4 (quatro) corredores de nível médio e 3 (três) iniciantes, na esteira. Foram testados em 7 (sete) velocidades diferentes, iniciando em 200,0 m/min (3,34 m/s) até o limite de 500,0 m/min (8,34 m/s), a velocidade aumentando em intervalos de 50,0 m/min (0,84 m/s). Concluíram que a atividade muscular de um bom corredor é menor que a de um fraco a uma dada velocidade.

BRANDELL (1973), relatou que para o correr, durante a flexão do joelho depois que o calcanhar tocou o solo, frequentemente o *M. vasto lateral* alcança sua máxima atividade.

3.3.4 Aspectos da eletrogoniometria

No momento em que o apoio entra em contato com o solo, a articulação do joelho começa a flexionar-se para uma redução na velocidade do movimento, logo após, inicia-se a extensão para produzir uma força propulsiva. Quando o apoio deixa o solo, a articulação do joelho começa a flexionar-se novamente.

Mudanças na ação da articulação do quadril, joelho e tornozelo durante a corrida a diferentes velocidades, foram estudadas, e verificou-se que, durante a fase de apoio com o solo, o movimento de flexão do joelho e a flexão do tornozelo foram seguidas por extensão do joelho e flexão plantar do tornozelo enquanto que o quadril permaneceu em extensão. E que a flexão completa do joelho e a flexão plantar ocorrem quase que simultaneamente sendo que a flexão do quadril foi completada um pouco mais tarde. Estas mudanças que ocorrem na amplitude do movimento do joelho, à medida que a máxima extensão diminui e a máxima flexão aumenta, não são iguais para

a fase de oscilação da perna livre. E a velocidade angular da extensão é maior que a da flexão, (SINNING & FORSYTH 1970).

Estes autores demonstraram ainda, que a uma velocidade de 183,0 m/min (3,05 m/s) a fase de contato com o solo consumiu 36,2% do ciclo total da passada, e a 396,0 m/min (6,60 m/s) apenas 29,9%. A flexão do joelho utilizou 60,2% do total da fase de apoio a 183,0 m/min (3,05 m/s), enquanto que a 396,0 m/min (6,60 m/s), consumiu 61,5%.

SLOCUM & JAMES (1975), quantificaram os ângulos de flexão do joelho e quadril, e encontraram 0,52 radianos (29 graus) e 0,70 radianos (40 graus) respectivamente, para a fase de contato com o solo.

GOLLNICK & KARPOVICH (1964), encontraram uma menor extensão do joelho na final da fase de oscilação e uma maior flexão do tornozelo durante a fase de oscilação.

Um estudo realizado com corredores treinados e não treinados por HOSHIKAWA et alii (1972), concluiu que corredores treinados tendem a flexionar a articulação do joelho antes do que os não treinados. Verificaram ainda, que a fase de flexão e extensão da articulação do joelho diminui com o aumento da velocidade de corrida durante a fase de contato do apoio com o solo. Porém, na fase de oscilação, a flexão permanece quase constante enquanto que a extensão aumenta com o aumento da velocidade.

A diferença entre os corredores treinados e não treinados está no fato de que, a altas velocidades, os treinados demonstram um melhor aproveitamento nas fases de extensão e flexão das articulações para transferência de energia, segundo (HOSHIKAWA et alii, 1972).

3.4 Análise comparativa entre andar e correr

Existem alguns parâmetros que diferenciam o ciclo do andar do ciclo do correr, entre eles, a técnica de movimento e a velocidade de locomoção. A velocidade de locomoção é um dos parâmetros que faz com que ocorram diferenças nas fases do ciclo do andar e correr. Na corrida, a velocidade de

deslocamento é maior, com isso ocorre uma redução no tempo em que cada apoio permanece em contato com o solo. Uma terceira fase aparece no ciclo da corrida, conhecida como fase de flutuação na qual os apoios perdem totalmente o contato com o solo, desaparecendo a fase de duplo apoio presente no andar.

Segundo ENOKA (1988) uma das diferenças entre o andar e o correr consiste na porcentagem de massa corporal suportada pelo apoio em contato com o solo durante cada ciclo, isto porque o tempo de contato do apoio com o solo é diferente para o andar e o correr.

SUBOTNICK (1985), verificou que a duração da fase de contato com o solo na corrida é de aproximadamente 250,0 ms, sendo que para o andar este tempo é cerca de 3 (três) vezes maior, aproximadamente 800,0 ms.

Quando nos referimos a locomoção é interessante que se faça uma rápida abordagem da marcha atlética, rápida, por não ser objeto de estudo do presente trabalho e interessante por se tratar de um indiscutível meio de locomoção relacionado ao esporte. A marcha atlética apresenta características relacionadas ao andar e correr, e com isso torna-se difícil uma classificação.

Verifica-se que atletas de marcha atlética, andam a uma velocidade de aproximadamente 4,0 m/s, e o "andar correndo" que utilizam é um inquestionável estilo de andar. Por sua própria definição: marcha atlética é uma progressão em que não é interrompido o contato com o solo. Isto significa que durante a progressão não deverá existir uma fase de vôo. Fato este questionável se controlarmos a velocidade de progressão, ou seja, a partir de uma velocidade crítica, existirá uma fase de vôo.

PHILLIPS (1984), observou uma fase de vôo dos marchadores e verificou um tempo de vôo que oscilava entre 0,02 a 0,06 s.

Segundo DONSKOI & ZATSIORSKI (1988), a velocidade de marcha atlética é 2,0 a 2,5 vezes maior que a velocidade de marcha normal e, como ela, apresenta uma maior velocidade de deslocamento, o período de duplo apoio é reduzido a um mínimo.

Um outro estudo demonstrou que um aumento da velocidade de deslocamento é resultado de uma igual influência da amplitude e frequência de passadas, (TSAROUCHAS et alii, 1990).

Na marcha atlética, os aumentos da força vertical não são substancialmente influenciados por um aumento da velocidade da marcha. Este aumento no valor da força pode ser resultado do aumento da frequência de passadas, ou seja, por uma redução no tempo de contato do apoio com o solo enquanto que o impulso vertical permanece constante, (TSAROUCHAS et alii, 1990).

Um outro aspecto que deve ser levado em consideração, pois apresenta algumas diferenças do ponto de vista biomecânico, é a relação existente entre a locomoção no solo e na esteira rolante. já que muitos estudos são realizados em esteira, sem considerar variáveis biomecânicas.

NELSON et alii (1972), investigaram os movimentos de corrida entre esteira e solo para 16 experientes corredores, para três diferentes velocidades (3,35; 4,88 e 6,40 m/s) e em três inclinações (horizontal, 10% acima e 10% abaixo). Eles registraram que corredores na esteira foram caracterizados por longos períodos de apoio, baixa velocidade vertical do corpo e menor variabilidade na velocidade horizontal do corpo. Baseados nos parâmetros de movimento investigado, eles concluíram que existe uma diferença significativa entre os componentes biomecânicos da esteira e do solo.

DAL MONTE et alii (1973), compararam diferentes velocidades (4,2 m/s; 5,0 m/s e 5,5 m/s) na corrida entre esteira e solo. Pequenas diferenças no movimento do corpo foram encontradas, com um deslocamento vertical do corpo menor na esteira, ou seja, ocorre um menor deslocamento do centro de gravidade durante a locomoção em esteira quando comparado com a locomoção no solo. Os padrões investigados foram os movimentos do ombro, cotovelo, mão, quadril e joelho.

De acordo com AMADIO & BAUMANN (1992), foram encontrados uma menor ativação, bem como uma menor amplitude na ação muscular para a corrida sobre a esteira, principalmente para o *M. glúteo máximo* e *M. eretor da espinha*. Esta tendência

acentuou-se para a velocidade mais alta do experimento, 4,3 m/s. Foi observado ainda que na esteira a uma velocidade de 4,3 m/s, ocorre uma redução na extensão do segmento coxa-perna com baixa variação da articulação do joelho e pequena oscilação do tronco, que tende a manter-se mais vertical se comparado com a corrida livre.

Existem muitas variáveis biomecânicas que devem ser consideradas quando da análise de movimentos de locomoção em esteira e solo, por exemplo: velocidade de deslocamento, inclinação da esteira, tempo de contato do apoio com o solo, quantidade de energia mecânica necessária para realizar o movimento, tipo do material na composição do piso na esteira rolante. Portanto, nas análises comparativas entre locomoção em esteira e solo devem ser considerados todos os fatores que constituem a capacidade de rendimento da locomoção e apresentar os fatores de correção, dadas as distintas manifestações biomecânicas energéticas e neuro - musculares para ambas formas de locomoção (esteira e piso).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Variáveis estudadas

Entre as possíveis variáveis da Biomecânica externa a serem estudadas na locomoção humana, selecionaram-se para o presente trabalho as seguintes:

Variação angular da articulação do joelho, através de medição direta pelo eletrogoniômetro.

Ângulo de variação da articulação do joelho (D/E) durante a locomoção : andar e correr, na fase de contato do apoio com o solo.

Força de reação do solo medida através da plataforma de força.

Duas componentes da força de reação do solo foram registradas em relação a fase de apoio de um único passo: componente vertical (F_z) que reflete a força total que atua para baixo em um ângulo reto com a superfície da plataforma, componente antero-posterior (F_y) que reflete toda força que age empurrando a plataforma para frente e para trás e componente médio-lateral.

Atividade muscular

Foi também monitorado o padrão de atividade muscular através dos sinais eletromiográficos registrados a partir de digitalização dos seguintes grupos musculares:

- a) *M. gastrocnêmio cabeça lateral, direito,*
- b) *M. vasto lateral direito,*
- c) *M. gastrocnêmio cabeça lateral, esquerdo,*
- d) *M. vasto lateral esquerdo.*

Para um melhor controle do padrão do movimento de locomoção duas condições foram analisadas, uma em que o testando locomoveu-se descalço e outra usando um calçado tipo tênis. E para garantir a reprodutibilidade, cada testando seguiu o seguinte critério, através de repetições em blocos sequenciais:

- a) Andar descalço 5 repetições
- b) Andar de tênis 5 repetições

- c) Correr descalço5 repetições
- d) Correr de tênis 5 repetições

O número de repetições por blocos sequenciais para garantir a reprodutibilidade é discutível entre autores. De acordo com os estudos de HAMILL & McNIVEN (1990), o número de vezes que se deve locomover sobre a plataforma de força para uma boa segurança é de 10 vezes por bloco sequencial. De outro lado, CAVANAGH et alii (1981) propuseram que o número ideal para garantir a reprodutibilidade é de cinco vezes por bloco sequencial.

No presente estudo, foram utilizadas duas velocidades de locomoção: uma para o andar de aproximadamente 2,0 m/s e outra para a corrida de aproximadamente 3,0 m/s. No controle das velocidades foi utilizado o cálculo da velocidade média pelo tempo gasto para percorrer a distância de 5,0 m.

4.2 Amostra experimental

A amostra do presente estudo são universitários do curso de educação física, da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo (USP) do sexo masculino, que não apresentaram nenhum indício aparente de distúrbio de locomoção, como por exemplo: desvio de coluna, diferença entre os membros inferiores (encurtamento), prótese, cirurgia de membros inferiores. A amostra foi composta por 10 estudantes voluntários, considerando o objetivo do estudo além das dificuldades metodológicas para a realização do mesmo, tais como: preparação do equipamento e tempo gasto na colocação do equipamento no testando.

Para o acompanhamento dos testandos durante a aquisição dos dados, foram utilizados protocolos para o registro dos dados e identificação dos testandos como das fases dos testes, estes protocolos são apresentados nos ANEXOS I e II.

4.3 Procedimentos de medição

4.3.1 Força de reação do solo

Como definido anteriormente, a toda força aplicada existe uma reação igual e contrária. Na locomoção, uma força é aplicada ao solo pelo corpo e em resposta, o solo aplica uma força igual e contrária ao corpo, o que faz com que este se movimente. Esta força é conhecida como força de reação do solo e para a sua quantificação é necessária a utilização da plataforma de força.

A plataforma de força fornece a força de reação do solo (segundo sistema tridimensional de coordenadas) durante o contato do apoio com a sua superfície. Como toda força, ela é uma grandeza vetorial, necessitando ser representada pela sua intensidade, direção e sentido, e deve ser expressa em relação à variável tempo.

A plataforma de força utilizada foi concebida conforme BAUMANN (1968) que discute sobre a proporcionalidade entre a grandeza física força, que age sobre a plataforma de força, e a grandeza elétrica que se transforma a partir da diferença de potencial de resistência e tensão elétrica dos "strain gauge", células de carga. A plataforma possui três pares de células de carga fixas em cada um dos quatro suportes de tubo de alumínio que são elementos miniaturizados com peso de 1,0 g, comprimento de 1,0 mm, sensíveis a alterações da força de pressão, e as deformações na ordem de grandeza de $10E-6$ mm, dos tubos de alumínio onde se encontram fixados e transmitindo as proporcionais alterações nos seus potenciais elétricos, FIGURA 5.

A força registrada independe do ponto de apoio na superfície da plataforma, ou seja, o testando não necessita apoiar em um ponto pré determinado na plataforma.

Limitou-se, na concepção da plataforma, seu tamanho a uma superfície de 40 x 50 cm, com o propósito de reduzir o erro de aquisição do sinal de medida, e, desta forma, a sequência de oscilação do sistema de medida não influenciou a validade do

resultado desta medida. Assim, o erro de medida permaneceu, para os três componentes de força de cada plataforma, abaixo dos 2%.

A calibragem da plataforma apresentou uma linearidade entre os valores de medida e as grandezas de medida para a plataforma 02 (correlação entre tensão e carga de 98,742% para F_y e 99,891% para F_z), e para a plataforma 01, (99,672% para F_y e 99,782% para F_z) definindo-se desta forma os valores de erro para a medição das variáveis dinâmicas do presente estudo.

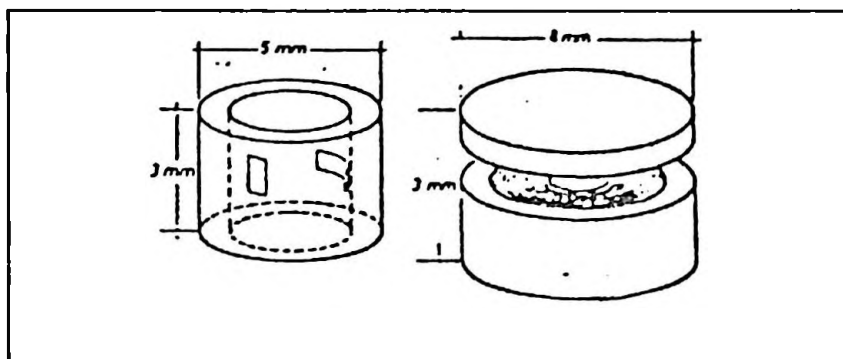


FIGURA 5 - Representação gráfica das células de carga, strain Gauge, nos tubos de alumínio, segundo BAUMANN (1968)

O sistema é concebido para permanecer fixo ao solo e registrar grandezas de forças de apoio que se fizerem presentes nesta superfície, para que não ocorra alteração na precisão dos valores de medida. Assim, o sistema não é concebido para registros sequenciais das forças envolvidas no apoio durante a locomoção, fato este que exige a interpretação da reprodutibilidade de movimentos isolados. Cada um dos componentes da força nas direções XYZ (Tridimensional), são registrados simultaneamente, porém independentes uns dos outros.

Segundo BAUMANN (1968), uma limitação que está presente durante a utilização da plataforma de força é o seu tamanho reduzido à superfície de 40 x 50 cm. Com isso, para determinados movimentos as unidades são relativamente pequenas. Para a locomoção humana não foi possível o registro sequencial do movimento em uma única plataforma. Um outro fator limitante

é a distância entre as plataformas, que pode ser precisa para a velocidade do andar, mas que, para a velocidade da corrida apresenta algumas dificuldades no contato com a segunda plataforma, pois o testando precisará modificar seu padrão de passada para conseguir acertar a segunda plataforma adequadamente, isto porque a plataforma de força permaneceu fixa no solo. Portanto, para a corrida, foram coletados dados relativos somente a uma plataforma.

4.3.2 Atividade muscular

O sinal elétrico associado com a contração do músculo é chamado de eletromiograma (EMG). O estudo do EMG é conhecido como eletromiografia.

A eletromiografia permite o registro da atividade elétrica dos grupos musculares na realização do movimento, ou seja, demonstra a variação do potencial elétrico muscular, que acontece entre dois eletrodos de superfície fixados na pele e que demonstra, portanto, a atividade elétrica do músculo, (AMADIO, 1989). Diante disto, pode-se contribuir para a resposta de algumas questões na análise do movimento, como tensão muscular entre o músculo, como grupo muscular em atividade, início, duração e picos de contração. Porém não se obtêm valores quantitativos em termos de tensão. Isto significa que, através da eletromiografia, pode-se investigar o comportamento do grupo muscular assinalado, sem registro de força muscular. O eletromiograma pode assim, ser encarado como indicador de causas internas de fenômenos biomecânicos na realização de movimentos esportivos. Portanto, a eletromiografia representa um importante parâmetro de medida para a análise complexa do movimento, gerando elementos para uma compreensão mais detalhada do movimento humano.

Este registro foi realizado através do aparelho de canais múltiplos ETK 90x/4K-d60/EMG, que é uma unidade ampliadora de quatro canais e serve para a transformação dos sinais eletromiográficos bipolares do âmbito microvolt ou milivolt em formas registráveis e armazenáveis no campo da

amplitude de volts. No aparelho descrito, esta função é exercida por quatro unidades eletrônicas, dentro de uma faixa de frequência e independentes uma das outras. Garantem uma ampliação linear e na amplitude de confiança do EMG, possibilitam o registro simultâneo da atividade elétrica de quatro músculos ou grupo musculares.

Deve-se, ainda, observar que existem algumas limitações (AMADIO 1989):

- a) Os movimentos são perturbados pelos eletrodos, cabos e equipamentos transportados pelo testando.
- b) Existem dificuldades na determinação dos pontos anatômicos musculares para a fixação dos eletrodos. Apesar de existir uma padronização do procedimento para a fixação, na prática existem diferenças morfológicas nos testandos,
- c) Os eletrodos transmitem sinais de grandes áreas musculares, que não podem ser definidas exatamente. Com isso podem ocorrer interferências de músculos vizinhos,
- d) Interferências com o sinal eletromiográfico podem ocorrer em função de eletrodos mal fixados, que permitam apenas um registro insuficiente, ou até um falso potencial de ação.

De acordo com ZIPP (1982), toda investigação que se relaciona com a eletromiografia de superfície apresenta problemas em relação ao local de colocação dos eletrodos para obtenção do sinal para músculos específicos. Portanto, a padronização para a colocação dos eletrodos para um sinal adequado deve apresentar:

- a) Boa reprodutibilidade,
- b) Considerar as dimensões corporais individuais,
- c) Registro de sinal de boa qualidade.

Diante disto, as colocações dos eletrodos, sempre que possível, devem estar relacionadas com os pontos de referências antropométricos em relação às dimensões corporais individuais e localizadas no volume muscular paralela as fibras musculares.

A colocação dos eletrodos de superfície do presente estudo seguiram as recomendações de ZIPP (1982), que determina para o *M. gastrocnêmio* a colocação dos eletrodos sobre uma linha imaginária que se situa entre a cabeça da fíbula e o

calcanhar, sendo que o ponto para a colocação dos eletrodos situa-se a $1/3$ da cabeça da fíbula. Em relação ao *M. vasto lateral*, a colocação dos eletrodos foi sobre uma linha imaginária entre a parte superior anterior supra ilíaca e a articulação do joelho, sendo o ponto localizado a $1/5$ da articulação do joelho.

O aparelho utilizado na coleta de dados (ETK90.x/4K-d60/EMG) é composto de módulos com diferentes funções, a FIGURA 6 oferece uma visão geral.

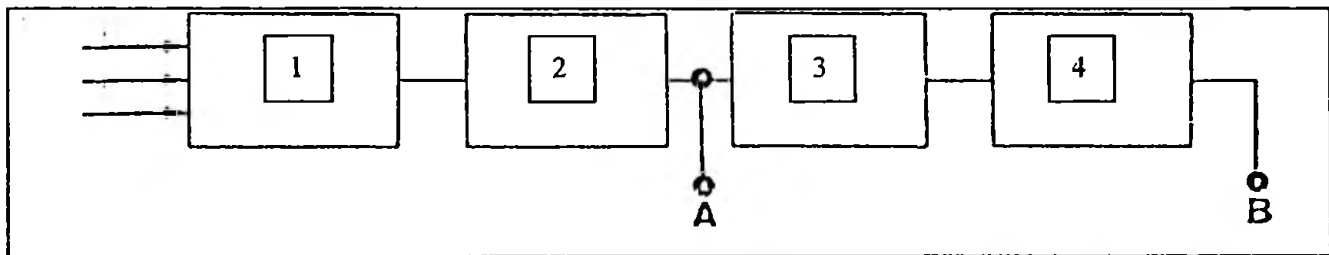


FIGURA 6 - Estrutura esquemática de um canal da EMG, ETK90.x/4k-d60/EMG (1990).

O módulo 1 forma primeiramente a diferença elétrica (diferença de potencial) entre o eletrodo condutor ativo em relação ao eletrodo de referência, eletricamente neutro. Esta formação de diferença, da assim chamada eletromiografia bipolar, tem a vantagem de poder eliminar todas as interferências do sinal elétrico, que aparecem concomitantemente nos dois eletrodos ativos e assim não falsear o sinal eletromiográfico.

O módulo seguinte 2 realiza a filtragem do sinal eletromiográfico ampliado. O sentido desse procedimento é impedir o registro de interferências elétricas do sinal eletromiográfico, produzidas por movimentos dos eletrodos registrados em relação à musculatura. Na saída desta unidade eletrônica obtém-se um sinal eletromiográfico ampliado, contínuo e livre de interferências, faixa de frequências e capacidade de registro numa altura registrável, sendo o registro feito através da saída A.

Nos estágios subsequentes 3 e 4, procede-se à redução das informações dadas pelo eletromiograma, na forma de

estrutura isolada em si. O GL providencia primeiramente a transformação do sinal bipolar em forma unipolar (mesma direção), que sofre uma grande retificação do módulo seguinte TP e assim produzindo uma curva média do sinal de EMG sem que cada curva seja detalhada, saída B.

Esta aparelhagem dispõe de duas diferentes possibilidades de edição para o eletromiograma, que podem ser exclusivamente escolhidas: saída A fornece o sinal ampliado e detalhado do EMG, enquanto que a saída B apresenta uma curva média do EMG em relação ao tempo, (TABELA 3).

TABELA 3 - Principais características elétricas dos canais da EMG.

	Saída A	Saída B
Aumento de diferença de tensão	1000 * (60 db)	-----
Faixa de frequência	20 Hz ---- 2 Hz	0 ---- 20 Hz
Saída de tensão máxima	3 Vss	3 V
Resistência de saída	.50 ohm	50 ohm

A alimentação é feita através de duas baterias de 9 V e o consumo de energia por canal é de aproximadamente 10 mA. Os dados fornecidos são valores médios, que podem variar de forma mínima de canal para canal. Para garantir a função constante de cada canal, é colocado no aparelho um estabilizador de tensão de aproximadamente 5 V.

Cada conjunto de eletrodo disponível é composto por três eletrodos miniaturizados, onde o eletrodo de referência (neutro) pode ser reconhecido pela sua coloração preta. Os outros dois eletrodos, vermelhos, representam os sensores ativos para captação do potencial de ação muscular, por diferença de potenciais.

Determinados os grupos musculares e o ponto anatômico de aplicação dos eletrodos (padronização de ZIPP, 1982, citada

pele com a ajuda de anéis autocolantes de dupla face, numa distância de pelo menos 25 mm um do outro, paralelamente ao sentido das fibras musculares. É necessário que antes da colocação, a cavidade existente em todos os eletrodos sejam preenchidas com uma pasta condutora (gel condutor) para que se consiga um bom contato entre pele e eletrodo. Depois disto, é necessário que se esperem alguns minutos até o início da medição, para que o processo de difusão entre pele, pasta condutora e eletrodo tenham encontrado um equilíbrio.

4.3.3 Variação angular

É uma técnica de registro contínuo e automático do movimento articular, com o intuito de medir os graus de movimento existentes em cada plano (LEHMKUHL & SMITH, 1987). Utilizou-se, para o registro da variação angular um eletrogoniômetro, que segundo CÔRREA (1987), é um instrumento que utiliza um resistor variável (potenciômetro) como transdutor de rotações efetuadas pelas articulações, o que permite estabelecer uma relação direta entre ângulo e voltagem. Qualquer mudança nos ângulos da articulação a ser medida apresentará mudanças na resistência do potenciômetro. O potenciômetro é um dispositivo destinado à medida da força eletromotriz.

O eletrogoniômetro foi montado com os seguintes equipamentos: um potenciômetro construído, montado e calibrado eletrônica e mecanicamente, com base no potenciômetro BOURNS, tipo 65345-001-502, com linearidade de $\pm 0,5\%$ e resistência $5K \pm 10\%$. E com um amplificador linear de sinais regulável para duas entradas, (a) +5V - -5V e (b) +10V - -10V, com duas saídas para processamento AD. A calibragem do aparelho apresentou uma linearidade entre o valor de medida e a grandeza de medida para o eletrogoniômetro direito de 99,789% e no esquerdo de 99,910%.

Assim como os outros instrumentos existem algumas limitações quanto ao uso do eletrogoniômetro:

a) O ajustes das hastes aos segmentos corporais podem alterar os padrões normais do movimento, CORRÊA 1987.

- b) Dificuldade na determinação externa do ponto anatômico que represente o eixo articular (AMADIO 1989).
- c) Perturbação no padrão natural do movimento pela necessidade de transporte de cabos e equipamentos (AMADIO 1989).

4.3.4 Processamento e aquisição de dados

A utilização da plataforma de força, eletromiografia e eletrogoniometria estão na dependência de equipamentos que permitirão sua sincronização para a aquisição, armazenagem e controle de sinais para a interpretação dos dados adquiridos. No presente estudo utilizou-se de um computador digital que procederá a conversão do sinal analógico em digital, como representado na FIGURA 7. Durante a utilização do conversor de sinais biológicos existem alguns parâmetros que necessitam ser controlados, tais como: entrada do sinal, erro de aquisição, frequência da amostra, natureza e filtragem do sinal.

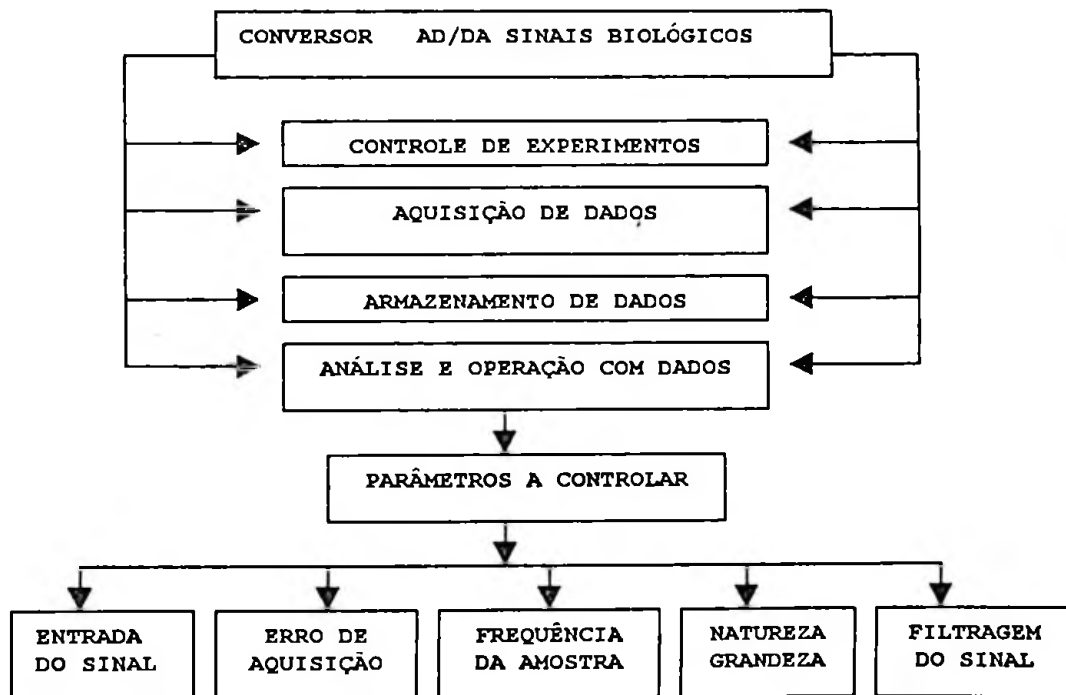


FIGURA 7 - Parâmetros que se relacionam com o conversor AD / DA de sinais biológicos. Adaptado de AMADIO (1989).

Com a necessidade de uma maior relação de sincronização entre as variáveis, melhor calibração de aparelhos e uma minimização do erro na coleta de dados, utilizou-se o conversor analógico-digital/digital-analógico (AD/DA) para uma integração entre o

microcomputador e as atividades de coleta, registro e análise de medidas. Estas atividades foram feitas simultaneamente com o teste em andamento, proporcionando respostas rápidas, precisas e automáticas.

As interfaces do conversor AD/DA utilizadas no presente trabalho foram idealizadas pela Lynx Tecnologia Eletrônica e são integrados aos microcomputadores compatíveis com o IBM-PC (XT/AT), com a placa CAD 10/26. O programa de aquisição e processamento de dados é o AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica).

A placa CAD 10/26 está dividida em quatro partes:

- a) controle - A placa CAD 10/26 ocupa oito endereços contíguos da área de entrada e saída.
- b) seletor de canais/ conversor AD - É formado por um registrador denominado RC que armazena o último canal a ser lido e um outro contador denominado CC que contém o número do canal a ser convertido. Com o sinal armazenado a conversão é feita em 20 microsegundos, durante os quais não deve ser realizado nenhum novo teste. O conversor AD possui 16 canais de entrada analógicos numerados de zero a 15, dos quais foram utilizados 12, numerados de zero a 11. Sendo seis para a plataforma de força, quatro para a eletromiografia e dois para a eletrogoniometria, assim distribuídos:

CANAL 0	Fx1 - FORÇA MÉDIO LATERAL (PLT1)
CANAL 1	Fy1 - FORÇA ANTERO POSTERIOR (PLT1)
CANAL 2	Fz1 - FORÇA VERTICAL (PLT1)
CANAL 3	Fx2 - FORÇA MÉDIO LATERAL (PLT2)
CANAL 4	Fy2 - FORÇA ANTERO POSTERIOR (PLT2)
CANAL 5	Fz2 - FORÇA VERTICAL (PLT2)
CANAL 6	<i>M. GASTROCNÊMIO CABEÇA LATERAL DIREITO</i>
CANAL 7	<i>M. VASTO LATERAL DIREITO</i>
CANAL 8	<i>M. GASTROCNÊMIO CABEÇA LATERAL ESQUERDO</i>
CANAL 9	<i>M. VASTO LATERAL ESQUERDO</i>
CANAL 10	ARTICULAÇÃO DO JOELHO DIREITO
CANAL 11	ARTICULAÇÃO DO JOELHO ESQUERDO

A escolha de entrada cujo sinal será convertido é feita escrevendo-se o número do canal desejado no contador CC.

c) conversor DA - Transforma um dado de oito bits em um sinal analógico na faixa de - 5,00 V a 4,96 V, o que representa uma variação de 39,063 mV na saída analógica para cada passo de discretização do sinal digital. O conversor DA possui dois canais de saída idênticos e independentes, A e B. A conversão é feita em 1,0 microsegundo, um canal de cada vez, sendo apenas necessário endereçar o canal desejado (A ou B).

d) temporizador - No temporizador é utilizado um circuito que possui três contadores. Este circuito é usado em aplicações internas, como o acionamento de dispositivos internos de conversão de sinais, interrupção e em aplicações externas, na sincronização com dispositivos externos à placa. A leitura dos contadores é realizada em duas etapas: (da) armazenamento do valor do contador em um registrador intermediário, (db) leitura dos valores armazenados.

Para uma melhor visualização da plataforma, seus equipamentos e demais instrumentos utilizados na coleta de dados, utilizou-se o diagrama da FIGURA 8.

4.4 Tratamento estatístico

Devido ao número de informações que foram obtidas através da coleta de dados, no presente estudo foram analisados os dados quantitativos através de técnica quantitativa paramétrica. Calculou-se a média aritmética dos dados escolhidos e selecionaram-se os valores máximos e mínimos (amplitude de variação) dos seguintes parâmetros: velocidade média, tempo de apoio, tempo de duplo apoio, força vertical máxima, força vertical mínima, quociente de inclinação da curva, força horizontal máxima, força horizontal mínima, máxima flexão do joelho para o andar e para o correr, velocidade média, tempo de apoio, força vertical máxima e mínima, força horizontal máxima e mínima, máxima flexão do joelho. Ainda utilizou-se a análise de variância de cada um destes

parâmetros. Foi também realizada uma análise qualitativa da eletromiografia em relação ao andar e o correr.

Foi utilizada a análise de variância do tipo one way tendo como fator de classificação as tentativas em cada teste. Esta análise foi realizada com todos os tempos de apoio de todos os testes realizados, sendo depois escolhido um teste de cada sujeito para o tratamento estatístico. Adotou-se o tempo de apoio para esta análise, por ser um parâmetro importante na diferença entre o andar e correr, demonstrando as fases de duplo apoio no andar e flutuação no correr, fases estas que definem o padrão de movimento. Portanto, procedimento confiável na interpretação dos resultados no movimento de locomoção e pela aleatoriedade da amostra. Também para verificar se houve influência no uso do calçado e na relação entre a ordem de colocação dos apoios no solo (direito/esquerdo ou esquerdo/direito) para o andar e no correr se o apoio utilizado foi direito ou esquerdo. Calculou-se também o coeficiente de correlação de Pearson entre a máxima flexão da perna de apoio, máxima flexão da perna livre e a máxima redução da força vertical máxima para o andar descalço e de calçado. Para o nível de significância estatístico foi utilizado o seguinte critério: $p > 0,05$ (sem símbolo), $0,05 \geq p > 0,01$ (*), $0,01 \geq p > 0,001$ (**) e $p \leq 0,001$ (***) .

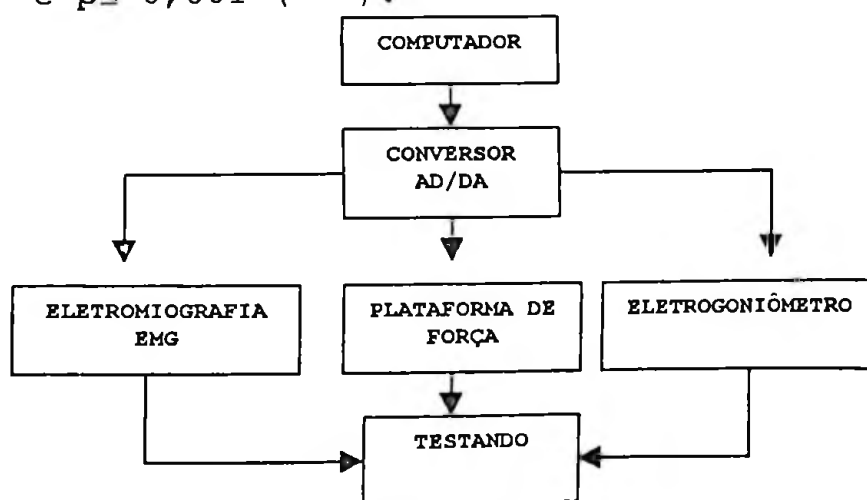


FIGURA 8 - Diagrama da montagem experimental metodológica dos equipamentos.

5 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados tabelas e gráficos para uma análise inicialmente descritiva das variáveis selecionadas, segundo os propósitos definidos para este trabalho.

Após a coleta de dados foram analisados os resultados obtidos para a locomoção humana, andar descalço e com calçado tipo tênis e para o correr descalço e com calçado tipo tênis. Calculou-se a média, os valores máximos e mínimos (para a análise da amplitude de variação dos resultados) e o desvio padrão para os testandos (n=10) de todos os parâmetros envolvidos no experimento. Como medidas antropométricas foram registrados o peso corporal (peso corporal médio - 66,30 kgf) e a estatura (estatura média - 175,6 cm) de cada um dos testandos e a idade média dos testandos foi de 21,8 anos, valores demonstrados na TABELA 4.

TABELA 4 - Valores médios, máximos e mínimos para a idade, peso corporal e estatura, da amostra estudada (n=10).

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
IDADE (anos)	19,20	21,80	27,10
PESO CORPORAL. (kgf)	61,50	66,30	76,10
ESTATURA (cm)	166,0	175,6	188,0

Foram realizadas cinco repetições para cada testando para cada situação anteriormente relacionada sendo que para a análise dos dados foi selecionado um único teste de cada sujeito para o andar (descalço e tênis) e correr (descalço e tênis), segundo critérios já definidos em metodologia.

Assim sendo, foram analisados 10 testes para o andar descalço e 10 para o andar com calçado tipo tênis, o mesmo ocorreu para os valores do correr, conforme critério discutido na metodologia para a escolha do teste a analisar, a partir da reprodutibilidade verificada através dos cálculos realizados

Serão utilizadas as siglas (P1) para representar o apoio 1 e (P2) para o apoio 2, podendo significar que os apoios foram realizados tanto com o pé direito quanto com o esquerdo. Isto pode ocorrer pelo fato da lateralidade não influir no resultado dos testes.

5.1 Andar

5.1.1 Velocidade de deslocamento

Os valores médios, mínimos, máximos e o desvio padrão encontrados para a velocidade de deslocamento estão representados na TABELA 5 e FIGURA 9 para o andar descalço e andar com calçado tipo tênis.

TABELA 5 - Valores encontrados para a velocidade média, máxima e mínima de deslocamento (n=10).

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
VEANDE (m/s)	1,3	1,4 ($\pm 0,09$)	1,6
VEANTE (m/s)	1,1	1,5 ($\pm 0,16$)	1,7

A velocidade média de deslocamento do andar descalço (1,4 m/s) com um desvio padrão de $\pm 0,09$ m/s apresentou valor inferior ao valor médio encontrado para o andar com calçado tipo tênis (1,5 m/s) e um desvio padrão de $\pm 0,16$ m/s. O que pode-se observar também é o valor do desvio padrão encontrado para os valores médios, e que o andar com calçado apresentou valores mais dispersos do que os encontrados para o andar descalço. O valor mínimo observado, para o andar descalço (1,3 m/s) foi superior em relação ao andar com calçado tipo tênis (1,1m/s). E para o valor máximo foi encontrado uma maior velocidade para o andar com calçado tipo tênis (1,7 m/s) quando comparado com o andar descalço (1,6 m/s).

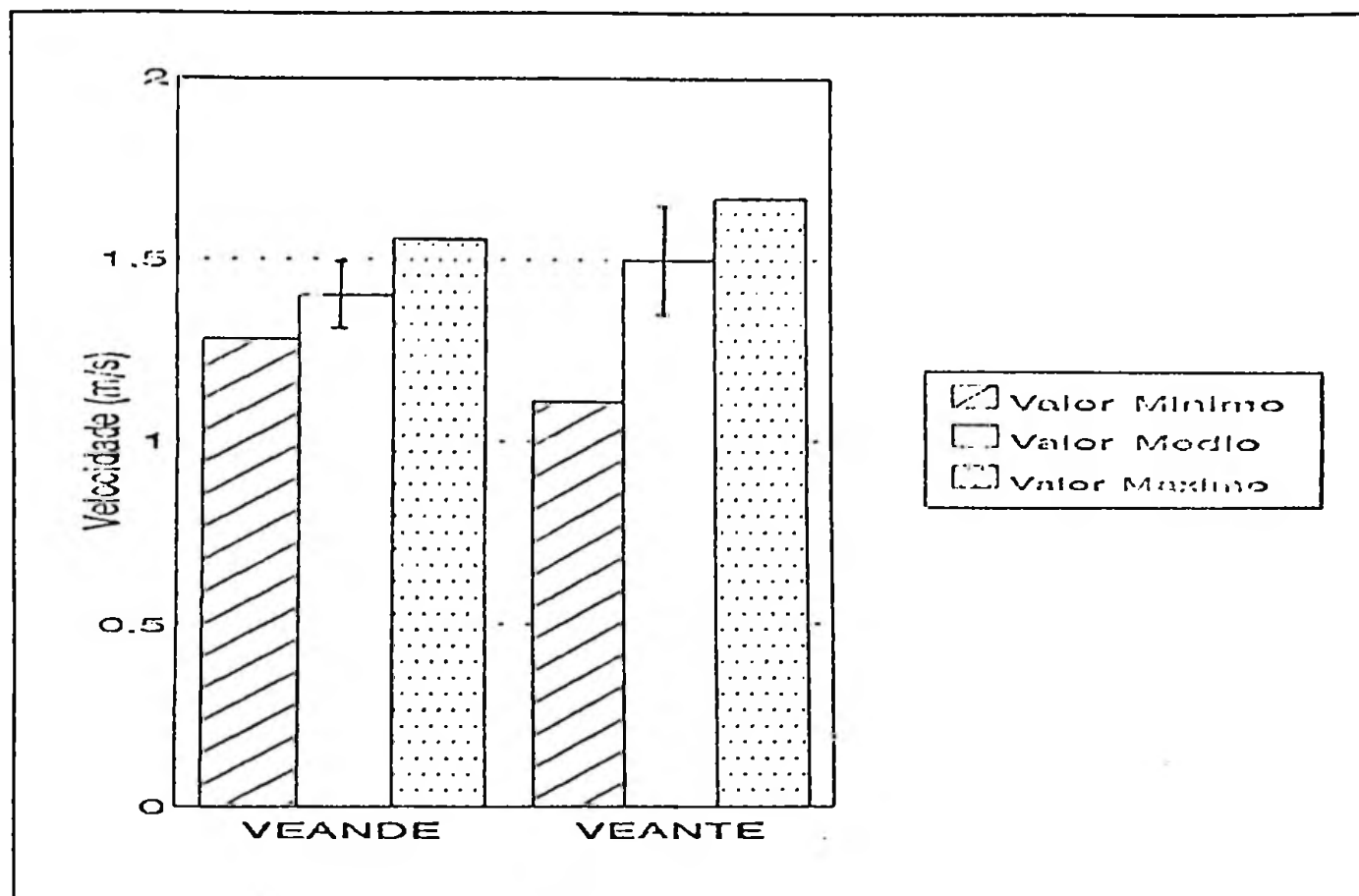


FIGURA 9 - Velocidade de deslocamento no andar descalço e com calçado.

5.1.2 Tempo de apoio e tempo de duplo apoio

Os resultados experimentais do tempo de apoio e tempo de duplo apoio para o andar descalço e andar com calçado tipo tênis encontram-se nas TABELAS 6 e 7 e FIGURAS 10, 11 e 12. Estão representados os valores médios mínimos e máximos assim como o desvio padrão para o primeiro apoio (P1), segundo apoio (P2) de cada padrão de movimento do andar (descalço e com calçado tipo tênis). A diferença entre o primeiro apoio do andar descalço em relação ao andar com calçado tipo tênis e também para o segundo apoio.

TABELA 6 - Valores médios, máximos e mínimos do tempo de apoio nos padrões do andar.

	Valor Mínimo		Valor médio		Valor Máximo	
	APOIO	APOIO	APOIO 1	APOIO 2	APOIO	APOIO
	1	2			1	2
TAANDE (ms)	540	580	600 (± 42)	620 (± 40)	690	700
TAANTE (ms)	510	540	590 (± 53)	620 (± 53)	730	710

Foi encontrado um tempo de apoio médio para o andar descalço no primeiro apoio de 600 ms (desvio padrão de ± 42 ms) e de 620 ms (desvio padrão de 40 ms) no segundo apoio. Para o andar com calçado tipo tênis encontrou-se 590 ms (desvio padrão de 53 ms) e 620 ms (desvio padrão de 53 ms) para a primeiro apoio e segundo apoio, respectivamente. Sendo que para o primeiro apoio no andar descalço, o valor encontrado foi de 600 ms superior ao verificado no mesmo apoio para o andar com calçado tipo tênis (590 ms). No segundo apoio os resultados obtidos foram idênticos para ambos, quando comparados o andar descalço com o andar com calçado tipo tênis (620 ms).

Em relação aos valores mínimos os resultados encontrados no andar descalço 540 ms no primeiro apoio e 580 ms no segundo apoio foram superiores ao andar com calçado tipo tênis tanto para o primeiro apoio (510 ms) quanto para o segundo apoio (540 ms). O mesmo não aconteceu com os valores máximos em que observa-se valores maiores no andar com calçado tipo tênis, 730 ms para o primeiro apoio e 710 ms no segundo apoio quando comparados com o andar descalço, onde encontrou-se um tempo de apoio máximo no primeiro apoio de 690 ms e no segundo apoio de 700 ms.

Para o duplo apoio, encontrou-se um valor médio de 90 ms com um desvio padrão de ± 20 ms no andar descalço, inferior ao encontrado para o andar com calçado tipo tênis (120 ms) e um desvio padrão de ± 22 ms. O valor do desvio padrão encontrado para o andar descalço foi menor que o encontrado no andar com

130 ms, respectivamente), foram menores do que os encontrados para o andar com calçado (80 e 150 ms), resultados estes demonstrados na TABELA 7.

TABELA 7 - Valores médios, máximos e mínimos encontrados para o tempo de duplo apoio no andar descalço e com calçado tipo tênis.

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
TDAANDE (ms)	70	90 (\pm 20)	130
TDAANTE (ms)	80	120 (\pm 22)	150

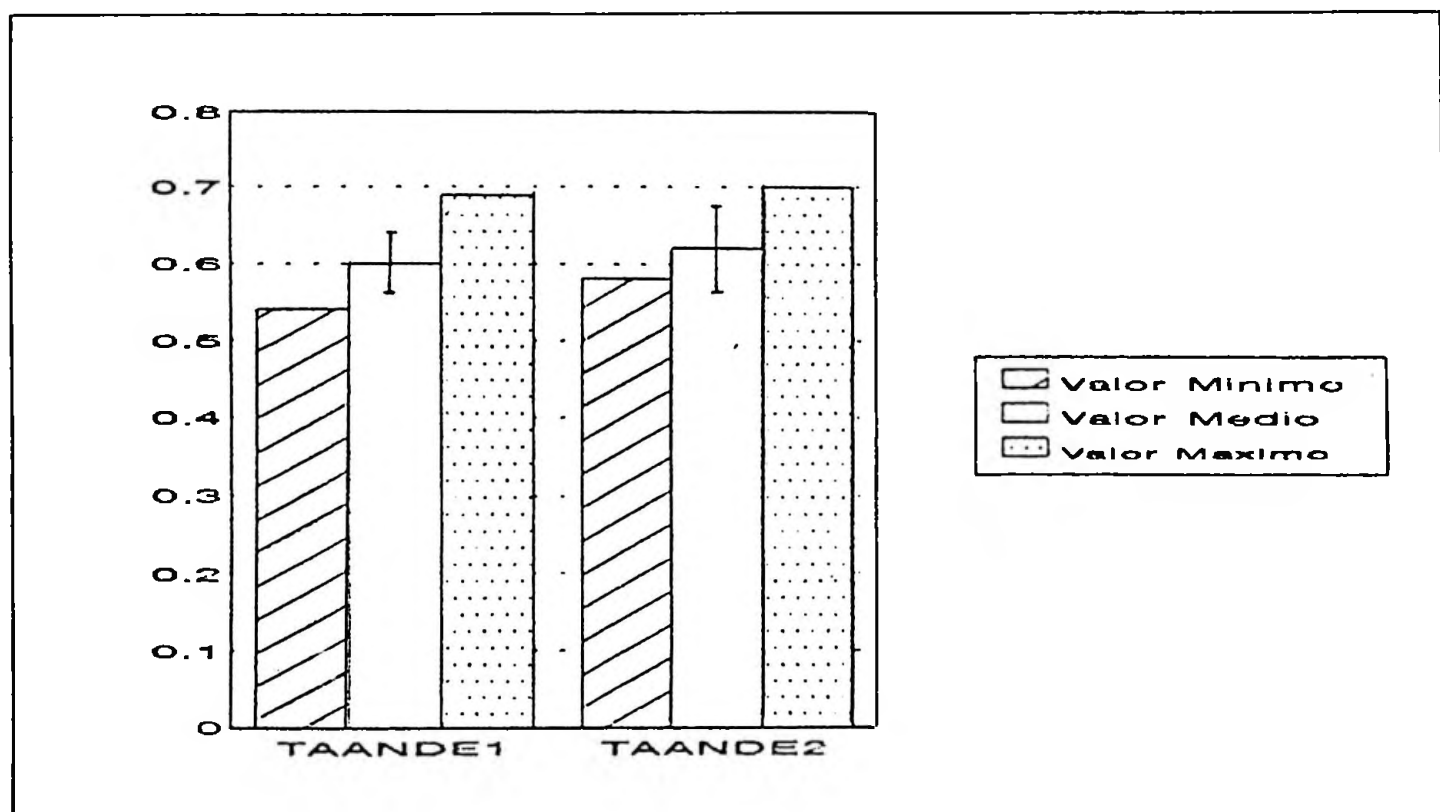


FIGURA 10 - Tempo de apoio no andar descalço, nos dois apoios.

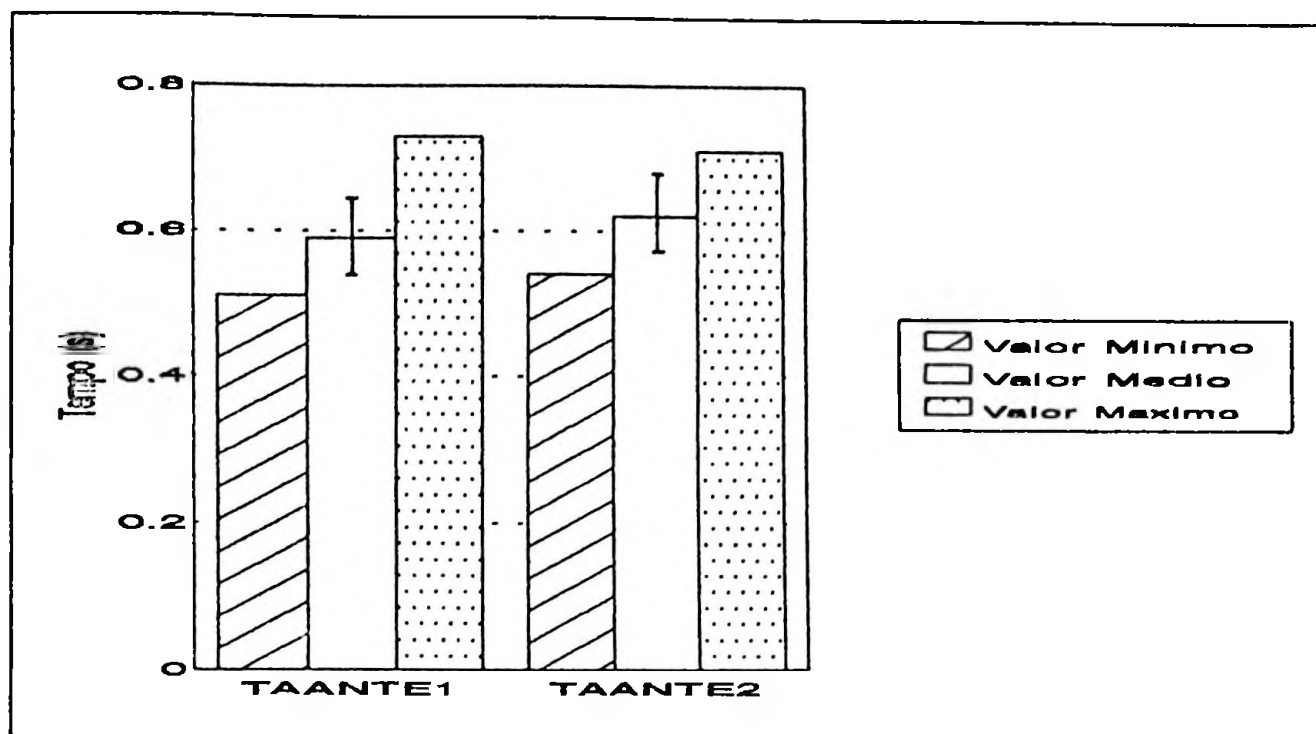


FIGURA 11 - Tempo de apoio no andar de tênis para ambos os apoios.

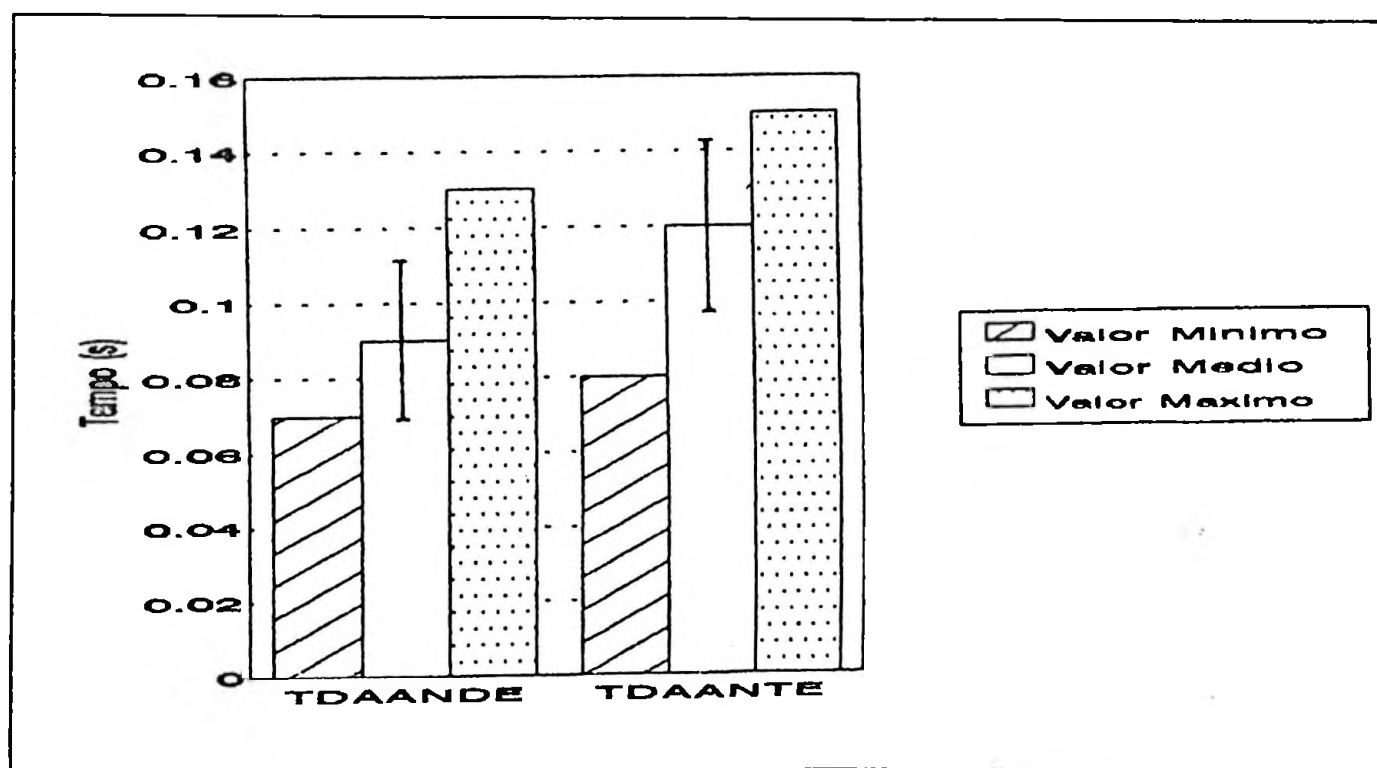


FIGURA 12 - Tempo de duplo apoio para o andar descalço e com calçado tipo tênis.

5.1.3 Força horizontal (F_y)

A TABELA 8 e FIGURAS 13, 14, 15 e 16 demonstram os valores médios, máximos e mínimos para a força horizontal máxima e mínima no primeiro apoio e segundo apoio, tanto para o andar descalço como para o andar com calçado tipo tênis.

TABELA 8 - Valores da força horizontal máxima e mínima (valor médio, máximo e mínimo) para o andar descalço e com calçado tipo tênis para os dois apoios.

	Valor Mínimo		Valor Médio		Valor Máximo	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
F_{yMANDE} (kgf)	20,68	15,19	29,23 ($\pm 6,29$)	25,65 ($\pm 6,11$)	38,85	35,41
F_{yMANDE} (kgf)	-18,92	-9,81	-34,58 ($\pm 10,29$)	-19,66 ($\pm 5,90$)	51,94	-29,11
F_{yMANTE} (kgf)	18,84	24,68	29,69 ($\pm 7,65$)	33,32 ($\pm 6,52$)	44,79	45,25
F_{yMANTE} (kgf)	-22,30	-15,32	-34,95 ($\pm 7,53$)	-25,03 ($\pm 5,78$)	-46,79	-34,43

Observa-se que os valores médios encontrados no andar descalço para a força horizontal máxima e força horizontal mínima foram superiores no primeiro apoio (29,23 e -34,58 kgf) em relação ao segundo apoio (25,65 e -19,66 kgf respectivamente). Para o andar com calçado tipo tênis, verifica-se um valor superior para a força horizontal máxima no segundo apoio (33,32 kgf) ao valor encontrado no primeiro apoio (29,66 kgf). E na força horizontal mínima, o primeiro apoio (-34,95 kgf) obteve um valor maior do que o segundo (-25,03 kgf).

Quando comparados, os valores médios entre o andar descalço e o andar com calçado tipo tênis, este último apresentou valor superior tanto para a força horizontal máxima quanto para a força horizontal mínima, em ambos apoios.

Em relação ao valor mínimo da força horizontal máxima no andar descalço, no primeiro apoio (20,68 kgf), sendo superior ao encontrado no segundo apoio (15,19 kgf). O mesmo ocorreu com os valor mínimo da força horizontal mínima, em que

9,81 kgf do segundo apoio. No andar com calçado tipo tênis o valor mínimo da força horizontal máxima foi superior no segundo apoio (24,68 kgf) quando comparado com o do primeiro apoio (18,84 kgf), o que não ocorreu com a força horizontal mínima, onde o primeiro apoio (-22,30 Kgf) resultou num valor superior ao apresentado no segundo apoio (-15,32 kgf).

Entre o andar descalço e o andar com calçado tipo tênis para o valor mínimo da força horizontal máxima e mínima, o primeiro (andar descalço), só obteve valor superior para o primeiro apoio da força máxima horizontal.

Outro valor a ser descrito é o máximo para a força horizontal máxima e mínima. No andar descalço o valor máximo foi superior para o primeiro apoio tanto para a força horizontal máxima, (38,85 kgf) como para a força horizontal mínima (-51,94 kgf). Para o andar com calçado tipo tênis, a força horizontal máxima foi maior no segundo apoio (42,25 kgf) do que no primeiro (44,79 kgf). Quanto à força horizontal mínima o maior valor foi no primeiro apoio (-46,79 kgf).

O andar descalço em relação ao andar com calçado tipo tênis só foi superior (para o valor máximo) no primeiro apoio da força horizontal mínima (-51,94 kgf).

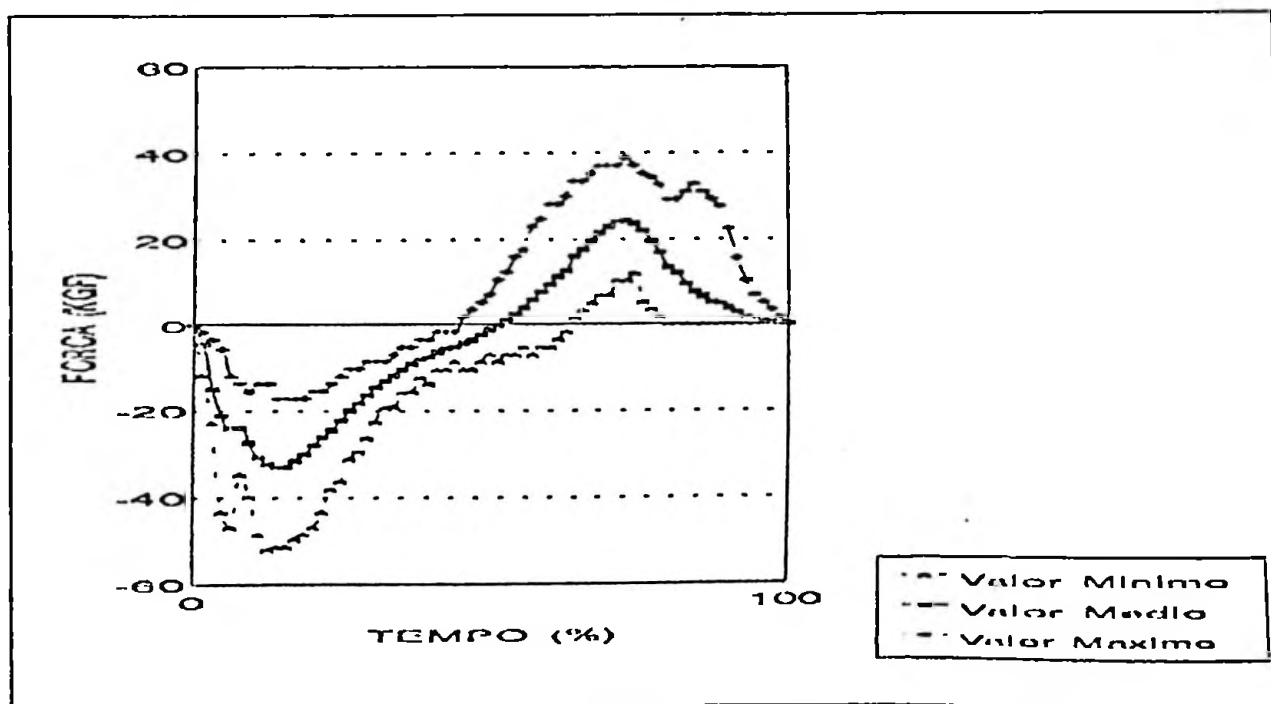


FIGURA 13 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 1).

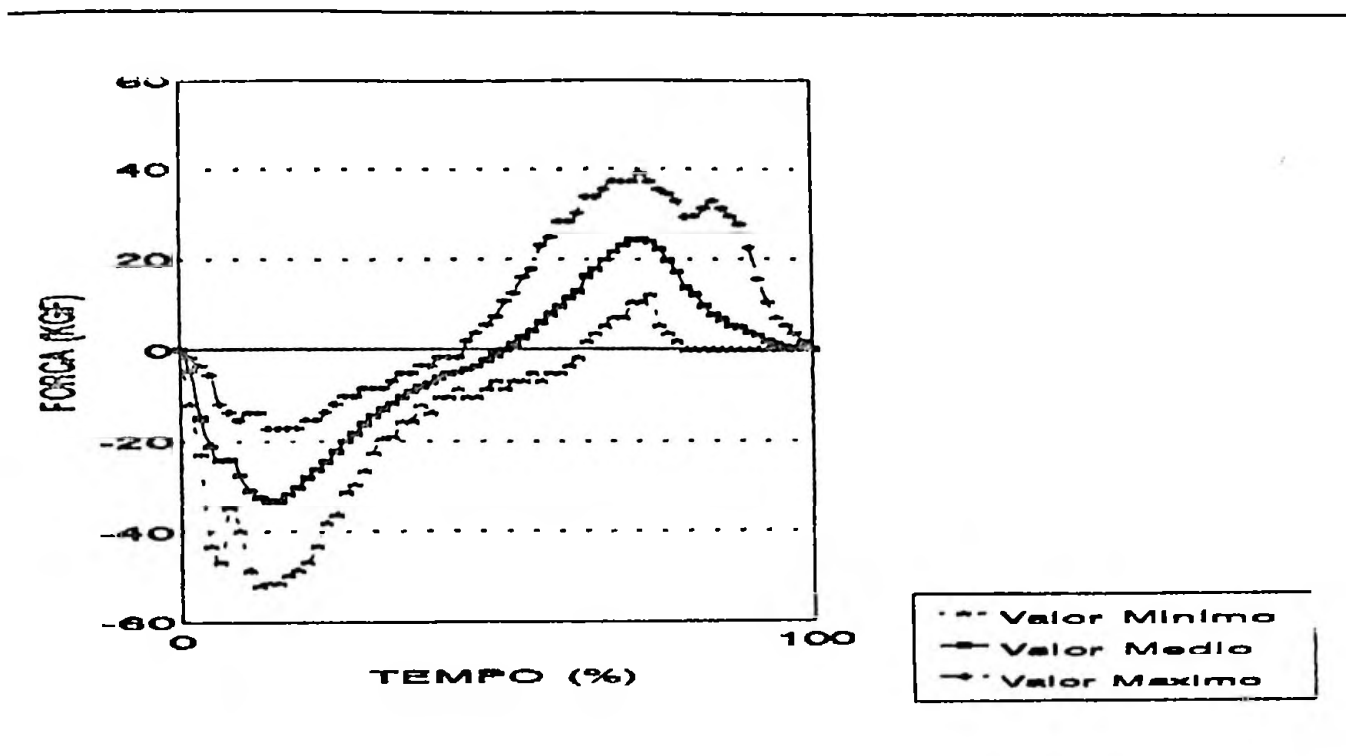


FIGURA 14 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 2).

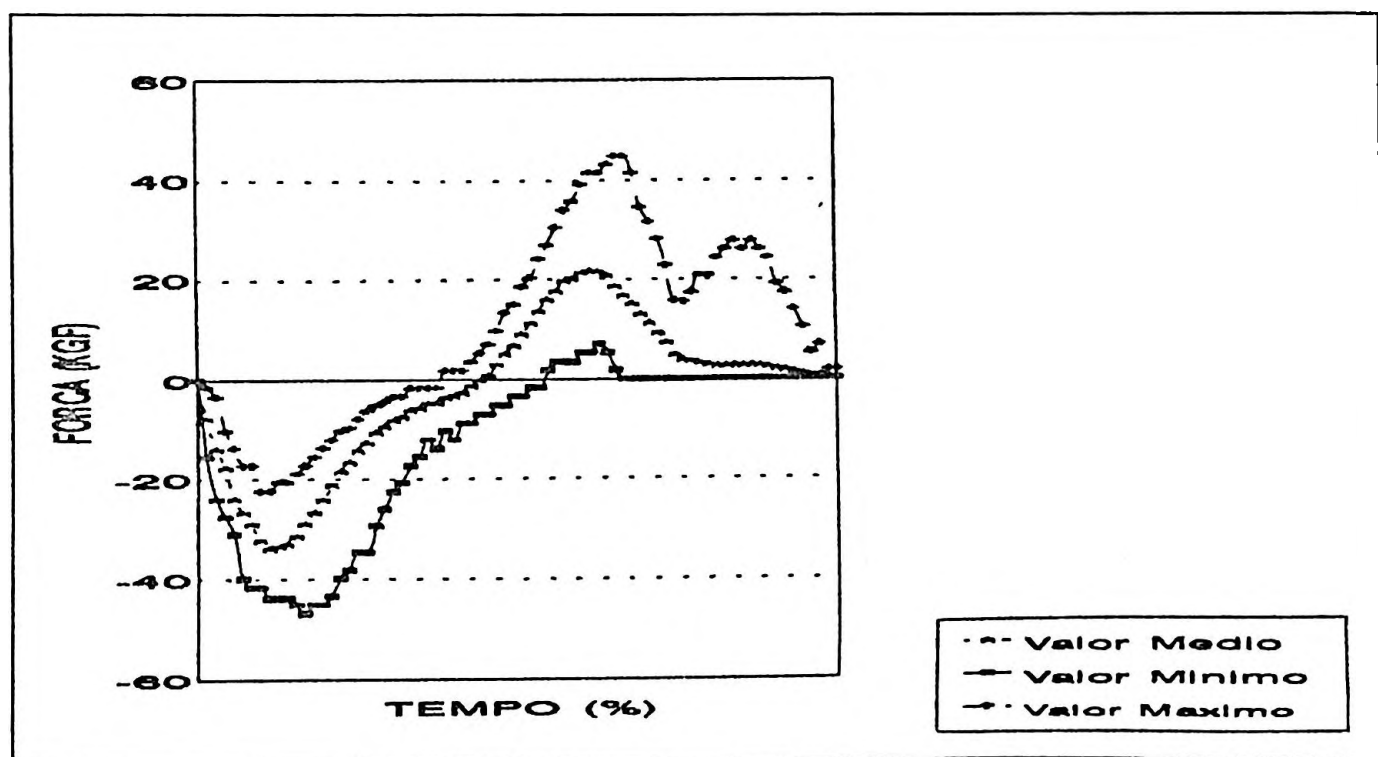


FIGURA 15 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 1).

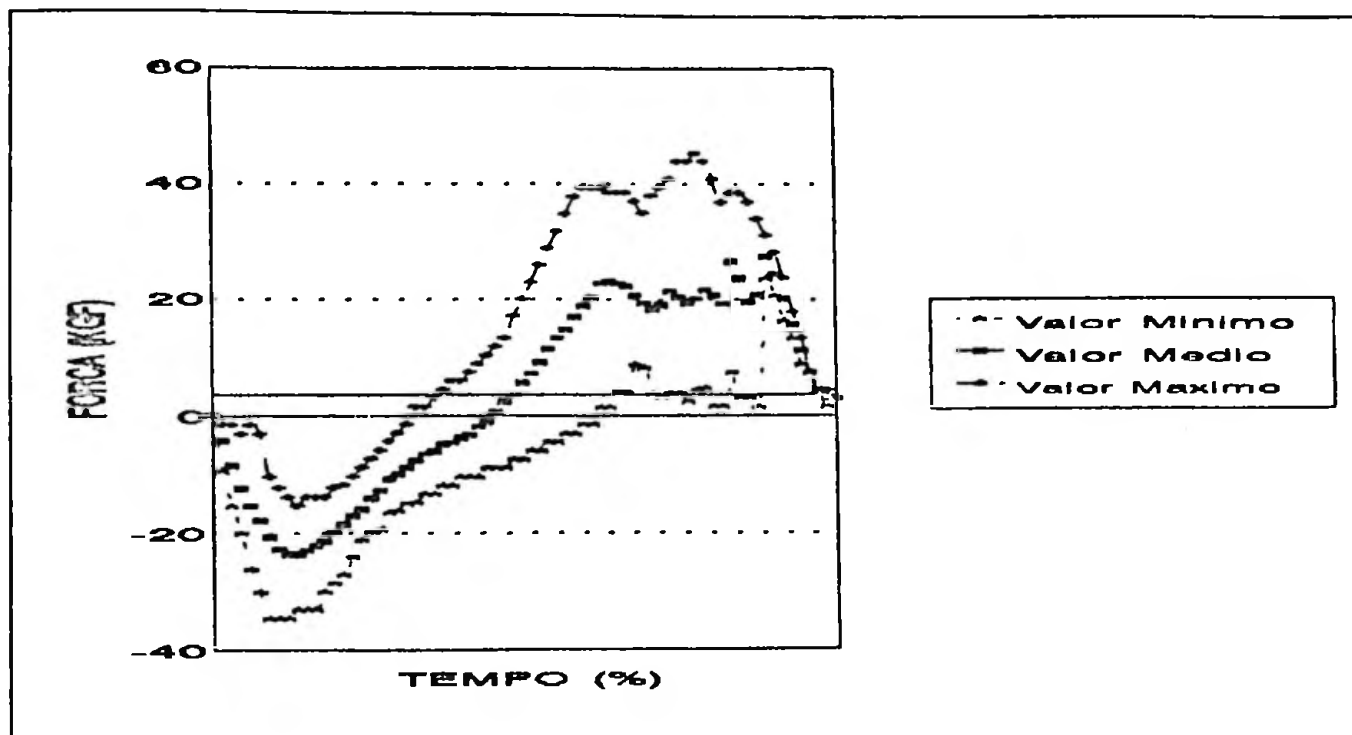


FIGURA 16 - Componente horizontal da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 2).

5.1.4 Força Vertical (F_z)

A TABELA 9 e FIGURAS 17, 18, 19 e 20 representam os valores da força vertical máxima (primeiro e segundo picos) para os dois apoios e a relação entre o primeiro pico da força vertical máxima e o peso corporal médio, no andar descalço e andar com calçado tipo tênis.

Os valores médios encontrados para a força vertical máxima foram superiores no primeiro pico em relação ao segundo, no andar descalço e no andar com calçado, tanto no primeiro apoio quanto no segundo apoio.

Quando compara-se os resultados médios da força vertical máxima entre os apoios (Para o primeiro e segundo pico da força vertical máxima), verifica-se que os valores encontrados para o segundo apoio foram superiores aos do primeiro para os dois padrões do andar (descalço e tênis).

TABELA 9 - Valores médios, máximos e mínimos durante o andar

máxima e esta em relação ao peso corporal.

	Valor Mínimo		Valor Médio		Valor Máximo	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
FzM1ANDE (kgf)	53,63	66,80	76,40 ($\pm 14,37$)	79,86 ($\pm 9,12$)	96,54	97,86
FzM2ANDE (kgf)	64,12	70,08	72,65 ($\pm 6,67$)	76,75 ($\pm 5,95$)	85,50	84,53
FzANDEPc	0,87	1,04	1,15	1,21	1,44	1,46
FzM1ANTE (kgf)	68,96	71,25	84,46 ($\pm 12,80$)	85,95 ($\pm 11,48$)	112,6	115,6
FzM2ANTE (kgf)	63,83	66,80	74,28 ($\pm 7,77$)	76,20 ($\pm 7,40$)	85,77	93,34
FzANTEPc	1,01	1,04	1,28	1,30	1,68	1,73

Nos valores médios da força vertical máxima entre o andar descalço e o andar com calçado tipo tênis, observa-se que apenas o valor do segundo pico no segundo apoio para o andar descalço (76,75 kgf), foi superior ao do andar com calçado tipo tênis (76,20 kgf). Para os outros valores médios calculados o andar com calçado tipo tênis foi superior.

Em relação ao peso corporal médio, os valores do segundo apoio foram superiores aos do primeiro apoio tanto para o andar descalço (1,15 e 1,21 vezes o peso corporal) como no andar com calçado tipo tênis (1,28 e 1,30 vezes o peso corporal, respectivamente). Observou-se ainda, que os resultados do andar com calçado tipo tênis foram superiores ao andar descalço para ambos os apoios.

Quanto aos valores mínimos encontrados para o andar descalço, estes foram superiores para o segundo pico de força vertical máxima nos os dois apoios, sendo 53,63 kgf e 64,12 kgf para o primeiro apoio e 66,80 kgf e 70,08 kgf para o segundo apoio, no primeiro e segundo picos respectivamente. No andar com calçado tipo tênis, os valores mínimos do primeiro pico foram superiores aos do segundo pico nos dois apoios, primeiro apoio (68,96 e 63,83 kgf) e segundo apoio (71,25 e 66,80 kgf). Entre os apoios, os valores maiores foram encontrados para o segundo apoio em ambos os picos.

Quando se compararam a força mínima entre o andar descalço e andar com calçado tipo tênis, encontrou-se um valor superior para o primeiro pico do andar com calçado tipo tênis, (68,96 kgf) no primeiro apoio e segundo apoio (71,25 kgf). No segundo pico observou-se um valor superior para o andar descalço, tanto no primeiro apoio, (64,12 kgf) como para o segundo apoio (70,08 kgf).

Para a força vertical máxima (valor mínimo) relativa ao peso corporal encontrou-se um valor superior no andar com calçado tipo tênis no primeiro apoio, (1,01 vezes o peso corporal) e, no segundo apoio um valor igual para os dois padrões de movimento, (1,04 vezes o peso corporal). Entre os apoios de um mesmo padrão, (andar descalço e andar tênis), o valor encontrado foi superior no segundo apoio tanto para o andar descalço, (1,04 e 0,87 vezes o peso corporal) quanto no andar com calçado tipo tênis, (1,04 e 1,01 vezes o peso corporal), segundo e primeiro apoio respectivamente.

Para os valores máximos da força vertical máxima, verifica-se que os valores do andar com calçado tipo tênis foram superiores aos do andar descalço para os dois apoios e ambos os picos de força.

Quando comparou-se os valores máximos para um mesmo padrão, no andar descalço verificou-se que o primeiro pico de força, (96,54 kgf) foi superior ao segundo pico, (85,50 kgf no primeiro apoio). Para o segundo apoio, 97,86 kgf no primeiro pico e 84,53 kgf para o segundo pico. Entre os apoios, no primeiro pico do segundo apoio, (97,86 kgf) foi superior ao do primeiro apoio (96,54 kgf). No segundo pico, o valor superior foi encontrado no primeiro apoio (85,50 kgf). No andar com calçado tipo tênis os valores do primeiro pico de força foram superiores tanto no primeiro apoio (112,6 kgf) quanto no segundo apoio (115,6 kgf). Verificou-se que o segundo apoio obteve valores maiores no primeiro pico (115,6 kgf) e no segundo pico de força vertical (93,34 kgf).

Para a força relativa, os valores encontrados foram superiores no andar com calçado tipo tênis, para o primeiro apoio, (1,68 vezes o peso corporal) e segundo apoio, (1,73

vezes o peso corporal), quando comparados com o andar descalço, com valores para o primeiro apoio, 1,44 vezes o peso corporal e 1,46 vezes o peso corporal, no segundo apoio.

A TABELA 10 demonstra os valores da força vertical mínima e a TABELA 11 quociente de inclinação da curva para o andar descalço e com calçado tipo tênis.

TABELA 10 - Valores médios, mínimos e máximos da força vertical mínima no andar descalço e com calçado tipo tênis.

	Valor Mínimo		Valor Médio		Valor Máximo	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
FzmANDE (kgf)	32,17	35,67	41,68 ($\pm 5,29$)	44,37 ($\pm 5,58$)	48,27	53,44
FANDE (kgf)	10,71	26,46	34,71 ($\pm 13,98$)	35,94 ($\pm 11,23$)	53,53	57,77
F(%)ANDE	18,19	33,34	43,77	58,83	58,83	59,87
FzmANTE (kgf)	21,38	31,12	34,72 ($\pm 7,99$)	40,71 ($\pm 6,90$)	48,19	52,58
FANTE (kgf)	26,56	26,31	49,74 ($\pm 15,60$)	45,27 ($\pm 16,02$)	80,46	84,48
F(%)ANTE	38,52	33,35	57,86	51,47	71,47	73,08

Para os valores médios da força vertical mínima, encontrou-se, para o andar descalço, 41,68 kgf e 44,37 kgf no primeiro e segundo apoios, respectivamente. E uma variação média (ΔF), que representa a diferença entre a força vertical máxima do primeiro pico e a força vertical mínima, que foi de 34,71 kgf para o primeiro apoio e 35,94 kgf no segundo apoio, valores estes que representam 43,77% e 58,83% do primeiro pico vertical máximo. Nos valores médios do andar com calçado tipo tênis, encontrou-se uma força mínima de 34,72 kgf para o primeiro apoio e 40,71 kgf no segundo apoio, com uma variação média de 49,74 kgf que representa 57,86% no primeiro apoio e 45,27 kgf (51,47%) no segundo apoio.

Quando foram comparados o andar descalço com o andar com calçado tipo tênis, verificou-se um maior valor da força vertical mínima (valor médio) para o andar descalço nos dois

apoios. Sendo que em relação à variação média os valores encontrados foram superiores no andar com calçado tipo tênis.

Em relação aos valores mínimos, no andar descalço, o primeiro apoio (32,17 kgf) obteve valor inferior ao do segundo apoio (35,67 kgf). Foi encontrado uma variação mínima (ΔF), de 10,71 kgf no primeiro apoio e 26,46 kgf para o segundo apoio, sendo que estes valores representam 18,19% e 33,34%, da força vertical máxima, respectivamente. No andar com calçado tipo tênis, os valores encontrados para o primeiro e segundo apoio para a força vertical mínima foram de 21,38 kgf e 31,12 kgf, respectivamente. Com uma variação mínima de 26,56 kgf no primeiro apoio e 26,31 kgf no segundo, representando uma redução de 38,52% no primeiro apoio e 33,35% no segundo.

Quando foram comparados os valores mínimos do andar descalço e andar com calçado, verificou-se que o valor encontrado na variação do andar descalço (10,71 kgf) foi inferior ao encontrado no andar com calçado (26,56 kgf) para o primeiro apoio. No segundo apoio o valor do andar descalço (26,46 kgf) foi superior ao andar com calçado (26,31 kgf). Para a relação, força máxima e mínima em percentagem (%), os valores do andar descalço foram superiores aos do andar com calçado tipo tênis em ambos os apoios.

Verificou-se para os valores máximos no andar descalço na força vertical mínima, no primeiro apoio um valor de 48,27 kgf e no segundo apoio, 53,44 kgf. Na variação (ΔF), o primeiro apoio (53,53 kgf) apresentou valor inferior ao encontrado no segundo apoio (57,77 kgf). A variação em percentagem no primeiro apoio, 58,83% foi inferior ao segundo 59,87%. O andar com calçado tipo tênis apresentou valores superiores no segundo apoio para todas as variáveis (força vertical mínima, variação da força e variação em percentagem).

Na análise dos resultados para o andar descalço comparado com o andar com calçado tipo tênis, encontrou-se apenas valores superiores para o andar descalço na força vertical mínima nos dois apoios. Para a variação da força (Kgf e %) o andar com calçado obteve valores superiores para ambos apoios.

TABELA 11 - Valores para o quociente de inclinação da curva do andar descalço e andar com calçado tipo tênis, para os dois apoios.

	Valor Mínimo		Valor Médio		Valor Máximo	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
QIANDE1	0,42	0,51	0,73	0,72	0,97	0,89
QIANDE2	0,29	0,31	0,37	0,40	0,44	0,50
QIANTE1	0,58	0,46	0,73	0,69	0,88	0,99
QIANTE2	0,35	0,35	0,44	0,45	0,51	0,67

A TABELA 11 representa os resultados do quociente de inclinação da curva no andar.

Nos valores médios encontrados para o andar descalço, o maior foi o do primeiro apoio (0,73) em relação ao segundo (0,72) no primeiro pico de força máxima. No segundo pico de força máxima o maior valor foi encontrado para o segundo apoio (0,40). Sendo que para os dois apoios e picos máximos, os valores encontrados foram superiores no primeiro pico máximo.

Para os valores médios do andar com calçado, no primeiro pico máximo, o valor do primeiro apoio (0,73) foi superior ao segundo apoio (0,69). No segundo pico máximo, o valor do segundo apoio (0,50) foi superior.

Quando comparou-se os valores médios do andar descalço com o andar com calçado tipo tênis, o único resultado superior para o andar descalço ocorreu com o segundo apoio do primeiro pico de força (0,72), para os demais parâmetros os valores do andar com calçado tipo tênis foram superiores.

Nos valores mínimos do andar descalço, o segundo apoio (0,51) foi superior ao primeiro apoio (0,42) para o primeiro pico máximo de força. Para o segundo pico máximo, o segundo apoio (0,31) também apresentou valor superior ao primeiro apoio (0,29). Sendo que, os valores encontrados no

primeiro pico máximo de força foram superiores aos do segundo pico máximo de força para ambos os apoios.

Quando verificou-se os valores mínimos do andar com calçado tipo tênis, para o primeiro pico máximo de força máxima, o valor encontrado no primeiro apoio (0,58) foi superior ao do segundo apoio (0,45). Mas, para o segundo pico máximo no segundo apoio o valor alcançado (0,35) foi superior ao do primeiro apoio (0,35). Os valores verificados para o primeiro pico máximo de força dos dois apoios foram superiores aos do segundo pico máximo de força.

Os valores mínimos encontrados em relação aos dois padrões do andar (descalço e tênis) demonstraram que o andar com calçado tipo tênis apresentou valores superiores ao andar descalço em todos os parâmetros, exceto no segundo apoio do primeiro pico de força máxima onde o andar descalço apresentou um valor superior (0,51), valores apresentados na TABELA 11.

Quando observou-se os valores máximos para o quociente de inclinação da curva, verificou-se que no andar descalço (primeiro pico de força máxima) o valor do primeiro apoio (0,97) foi superior ao do segundo apoio (0,89). Para o segundo pico de força máxima, o segundo apoio (0,50) mostrou valores superiores aos do primeiro apoio (0,44).

No andar com calçado os valores do segundo apoio foram superiores, tanto para o primeiro pico de força máxima quanto no segundo pico de força máxima. Os valores do primeiro pico de força máxima foram superiores aos do segundo pico de força máxima para os dois apoios no andar com calçado.

Quando comparou-se os padrões de andar, descalço versus tênis, o único parâmetro em que o andar descalço apresentou valor superior foi no primeiro pico máximo do primeiro apoio (0,97).

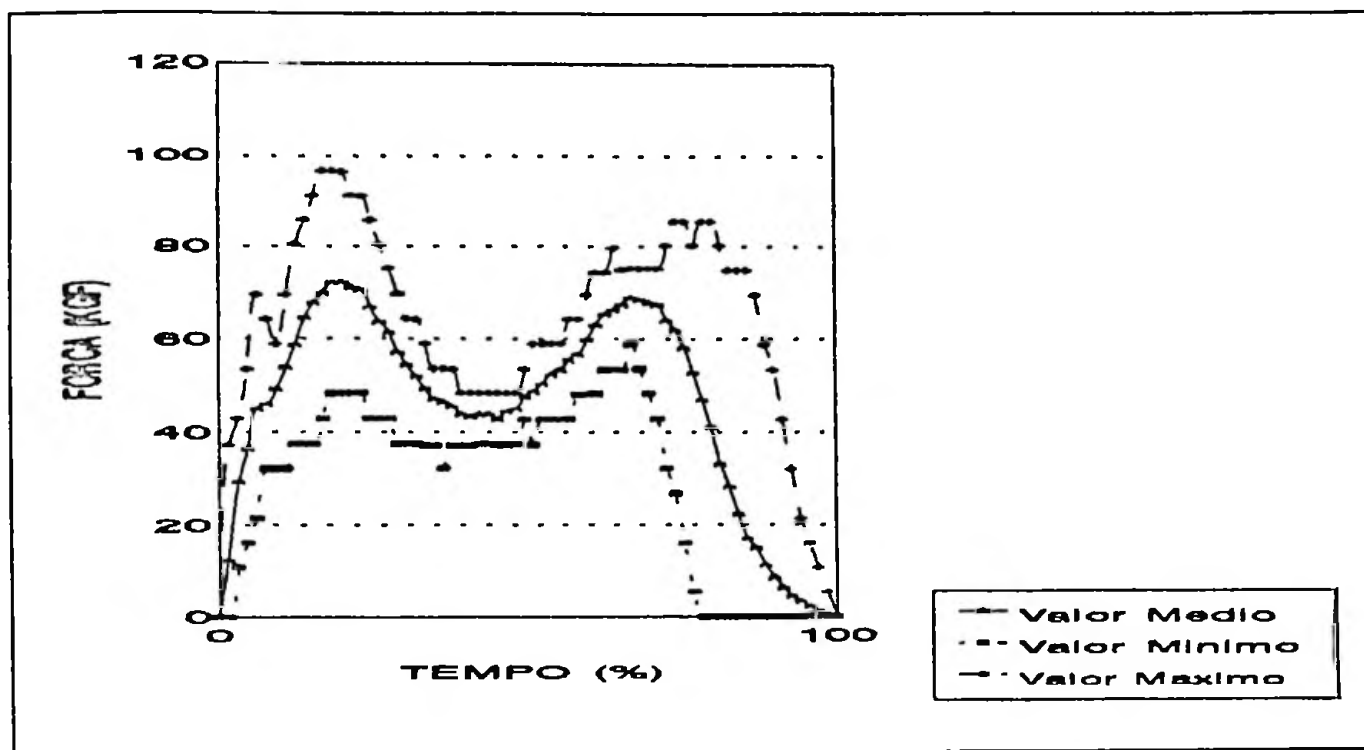


FIGURA 17 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 1).

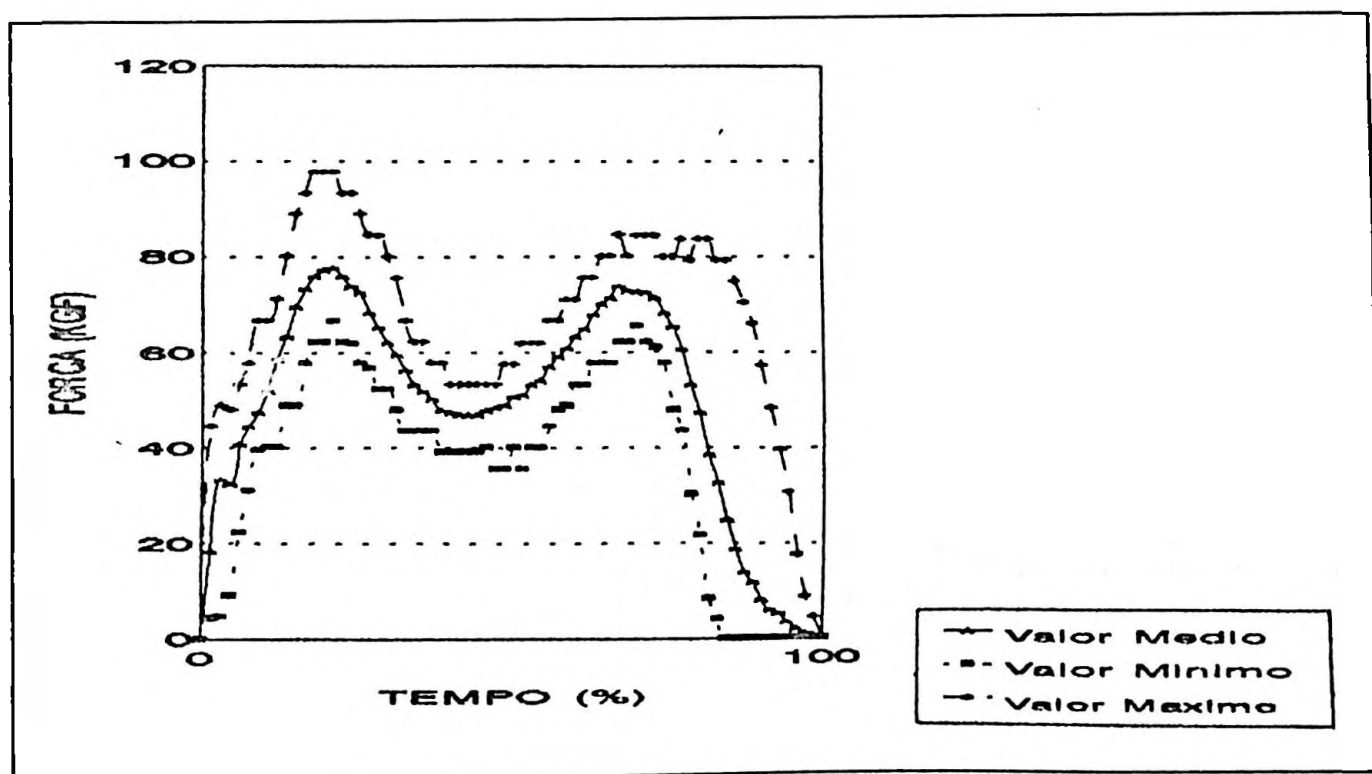


FIGURA 18 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar descalço (apoio 2).

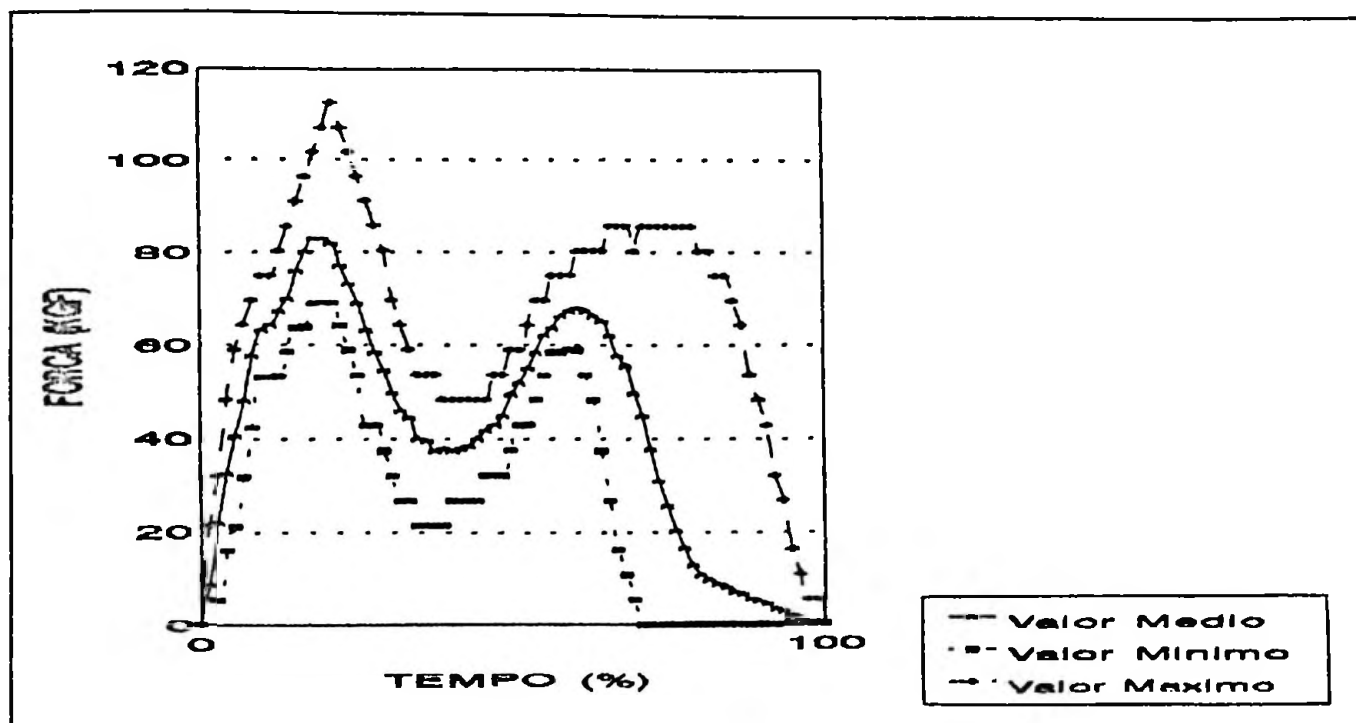


FIGURA 19 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 1).

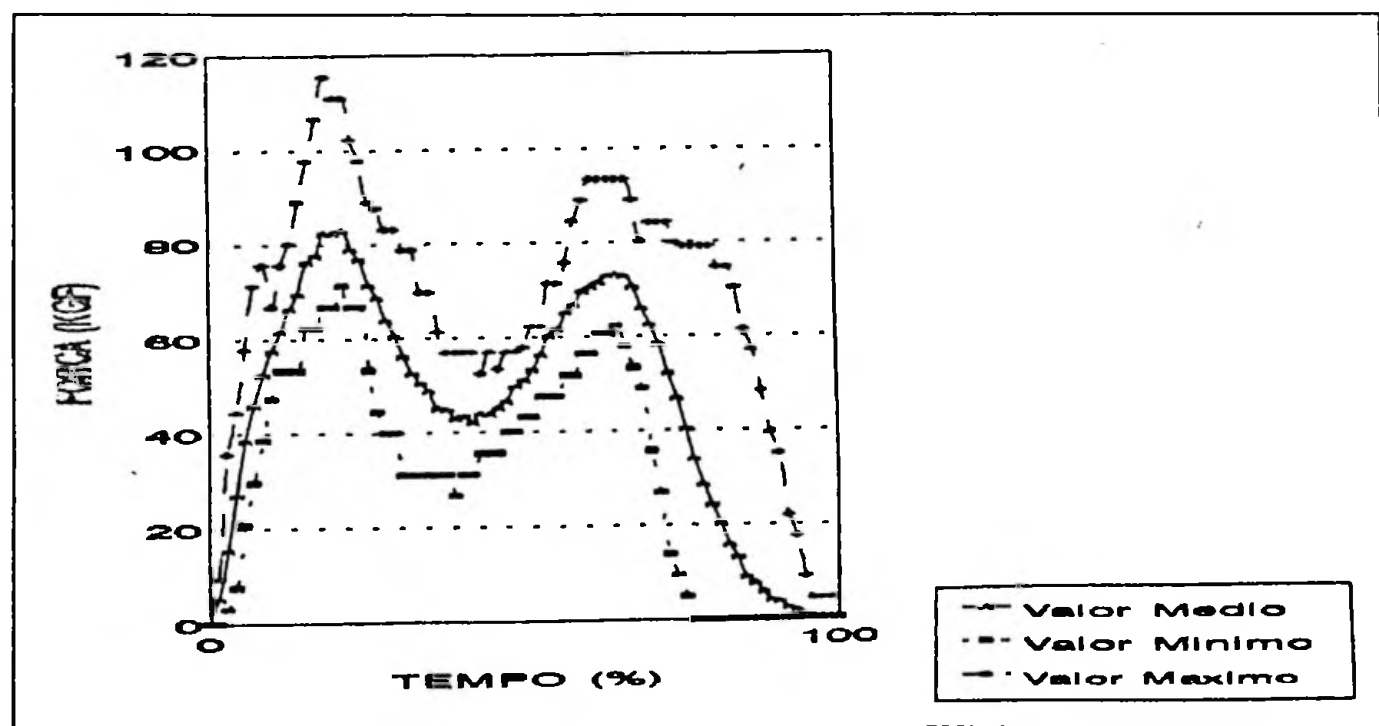


FIGURA 20 - Componente vertical da força de reação do solo para o andar de tênis (apoio 2).

5.1.5 Ângulo da articulação do joelho

Outro parâmetro calculado foi a máxima flexão do joelho durante o andar, a partir dos dados coletados dos ângulos de entrada, saída e o menor ângulo durante o apoio, dados registrados na TABELA 12 e FIGURAS 21,22,23 e 24.

TABELA 12- Valores médios, máximos e mínimos encontrados para o ângulo da articulação do joelho durante o andar com calçado tipo tênis e descalço.

	Valor Mínimo		Valor Médio		Valor Máximo	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
AEjoANDE (graus)	158,6	165,8	167,9(±7,15)	174,6(±5,67)	178,3	187,9
ASjoANDE (graus)	131,7	118,6	140,9(±5,1)	137,9(±7,6)	149,0	148,2
MFjoANDE (graus)	7,4	6,9	12,7(±3,5)	14,8(±5,6)	18,8	25,5
AEjoANTE (graus)	161,8	164,0	173,3(±8,5)	174,6(±8,8)	183,6	188,3
ASjoANTE (graus)	123,1	124,6	137,1(±12,1)	141,3(±14,5)	159,4	167,9
MFjoANTE (graus)	5,9	10,5	15,7(±5,6)	15,1(±3,1)	24,5	19,7

Para os valores do ângulo de entrada no andar descalço, o primeiro apoio com 167,9° entrou com um valor inferior ao do segundo apoio, 174,6° e para o ângulo de saída, o primeiro apoio (140,9°) apresentou um valor superior ao do segundo apoio (137,9°). No cálculo da máxima flexão do joelho (diferença entre o ângulo de entrada e o ângulo mínimo durante o apoio) o ângulo encontrado para o segundo apoio (14,8°) foi superior ao do primeiro apoio (12,7°).

No andar com calçado tipo tênis, os valores médios encontrados no ângulo de entrada foi superior no segundo apoio

também para o segundo apoio (141,3°). Na máxima flexão do joelho, o resultado encontrado para o primeiro apoio (15,7°) foi superior ao encontrado no segundo apoio (15,1°).

Quando compara-se a máxima flexão do joelho entre o andar descalço e andar com calçado tipo tênis, os valores calculados são superiores, tanto no primeiro apoio (15,7°) quanto no segundo apoio (15,1°), para o andar com calçado.

Em relação aos valores mínimos no andar descalço, o ângulo de entrada apresentou um valor maior no segundo apoio (165,8°) e para o ângulo de saída o maior valor foi encontrado no primeiro apoio (131,7°). Na máxima flexão do joelho, o valor do primeiro apoio (7,4°) foi superior ao do segundo (6,9°).

No andar com calçado tipo tênis, o valor mínimo para ambos os ângulos, de entrada e saída, foi superior para o segundo apoio: 164,0° e 124,6° respectivamente.

Para a máxima flexão do joelho foi registrado um valor superior no segundo apoio (10,5°) em relação ao primeiro (5,9°). A máxima flexão do joelho apresentou valor superior no andar descalço para o primeiro apoio (7,4°) quando comparado ao andar com calçado tipo tênis (5,9°), mas para o segundo apoio o valor foi superior no andar com calçado tipo tênis (10,5°).

Nos valores máximos do andar descalço, o ângulo de entrada encontrado foi maior no segundo apoio (187,9°). Para o ângulo de saída o valor do primeiro apoio foi maior (149,0°). A máxima flexão do joelho apresentou um valor superior no segundo apoio (25,5°) ao do primeiro apoio (18,8°).

Para o andar com calçado tipo tênis, em relação a valores máximos, o segundo apoio apresentou um valor maior para o ângulo de entrada (188,3°) e também para o de saída (167,9°). Porém, um valor inferior (19,7°) quando comparado com o primeiro apoio (24,5°).

Quando comparou-se a máxima flexão do joelho entre os dois padrões do andar, descalço e tênis, encontrou-se um valor superior no primeiro apoio para o andar com calçado tipo tênis (24,5°) e superior no segundo apoio do andar descalço (25,5°).

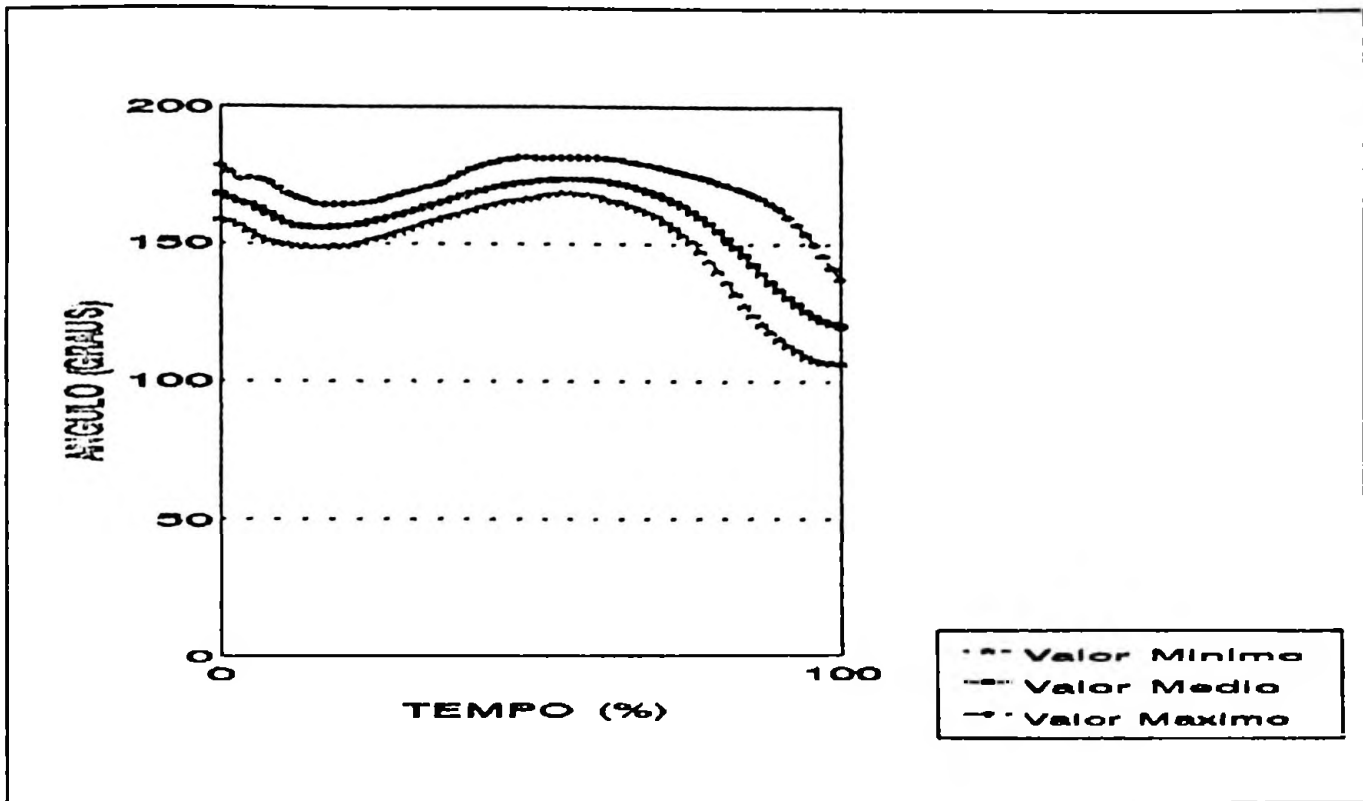


FIGURA 21 - Ângulo da articulação do joelho para o andar descalço (apoio 1).

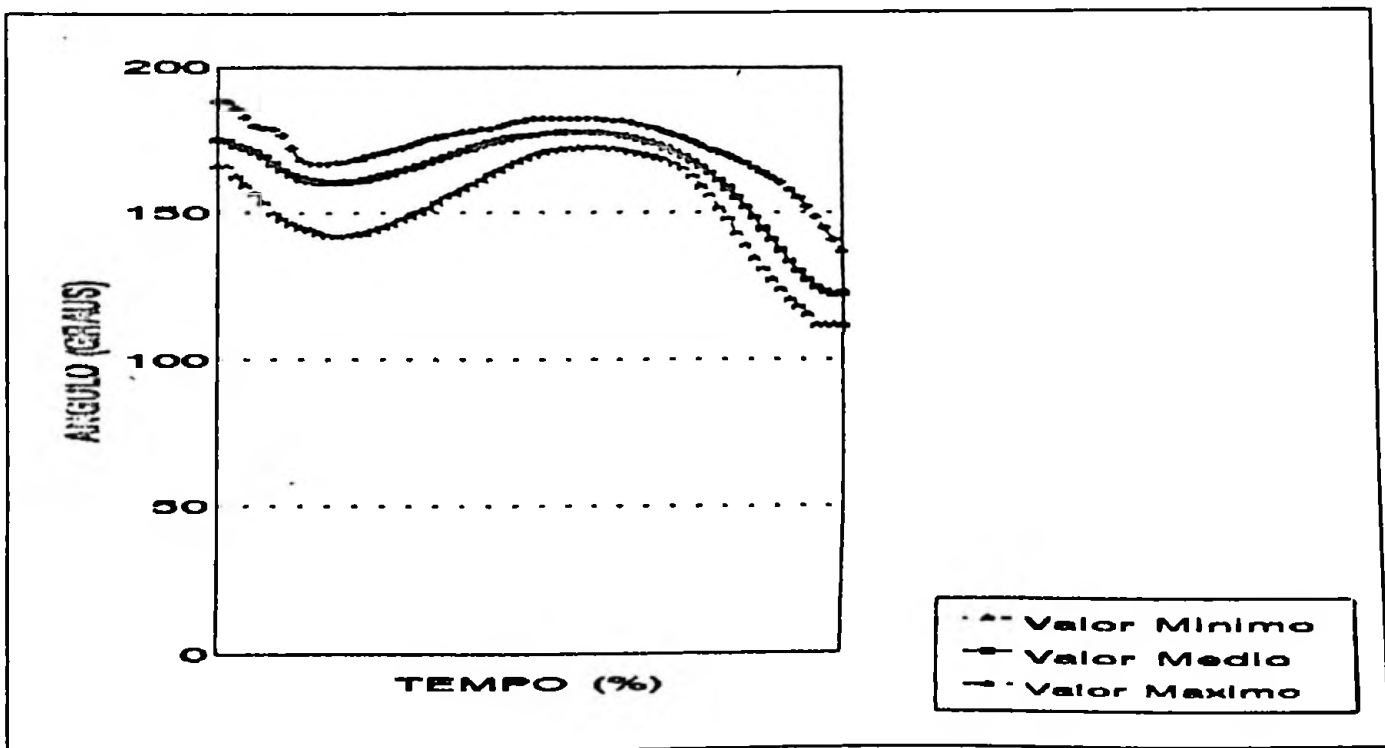


FIGURA 22 - Ângulo da articulação do joelho para o andar descalço (apoio 2).

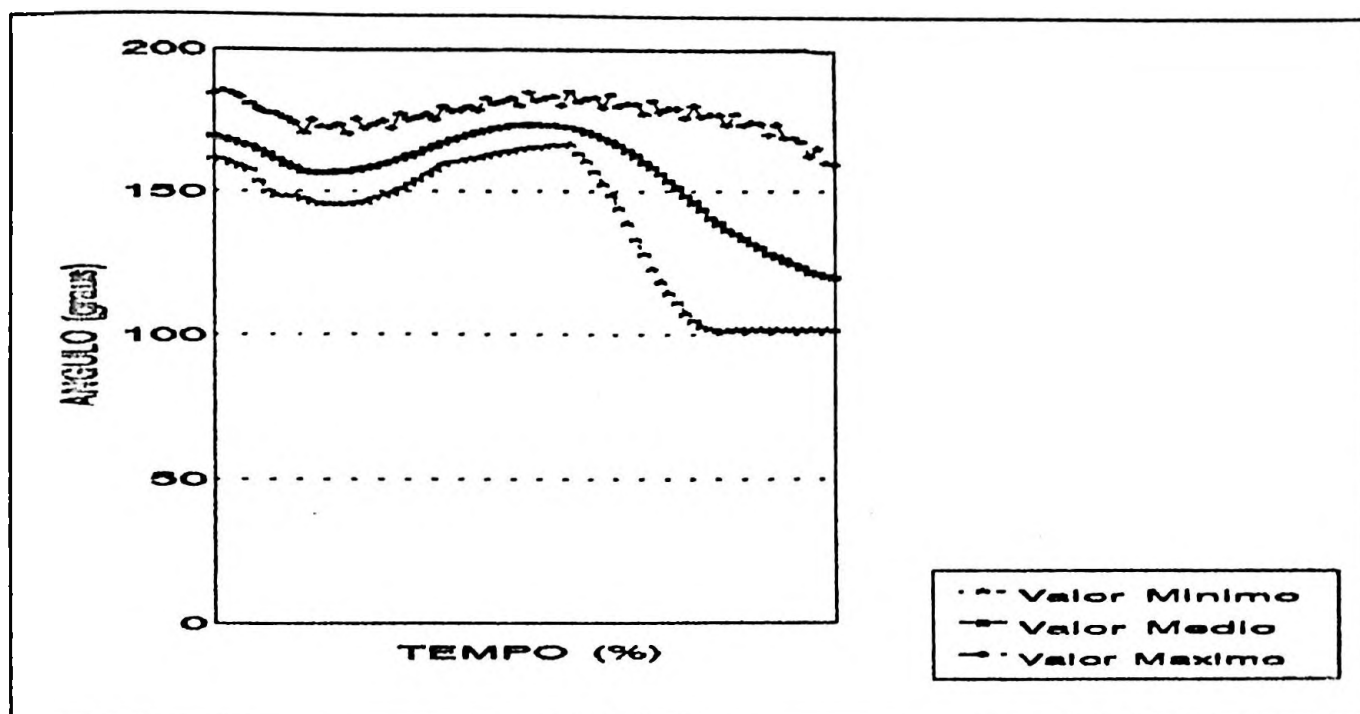


FIGURA 23 - Ângulo da articulação do joelho para o andar de tênis (apoio 1).

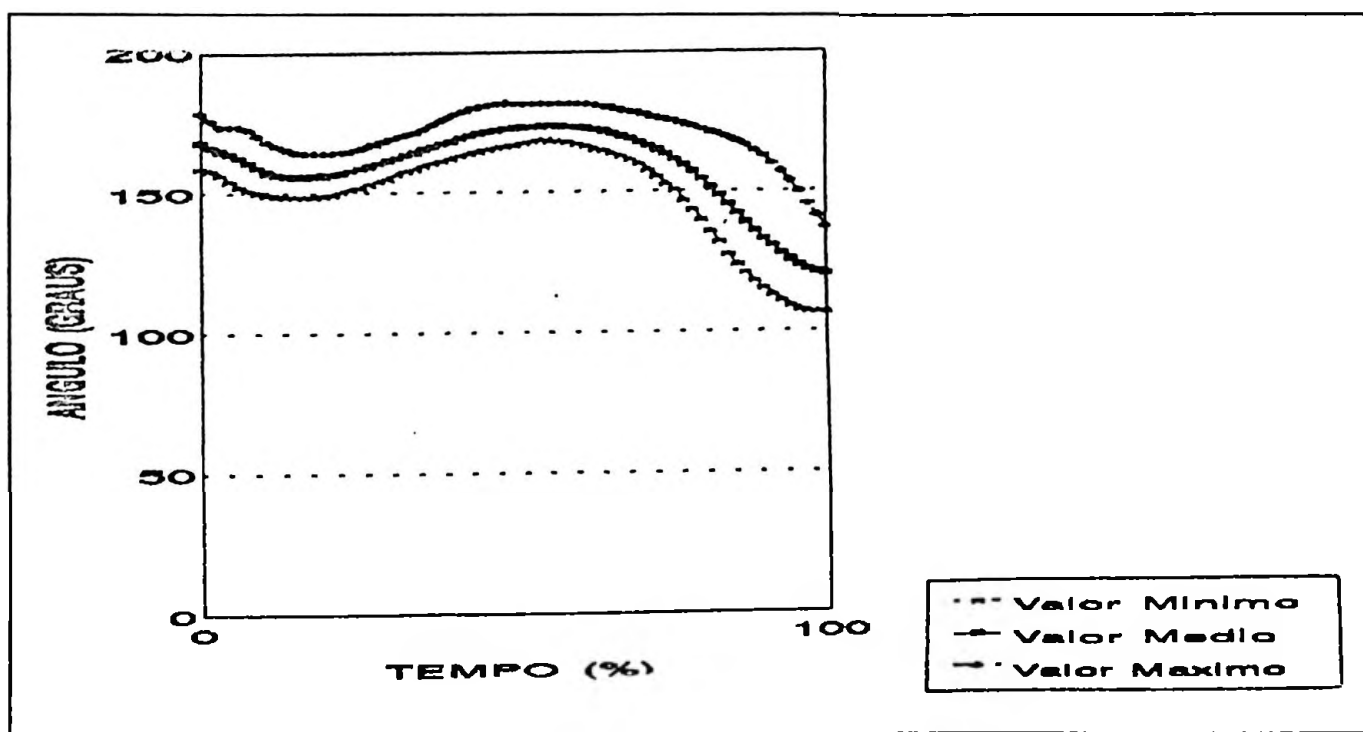


FIGURA 24 - Ângulo da articulação do joelho para o andar de tênis (apoio 2).

5.2 Correr

5.2.1 Velocidade de deslocamento

De acordo com a TABELA 13 e FIGURA 25 verifica-se o comportamento da velocidade média, mínima e máxima no correr para os dois padrões de movimento, correr descalço e correr com calçado tipo tênis.

TABELA 13 - Valores da velocidade de deslocamento média, mínima e máxima para o correr descalço e com calçado tipo tênis (n=10).

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
VECODE (m/s)	2,1	3,0 ($\pm 0,6$)	4,2
VECOTE (m/s)	2,5	3,2 ($\pm 0,7$)	4,6

Em relação ao valor médio da velocidade de deslocamento encontrou-se um valor de 3,0 m/s para o correr descalço e para o correr com calçado tipo tênis um valor médio de 3,2 m/s.

Para o valor mínimo verificou-se um valor para o correr descalço de 2,1 m/s, enquanto que o correr com calçado tipo tênis registrou-se uma velocidade de deslocamento mínima de 2,5 m/s.

No valor máximo, o correr com calçado tipo tênis também apresentou um valor superior ao do correr descalço com 4,6 m/s e 4,2 m/s, respectivamente.

5.2.2 Tempo de apoio

Os valores médios, máximos, mínimos e o desvio padrão dos dados coletados para o tempo de apoio do correr com calçado tipo tênis e do correr descalço são apresentados na TABELA 14 e representados na FIGURA 26.

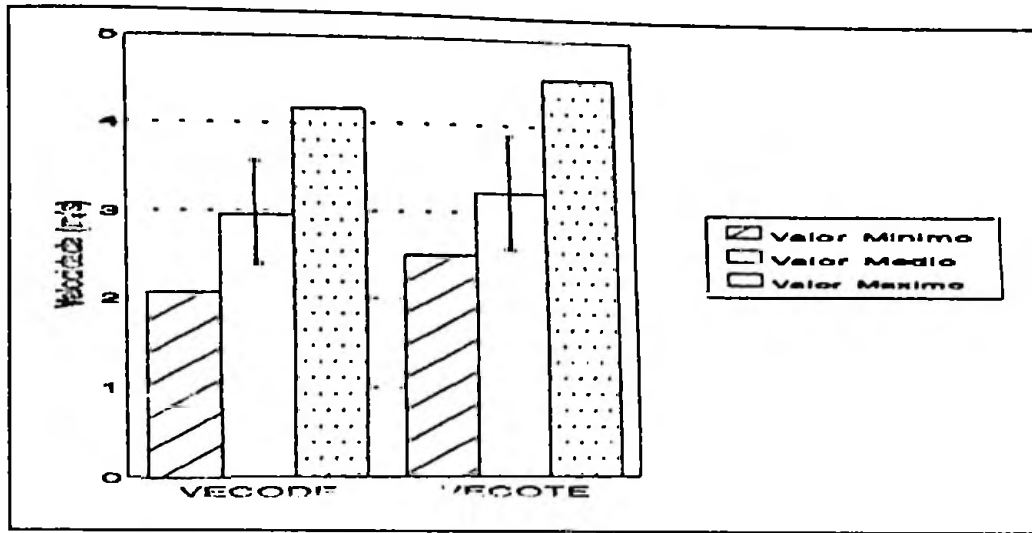


FIGURA 25 - Velocidade de deslocamento no correr descalço e com calçado.

TABELA 14- Valores médios, máximos e mínimos para o tempo de apoio do correr descalço e correr com calçado tipo tênis.

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
TACODE (ms)	200	250 (\pm 34)	310
TACOTE (ms)	210	260 (\pm 30)	310

O tempo de apoio médio no correr descalço (250 ms) foi inferior ao encontrado no correr com calçado (260 ms). Para os valores mínimos, o correr com calçado (210 ms) foi superior ao correr descalço (200 ms). Em relação a valores máximos, encontrou-se o valor de 310 ms no correr descalço e com calçado.

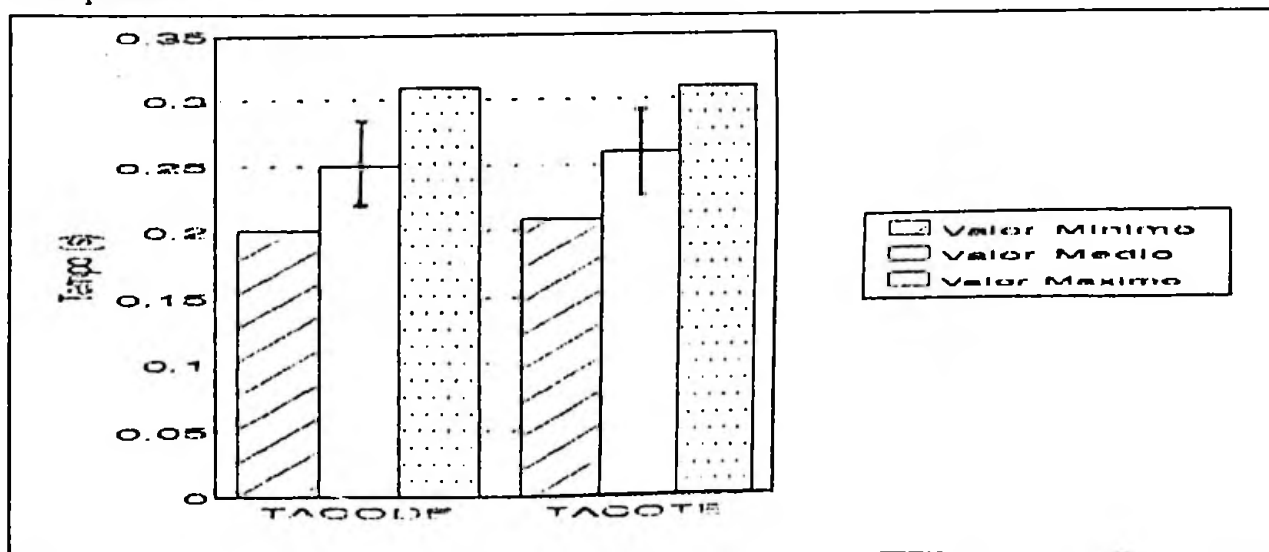


FIGURA 26 - Tempo de apoio no correr descalço e com calçado.

5.2.3 Força horizontal (Fy)

A TABELA 15 e FIGURAS 27 e 28 apresentam dados da força horizontal máxima e força horizontal mínima para o correr descalço e correr com calçado tipo tênis, valores médios, mínimos e máximos.

TABELA 15- Valores médios, máximos e mínimos que representam a Força horizontal máxima e mínima no correr descalço e com calçado tipo tênis.

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
FymCODE (kgf)	20,67	32,30 (\pm 11,05)	55,97
FymCODE (kgf)	-29,41	-44,51 (\pm 10,99)	-63,29
FymCOTE (kgf)	15,44	34,89 (\pm 10,12)	53,94
FymCOTE (kgf)	-24,66	-40,91 (\pm 11,40)	-64,70

Os valores médios da força horizontal máxima para o correr descalço (32,30 kgf) foi inferior ao do correr com calçado tipo tênis (34,89 kgf). Quando comparou-se os valores mínimos do correr descalço e do correr com calçado tipo tênis, verificou-se que o valor encontrado para o correr descalço (20,67 kgf) foi superior. Em relação ao valor máximo da força horizontal máxima, o correr descalço (55,97 kgf) também apresentou um valor maior no correr com calçado tipo tênis (53,94 kgf).

Para a força horizontal mínima, o valor médio do correr descalço (-44,51 kgf) foi maior que o valor médio encontrado para o correr com calçado tipo tênis (-40,91 kgf). Em relação a valores mínimos, o correr descalço também apresentou um valor superior, -29,41 kgf, quando comparado ao correr com calçado tipo tênis (-24,66 kgf). O valor máximo da força horizontal mínima para o correr com calçado tipo tênis (-64,70 kgf) apresentou um valor superior ao do correr descalço (-35,67 kgf).

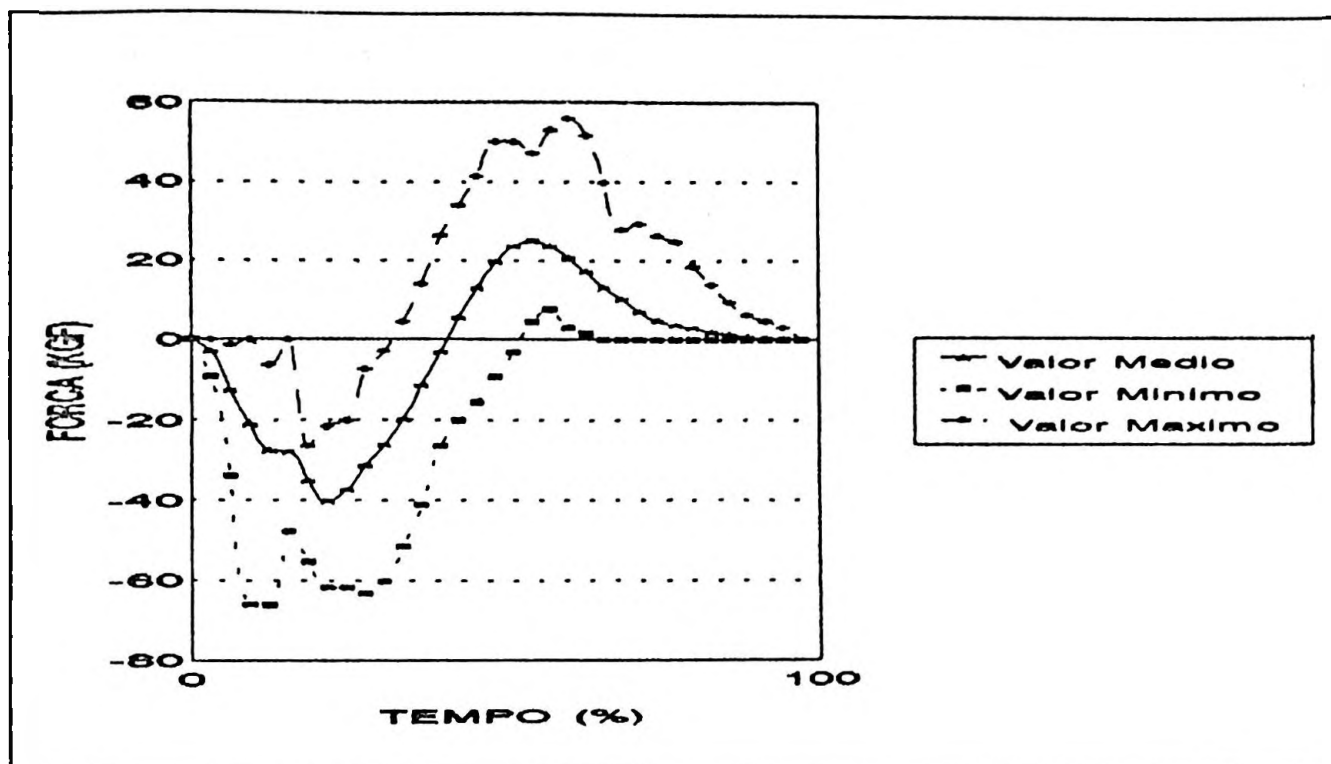


FIGURA 27 - Componente horizontal da força de reação do solo para o correr descalço.

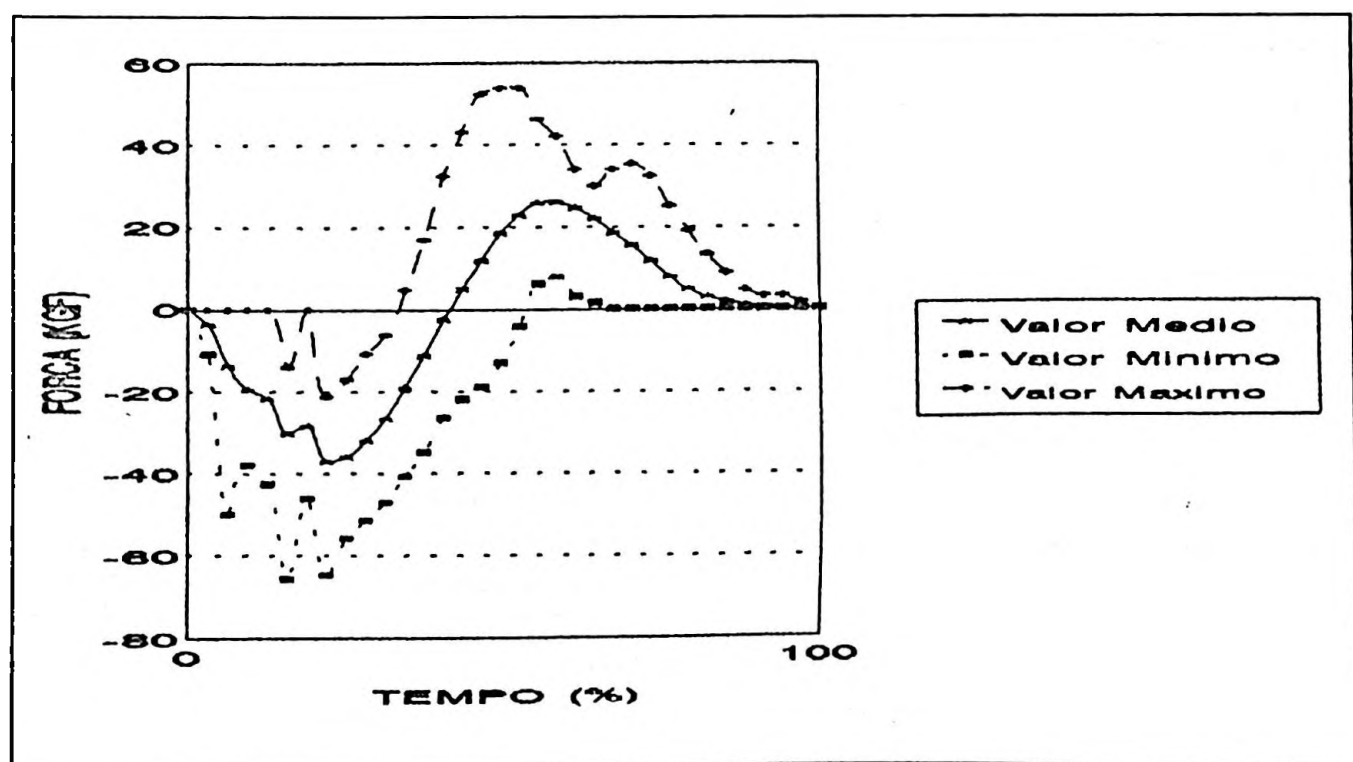


FIGURA 28 - Componente horizontal da força de reação do solo para o correr de tênis.

5.2.4 Força vertical (Fz)

Os valores da força vertical máxima e esta em relação ao peso corporal no correr descalço e correr com calçado tipo tênis encontram-se representados na TABELA 16 e nas FIGURAS 29 e 30.

TABELA 16 - Valores médios, máximos e mínimos da força vertical máxima e sua relação com o peso corporal, no correr descalço e com calçado tipo tênis.

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
FzMCODE (kgf)	137,8	168,9 (\pm 23,31)	217,8
FzCODEPc	2,12	2,55	3,25
FzMCOTE (kgf)	133,6	173,6 (\pm 22,98)	222,2
FzCOTEPC	2,06	2,63	3,32

O valor médio da força vertical máxima para o correr descalço foi de 168,9 kgf e desvio padrão de \pm 23,31 kgf, que quando expresso em relação ao peso corporal médio representa uma força de aproximadamente 2,55 vezes o peso corporal e no correr com calçado tipo tênis foi registrado uma força vertical máxima de 173,6 kgf (\pm 22,98 kgf) que é aproximadamente 2,63 vezes o peso corporal.

Para os valores mínimos da força vertical máxima, verificou-se um valor superior no correr descalço (137,8 kgf), que representa em relação ao peso corporal mínimo um valor de aproximadamente 2,12 vezes o peso corporal, e para o valor do correr com calçado tipo tênis (133,6 kgf) com aproximadamente 2,06 vezes o peso corporal.

Nos valores máximos, o correr com calçado tipo tênis, 222,2 Kgf representando aproximadamente 3,22 vezes o peso corporal máximo, registrou um valor superior ao verificado no correr descalço (217,8 Kgf) representando aproximadamente 3,25 vezes o peso corporal máximo.

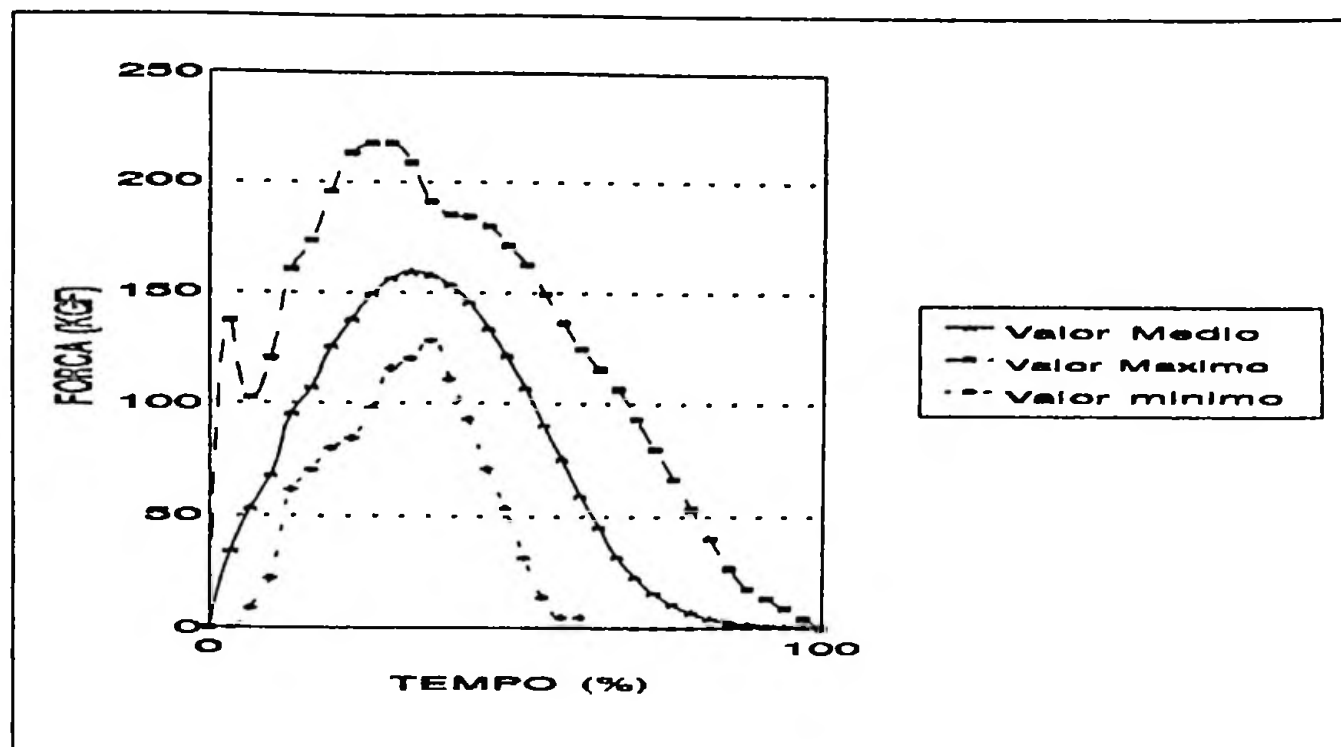


FIGURA 29 - Componente vertical da força de reação do solo para o correr descalço.

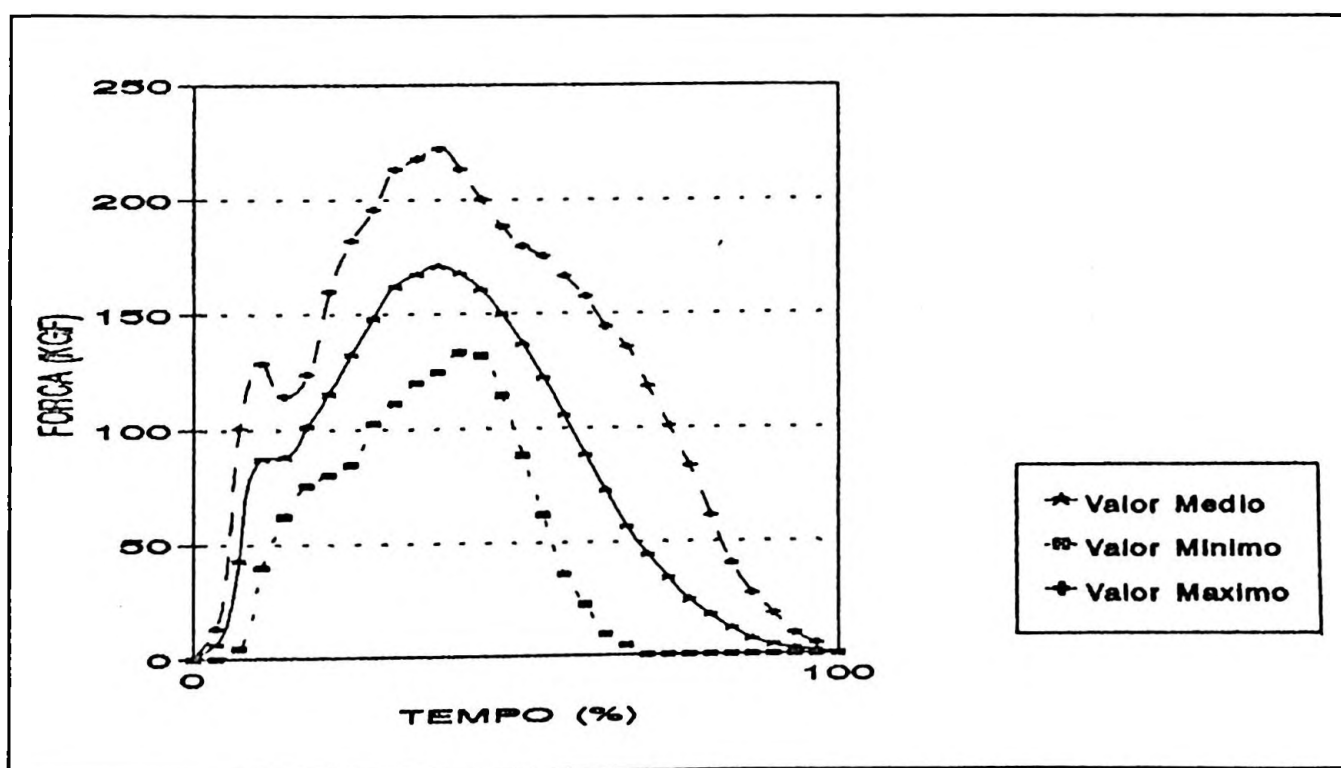


FIGURA 30 - Componente vertical da força de reação do solo para o correr de tênis.

5.2.5 Ângulo da articulação do joelho

Outro parâmetro calculado foi a máxima flexão do joelho para o correr descalço e correr com calçado tipo tênis, através dos dados registrados do ângulo de entrada do apoio, ângulo de saída do apoio e menor ângulo do joelho durante o apoio. O ângulo de entrada, ângulo de saída e a máxima flexão do joelho estão representados na TABELA 17 e FIGURAS 31 e 32.

TABELA 17 - Valores médios, mínimos e máximos para o correr com calçado tipo tênis e descalço para o ângulo de entrada, ângulo de saída e máxima flexão do joelho.

	Valor Mínimo	Valor Médio	Valor Máximo
AEjoCODE (graus)	160,9	168,5 ($\pm 5,0$)	179,5
ASjoCODE (graus)	161,7	167,7 ($\pm 3,8$)	172,1
MFjoCODE (graus)	8,1	16,5 ($\pm 6,3$)	27,1
AEjoCOTE (graus)	163,8	169,8 ($\pm 4,0$)	176,9
ASjoCOTE (graus)	155,5	168,2 ($\pm 7,0$)	178,6
MFjoCOTE (graus)	8,8	16,9 ($\pm 5,0$)	27,0

Para os valores médios da máxima flexão do joelho durante o andar, o andar descalço apresentou um valor de $16,5^\circ$ e um desvio padrão de $\pm 6,3^\circ$, inferior ao encontrado para o andar com calçado tipo tênis ($16,9^\circ$) e desvio padrão de $\pm 5,0^\circ$.

Em relação a valores mínimos, no andar com calçado tipo tênis também foi verificado um valor superior ao andar descalço, com $8,8^\circ$ e $8,1^\circ$ respectivamente.

Nos valores máximos, isto não ocorreu, pois o andar descalço com $27,1^\circ$ obteve um valor maior ao do andar com calçado tipo tênis ($27,0^\circ$).

Os outros valores encontrados na TABELA 17 demonstram o ângulo de entrada do apoio, sendo o ângulo da articulação do joelho no momento do contato do apoio com o solo e o ângulo de saída, ângulo da articulação do joelho no momento da perda do contato do apoio com o solo, valores médios, mínimos, máximos e desvio padrão.

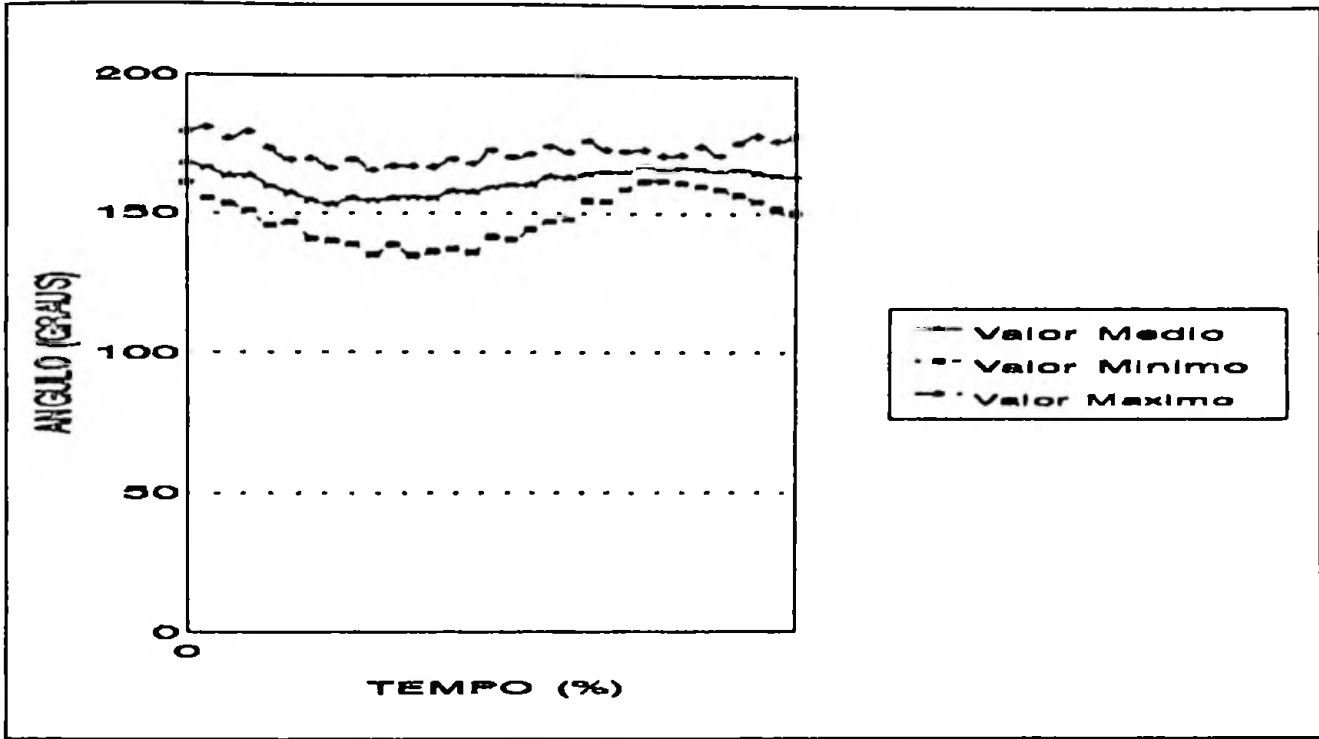


FIGURA 31 - Ângulo da articulação do joelho para o correr descalço.

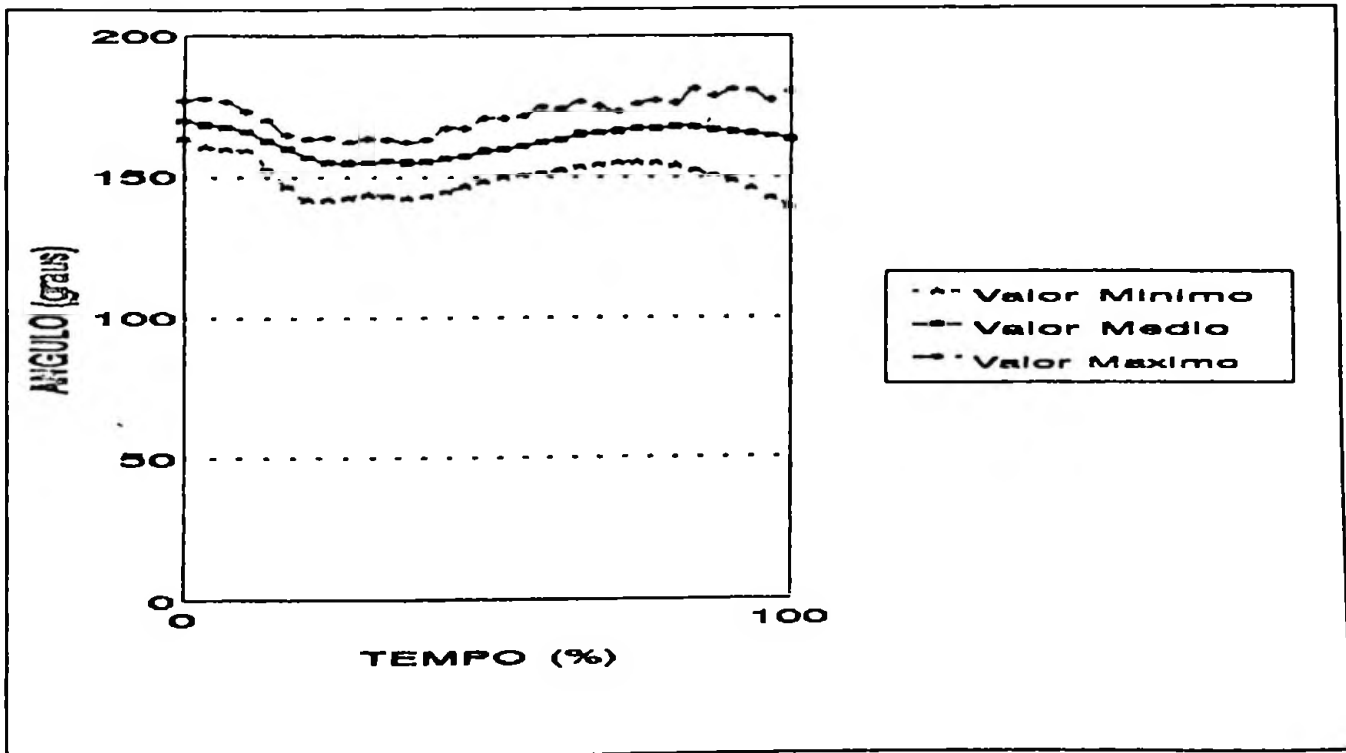


FIGURA 32 - Ângulo da articulação do joelho para o correr de tênis.

ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Após a coleta dos dados foram analisados os resultados obtidos para a locomoção humana, andar e correr, para duas situações diferentes (descalço e com calçado tipo tênis).

Os testandos realizaram cinco repetições em cada situação e para a análise dos dados foi selecionado um teste de cada sujeito para o andar (descalço e tênis) e correr (descalço e tênis). Para a escolha do teste foi realizada uma Análise de Variância para o tempo de apoio de todos os testes. Para os tempos de apoios do andar ($n=48$) para os dois apoios foi calculado um $F=2,054$ e $p=0,1078$ e no correr um $F=0,275$ e $p=0,6065$, não sendo encontrado diferença estatisticamente significativa entre os tempos de apoio. Assim sendo, diante disto a escolha dos testes foi realizada da seguinte maneira: (a). quando existiam dois ou mais tempos de apoio iguais para um testando, aquele era o valor escolhido, ou (b). quando não ocorriam valores iguais procurava-se um valor intermediário. Não importando se o apoio era realizado com a perna direita ou esquerda, isto porque a análise de variância foi realizada para os dois apoios, primeiro apoio (plataforma 1) e segundo apoio (plataforma2), tanto para o andar como para o correr.

Escolheu-se o tempo de apoio para esta análise, por ser um parâmetro importante na diferença entre o andar e correr e por isso confiável na interpretação dos resultados no movimento de locomoção.

Cada teste foi repetido cinco vezes em cada situação, andar e correr (descalço e tênis), garantindo a reprodutibilidade do teste. De acordo com HAMILL & McNIVEN (1990), o número de vezes que deve ser repetido um teste para se obter uma representatividade do padrão deve ser cinco vezes.

Os dados apresentados não receberam tratamento de redução e otimização matemática, portanto não aplicou-se filtros digitais ou analógicos que permitissem uma visualização mais contínua das curvas. Assim pode-se interpretar mais uma

limitação metodológica sem interferir na discussão dos resultados obtidos ao tratarmos numericamente os dados originais para todos os sistemas de medição que utilizamos no presente trabalho. Porque o trabalho reside na verificação de um padrão de movimento e não na interpretação dos dados das curvas.

6.1 Andar

Os valores médios encontrados tanto no andar descalço (1,4 m/s) quanto no andar com calçado tipo tênis (1,5 m/s) encontram-se dentro dos limites de velocidade para o padrão de movimento do andar determinado por ALEXANDER (1984), que demonstrou matematicamente que o limite de velocidade para o andar é de 3,0 m/s. E de acordo com os experimentos de SAMMARCO (1980), este limite é aproximadamente 3,35 m/s, sendo que os estudos consideram a velocidade para o andar normal de aproximadamente 1,56 m/s. Os valores registrados nas velocidades do andar para os dois padrões provavelmente sofreram influência do espaço limitado para o deslocamento (5,0 m), nem sempre possibilitando ao testando uma locomoção com desenvolvimento natural. Deve-se considerar ainda que o movimento pode ter sido perturbado pela necessidade do testando em transportar cabos e equipamentos da eletrogoniometria e eletromiografia.

Os valores médios encontrados para o andar descalço e andar com calçado tipo tênis foram analisados através de análise de variância, onde encontrou-se um $F=2,630$ e um $p=0,1222$. A diferença entre as médias podem existir em função dos testandos se locomoverem a maior parte do tempo com calçado tipo tênis.

A velocidade de deslocamento do andar descalço apresentou valores médios inferiores do que os encontrados para o andar com calçado tipo tênis. Porém, deve-se observar a amplitude entre os valores mínimos e máximos, onde verifica-se que apesar de apresentar valores menores o andar descalço (0,3 m/s) apresentou uma variação menor que o andar com calçado tipo tênis (0,6 m/s). Isto significa que os valores do andar

descalço demonstraram uma variação menor, permanecendo os dados mais concentrados.

Esta velocidade de deslocamento tem influencia nos resultados do tempo de apoio e duplo apoio, onde, pode-se verificar que existe uma pequena diferença entre os dois apoios, tanto para o andar descalço quanto para o andar com calçado tipo tênis. Esta diferença nas médias dos tempos de apoio foi comparada através da análise de variância, aplicada entre os valores médios de cada apoio para cada um dos padrões do andar e na comparação do andar descalço e com calçado tipo tênis. Encontrou-se um valor de $F=1,985$ e $p=0,1759$ entre os apoios do andar descalço e um $F=1,073$ e $p=0,3140$ entre os apoios do andar com calçado tipo tênis. Quando comparados os valores médios entre o andar descalço e o andar com calçado tipo tênis para o primeiro apoio, $F=0,59$ ($p=0,8114$) e para o segundo apoio um $F=0,59$ e $p=0,8228$. Verifica-se que o calçado não influenciou no padrão do movimento.

Outro parâmetro a ser analisado é o tempo de duplo apoio, que em relação a valores médios apresentou um $F=6,161(*)$ e um $p=0,0232$. A amplitude encontrada no andar descalço foi de 50 ms e para o andar com calçado tipo tênis 70 ms, demonstrando que os valores do andar descalço apresentaram uma menor variação.

Para a componente horizontal da força de reação do solo verifica-se que os valores encontrados estão de acordo com os resultados da literatura, pois apresentaram dois picos de força. Um pico de força mínima (negativo), no início do apoio, representando uma redução na velocidade do movimento no sentido do deslocamento; e um pico de força máxima (positivo), demonstrando uma aceleração do movimento.

A análise de variância da força horizontal média foi calculada para os dois padrões do andar (descalço e com calçado), entre os dois apoios de cada padrão, para um mesmo apoio do mesmo padrão, entre um mesmo apoio de diferentes padrões. Para a força horizontal média máxima do andar descalço para ambos apoios encontrou-se um $F=0,039$ e $p=0,8449$, no andar com calçado tipo tênis para os dois apoios o $F=1,173$

($p=0,2930$). Quando calculou-se a força horizontal média máxima para o andar descalço em relação ao andar com calçado tipo tênis para o primeiro apoio, obteve-se um $F=0,019$ com $p=0,8921$, e para o segundo apoio encontrou-se um $F=2,451$ e $p=0,1349$.

Na força horizontal média mínima para o andar descalço entre os dois apoios verificou-se um valor de $F=14,041(**)$ e $p=1,475E-03$, e no andar com calçado tipo tênis para os apoios um $F=9,811(**)$ com $p=5,758E-03$. Quando foi relacionado o andar descalço com o andar com calçado tipo tênis para a força horizontal média mínima, observou-se para o primeiro apoio um $F=0,8561E-03$ e $p=0,9304$ e no segundo apoio um $F=3,804$ com $p=0,669$.

Em relação à amplitude de variação, da força horizontal máxima, no andar descalço encontrou-se um valor de 18,17 kgf no primeiro apoio e 20,22 kgf no segundo apoio. No andar com calçado tipo tênis para a mesma força verificou-se uma amplitude de 25,95 kgf para o primeiro apoio e 20,57 kgf no segundo apoio. Para a força horizontal média mínima no andar descalço, a amplitude de variação encontrada no primeiro apoio foi de 33,02 kgf e 19,30 kgf no segundo apoio. Para o andar com calçado tipo tênis, encontrou-se 24,49 kgf no primeiro apoio e 19,11 kgf para o segundo apoio.

A análise da componente vertical da força de reação do solo demonstrou dois picos de força máxima. Sendo que o primeiro pico representa a força passiva do andar e o segundo pico demonstra a força ativa durante o movimento. Os valores médios de força vertical máxima encontrados no andar estão dentro dos limites encontrados por outros estudos. JACOBS (1972) registrou um pico de força vertical de até 2,0 vezes o peso corporal e SIMON et alii (1981) registraram picos de força máxima que variaram de 0,5 a 1,5 vezes o peso corporal. Os resultados encontrados neste estudo identificaram uma variação no pico de força vertical máxima relativa ao peso corporal de 0,87 a 1,46 vezes o peso corporal para o andar descalço e de 1,01 a 1,73 vezes o peso corporal para o andar com calçado tipo tênis, sendo que os valores médios encontrados foram de 1,15 vezes o peso corporal no andar descalço e 1,28 vezes o peso

corporal no andar com calçado tipo tênis para o primeiro apoio. No segundo apoio foi verificado um valor médio de 1,21 vezes o peso corporal no andar descalço e 1,30 vezes o peso corporal no andar com calçado tipo tênis.

A amplitude de variação do andar descalço foi de 0,57 vezes o peso corporal no primeiro apoio e 0,42 vezes o peso corporal no segundo apoio, para o andar com calçado tipo tênis (0,67 vezes o peso corporal no primeiro apoio e 0,69 vezes o peso corporal no segundo apoio).

Em relação aos valores absolutos dos picos de força vertical máximos, a análise de variância demonstrou para o primeiro apoio (primeiro pico de força vertical máxima versus segundo pico de força vertical máxima) do andar descalço, um valor de $F=0,513$ com $p=0,4832$ e para o segundo apoio um $F=0,734$ e $p=0,4027$. No andar com calçado tipo tênis encontrou-se um $F=4,160$ ($p=0,0563$) no primeiro apoio e no segundo apoio um $F=4,609$ (*) com $p=0,0457$.

Quando comparou-se os dois apoios para um mesmo pico de força vertical máximo, encontrou-se para o primeiro pico de força máxima no andar descalço (primeiro e segundo apoios) um $F=0,373$ ($p=0,5490$) e no segundo pico de força máxima um $F=2,011$ e $p=0,1732$ para o andar descalço. No andar com calçado tipo tênis obteve-se um $F=0,070$ e $p=0,7940$ no primeiro pico de força máxima e $F=0,291$ e $p=0,5963$ no segundo pico de força máxima para a relação entre os apoios.

Na relação entre os dois padrões do andar, descalço e tênis, para o primeiro pico de força vertical do primeiro apoio encontrou-se um $F=1,577$ e $p=0,2252$ e no segundo pico de força vertical máxima um $F=0,237$ e $p=0,6322$. Para o segundo apoio verificou-se para o primeiro pico de força vertical um $F=1,565$ ($p=0,2270$) e no segundo pico de força vertical um $F=0,030$ e $p=0,8639$.

Uma outra análise realizada foi em relação à força mínima, que ocorre quando da colocação de todo o apoio sobre o solo. Esta força reduz-se (após o primeiro pico de força vertical máxima) em função da distribuição da força em uma

maior área de contato e também da eficiência de movimento da perna livre.

Na análise da força mínima média encontrou-se uma força mínima média de 41,68 kgf, e uma redução de 43,74% do pico passivo no primeiro apoio do andar descalço. Para o segundo apoio a redução foi de 43,68%. Os valores encontrados em percentagem foram aproximadamente iguais, mas o segundo apoio apresentou um pico de força passiva maior. Com isso, pode-se considerar que houve um maior redução da carga no segundo apoio. Na análise de variância realizada para a força vertical mínima do andar descalço entre os dois apoios, encontrou-se um $F=1,100$ e $p=0,3081$. A amplitude de variação da força mínima no primeiro apoio foi de 16,10 kgf e no segundo apoio 18,77kgf.

Para a força mínima média do andar com calçado tipo tênis, encontrou-se para o primeiro apoio uma redução de 57,86% do pico passivo e no segundo apoio uma redução de 51,47%. A análise de variância realizada para a força vertical mínima do andar com calçado tipo tênis entre os apoios demonstrou um $F=2,895$ e $p=0,1061$. Para a amplitude de variação da força mínima do andar com calçado tipo tênis, encontrou-se no primeiro apoio um valor de 26,81 kgf e no segundo apoio um valor de 21,46 kgf.

Na análise da redução da força (%) entre o andar descalço e o andar com calçado tipo tênis, verificou-se uma maior redução para o andar com calçado tipo tênis em ambos os apoios. Para o primeiro apoio do andar descalço e andar com calçado tipo tênis a análise de variância demonstrou um $F=4,743$ (*) e $p=0,0430$ e para o segundo apoio encontrou-se um $F=1,528$ e $p=0,2323$. Contudo, esta diferença não mostrou-se significativa, portanto o uso do calçado não influenciou no padrão do movimento.

Outro parâmetro analisado foi o quociente de inclinação da curva, em relação aos dois picos de força máxima, que representa a velocidade de alcance do pico passivo (primeiro pico de força vertical máxima) e do pico ativo (segundo pico de força vertical máxima). O coeficiente de crescimento da força vertical passiva, calculado através da

razão entre o valor máximo da força vertical passiva e o tempo decorrido até este valor ser alcançado. Os valores encontrados para o andar descalço e com calçado demonstram que apesar dos resultados aproximadamente iguais, o andar descalço apresentou um impacto maior por apresentar uma menor força máxima e um menor tempo de alcance do pico passivo para os apoios. Isto ocorre pelo fato de que no andar descalço o apoio tem um contato direto com o solo, fazendo com que o impacto recebido pelas estruturas do corpo seja maior, enquanto que o calçado pode atenuar este contato tornando o impacto recebido pelas estruturas menor. O que deve ficar claro é que o calçado atua como um agente atenuador do impacto e não age no sentido de amortecer o impacto. Isto pode ser verificado pelos valores absolutos do pico de força vertical passiva encontrados para o andar descalço e com calçado. Foi encontrado um maior valor (maior velocidade de crescimento da curva) para o primeiro pico de força máxima nos dois padrões de movimento do andar (descalço e tênis).

O coeficiente de crescimento da força vertical ativa, calculado através da razão entre o valor máximo da força vertical passiva e o tempo decorrido entre o valor mínimo da força e o pico máximo ativo. Este pico de força passiva é influenciado pelos músculos responsáveis pela propulsão da perna.

Outro parâmetro que deve ser observado no movimento de locomoção é a máxima flexão do joelho (menor ângulo do joelho durante a fase de contato do apoio com o solo).

Os valores médios de máxima flexão do joelho demonstraram que no andar descalço a flexão do joelho no primeiro apoio foi menor que no segundo apoio. A análise de variância apresentou um $F=1,802$ e $p=0,1962$. A amplitude de variação encontrada foi de $11,4^\circ$ para o primeiro apoio e $18,6^\circ$ no segundo apoio. Observou-se uma menor variação da máxima flexão do joelho no primeiro apoio, permanecendo os valores mais próximos da média.

Para o andar com calçado tipo tênis, a flexão do joelho dos dois apoios foram próximas ($15,7^\circ$ no primeiro apoio e

15,1° no segundo apoio) e encontrou-se um $F=0,075$ e $p=0,7869$. A amplitude de variação para os apoios foi de 18,6° no primeiro apoio e 9,2° no segundo apoio, sendo que o primeiro apoio apresentou valores mais dispersos que os do segundo apoio.

Quando relaciona-se o primeiro apoio do andar descalço (12,7°) com o do andar com calçado tipo tênis (15,7°), observa-se uma maior flexão do joelho no andar com calçado tipo tênis. A análise de variância apresentou um $F=1,802$ ($p=0,1962$). No entanto, a amplitude de variação do andar descalço foi menor do que a do andar com calçado tipo tênis. Para o segundo apoio, o andar descalço (14,8°) e o andar com calçado tipo tênis (15,1°) apresentaram um $F=0,020$ e $p=0,8892$. A amplitude de variação do andar com calçado tipo tênis foi menor do que a do andar descalço.

6.2 Correr

A velocidade de deslocamento média do correr descalço foi superior à do correr com calçado tipo tênis. A análise de variância demonstrou um valor de $F=0,800$ e $p=0,3830$ entre elas. Verificou-se ainda, que a amplitude de variação da velocidade no correr descalço foi de 2,10 m/s e no correr com calçado tipo tênis de 2,05 m/s.

Os valores médios encontrados estão próximos dos limites mínimos de deslocamento descritos por ALEXANDER (1984) que foi de 3,0 m/s, velocidade esta discutível por ter sido calculada matematicamente levando-se em consideração valores de comprimento de perna padrão para um adulto. Apesar de verificar-se valores menores que o limite para a velocidade do correr, a curva de força vertical apresentou-se dentro dos padrões determinados para o correr. Com isso, pode-se considerar que as velocidades de deslocamento registradas nos testandos foram para a corrida, por verificar-se uma fase de flutuação nas curvas de força vertical, o que é característico do correr.

Para o tempo de apoio, verificou-se que o do correr é menor do que o do andar, isto porque, a velocidade de

deslocamento ser menor no andar. O tempo de apoio é inversamente proporcional à velocidade de deslocamento.

Para a análise de variância encontrou um valor de $F=0,275$ e $p=0,6065$ entre os tempos de apoio médio do correr descalço e correr com calçado tipo tênis. Para a amplitude de variação verificou-se um valor de 0,11 s para o correr descalço e 0,10 s no correr com calçado tipo tênis.

A força horizontal representa a velocidade do movimento e apresenta as mesmas características encontradas no andar, com um pico de força horizontal máxima (positivo) e um pico de força horizontal mínima (negativo). Sendo que, o primeiro pico é o negativo que ocorre na primeira fase do contato do apoio com o solo e depois ocorre uma fase positiva.

Para o correr foi encontrado um pico de força negativo maior para os dois padrões de movimento (descalço e tênis), o que pode representar uma maior área de força horizontal mínima. Com isso, uma maior fase de desaceleração pode ter ocorrido em função do espaço percorrido pelos testandos (5m) e da perturbação do padrão de movimento devido ao transporte de cabos e equipamentos.

Quando comparou-se o correr descalço com o correr com calçado tipo tênis para a força horizontal máxima média, encontrou-se um $F=0,270$ e $p=0,6095$. A amplitude de variação do correr descalço foi de 35,30 kgf e para o correr de tênis 38,50 kgf.

Para a força horizontal mínima média, na relação entre o correr descalço e o correr com calçado tipo tênis encontrou-se na análise de variância um $F=0,465$ e $p=0,5039$. A amplitude de variação para o correr descalço foi de 33,88 kgf e para o correr com calçado tipo tênis de 40,04 kgf.

A força vertical máxima para o correr apresenta apenas um picó de força vertical e a relação deste com o peso corporal pode chegar até 4,0 vezes o peso corporal (BAUMANN, 1968), valores estes que variam com o incremento da velocidade de deslocamento. Neste estudo encontrou-se uma variação da força vertical máxima para o correr descalço de 2,12 a 3,25 vezes o peso corporal e de 2,06 a 3,32 vezes o peso corporal

para o correr com calçado tipo tênis. Sendo que, o valor médio do correr descalço foi de 2,55 vezes o peso corporal e 2,63 vezes o peso corporal para o andar com calçado tipo tênis.

O valor superior para a força vertical máxima média no correr com calçado tipo tênis (173,6 kgf) quando comparado ao correr descalço (168,9) pode ser em função da maior velocidade de deslocamento média do correr com calçado tipo tênis. A análise de variância demonstra um $F=0,187$ e $p=0,6705$. Para a amplitude de variação do correr descalço foi de 80,0 kgf e para o correr com calçado tipo tênis de 88,2 kgf.

A máxima flexão do joelho média no correr descalço foi de $16,5^\circ$ e no correr com calçado tipo tênis $16,9^\circ$. A análise de variância encontrou um valor de $F=0,022$ e $p=0,8833$ para a relação entre o correr descalço e correr com calçado tipo tênis. Para a amplitude de variação, foi encontrado um valor $19,0^\circ$ no correr descalço e para o correr com calçado tipo tênis de $18,2^\circ$.

6.3 Relação entre andar descalço e andar com calçado

Os valores encontrados para a velocidade de deslocamento correspondente ao andar descalço e andar com calçado foram semelhantes e pode-se observar com isto, que os tempos de apoio também permaneceram aproximadamente iguais. Verificou-se ainda que o uso do calçado não influenciou na velocidade de deslocamento e tempo de apoio.

Para o tempo de duplo apoio observou-se uma diferença significativa entre o andar descalço e com calçado, sendo que este tempo é maior no andar com calçado, demonstrando uma maior estabilidade do movimento.

Porém, quando analisou-se a componente vertical da força de reação do solo, verificou-se que os valores encontrados entre os picos de força, tanto no andar descalço como no andar com calçado, foram semelhantes.

Para a força relativa o andar com calçado apresentou

Tal situação pode evidenciar uma maior sensibilidade, pelo fato dos testandos se locomoverem a maior parte do tempo com calçado. É possível que esta diferença se reduza caso a participação da locomoção descalço se acentuar. Porém, esta constatação está na dependência de um outro experimento.

O quociente de inclinação para o pico passivo permaneceu semelhante para o andar descalço e com calçado, demonstrando que o calçado não influenciou no crescimento da curva. O mesmo ocorreu para o pico ativo. Esperava-se que a utilização do calçado reduzisse de modo significativo este valor, devido ao impacto ser atenuado pelo calçado.

As curvas encontradas para a componente horizontal da força de reação do solo demonstraram um equilíbrio entre as forças máxima (F_y máx) e mínima (F_y mín) entre o andar descalço e com calçado para ambos apoios; sendo que a força máxima com calçado foi aproximadamente 23% maior que o descalço, e para a força mínima o andar com calçado foi cerca de 21,5% maior.

O ângulo de entrada do primeiro apoio no andar descalço foi 3,12% menor ao encontrado com o andar com calçado. Quanto ao ângulo de saída, o andar com calçado foi 2,70% menor. A máxima flexão do joelho encontrada no andar descalço foi 19,11% menor do que com calçado. A máxima flexão do joelho no andar descalço ocorreu 97 ms depois do contato com o solo e no andar calçado 111 ms. Analisando o segundo apoio, os ângulos de entrada foram iguais para os dois padrões, contudo o ângulo de saída do andar descalço foi 10,4% menor do que o do andar com calçado. Para a máxima flexão do joelho entre o andar com calçado e descalço os valores encontrados foram aproximadamente iguais. A máxima flexão do joelho no andar descalço ocorreu 113 ms após o início do contato do apoio com o solo e no andar com calçado a 126 ms.

O ângulo de entrada da articulação do joelho foi aproximadamente igual para a perna de apoio e perna livre para as duas variáveis (descalço e calçado). O mesmo ocorreu para o final do contato entre a perna de apoio e perna livre, demonstrando que o calçado não influenciou no padrão de movimento do andar. Para a máxima flexão do joelho, observa-se que

durante o apoio a flexão máxima foi menor que a flexão máxima da perna livre. Demonstrando com isso que a amplitude de movimento da perna livre é bem maior que a da perna de apoio, por se tratar de um movimento de cadeia cinemática aberta.

De acordo com a literatura, uma maior flexão máxima sugere uma maior redução da força vertical passiva (deflexão). Portanto, a perna livre por apresentar uma maior flexão, reduzindo assim o raio de giração e o momento de inércia do segmento, aumenta sua capacidade a de redução da força vertical passiva. Entretanto, a correlação entre a redução da força vertical passiva e a máxima flexão da perna livre, demonstrou que esta redução não é tão acentuada, evidenciando que provavelmente a máxima flexão da perna de apoio também colabore para a redução da força passiva de forma significativa. A correlação, TABELA 18, entre a redução da força vertical passiva e a máxima flexão da perna de apoio, foi superior a encontrada para a perna livre, embora a correlação sendo significativa para ambos os casos. O que verifica-se é uma maior participação da perna de apoio na redução da força passiva. Isto pode significar que o trabalho na flexão da perna de apoio também resulte em uma maior redução da força passiva durante a fase de apoio do andar'.

TABELA 18 - Correlação entre máxima redução da força vertical e a máxima flexão da perna de apoio e perna livre no andar descalço e com calçado, para os dois apoios (n=10).

	Máxima Flexão Perna Apoio		Máxima Flexão Perna Livre	
	APOIO 1	APOIO 2	APOIO 1	APOIO 2
MRFzANDE	0,771	0,461	0,442	0,186
MRFzANTE	0,819	0,489	0,473	0,158

6.4 Relação entre correr descalço e correr com calçado

A velocidade de deslocamento para o correr descalço e com calçado foi aproximadamente igual, fazendo com que os tempos de apoio apresentassem valores semelhantes. Verificou-se ainda que o uso do calçado não interferiu no tempo de apoio. Para a componente vertical de força de reação do solo, os valores máximos foram aproximadamente iguais. Sendo que o maior valor foi encontrado para o correr com calçado.

Na força horizontal houve um equilíbrio entre forças máximas e mínimas para o correr com calçado. No correr descalço a força horizontal máxima foi menor (27,43%) que a força horizontal mínima, demonstrando que neste momento ocorreu uma pequena desaceleração no deslocamento.

O ângulo de entrada do joelho no momento do contato com o solo não foi influenciado pelo uso do calçado, pois eles foram aproximadamente iguais tanto para o correr descalço como no correr com calçado. O mesmo ocorreu para o ângulo de saída e máxima flexão do joelho. A máxima flexão do joelho aconteceu 77 ms após o contato do apoio com o solo no correr descalço e a 84 ms no correr com calçado.

6.5 Relação entre andar e correr

Analisando os dados relativos ao andar e correr, verificou-se que em média o tempo de apoio no andar foi 58,15% maior que o do correr. Isto porque a velocidade de deslocamento do correr foi cerca de 53,16% maior que a do andar.

Para o pico de força máxima (passivo), os resultados encontrados no correr foram 52,31% maiores que os do andar.

Quando compara-se o coeficiente de crescimento da força vertical passiva entre o andar e correr, verifica-se que em função da velocidade de deslocamento, o aparelho locomotor é exposto a forças maiores em um menor intervalo de tempo. Com isso, é gerado uma maior condição de impacto no correr.

Para a força horizontal máxima encontrou-se um valor 10,05% maior no correr e para a força horizontal mínima foi 33,17% maior no correr quando comparada com o andar.

O ângulo de entrada do joelho no contato com o solo foi 2,0% maior no andar. No ângulo de saída foi 17,77% maior que o do andar. Para a máxima flexão do joelho o correr apresentou valores 12,71% maiores que o andar.

Outra análise foi em relação às curvas de comportamento padrão no andar e correr, a reprodutibilidade dos valores experimentais apresentou-se constante em função do padrão analisado, andar e correr com adultos normais, estar definido a partir das medidas realizadas.

Foi observado o comportamento entre a componente vertical da força de reação do solo (F_z) e a componente horizontal (F_y), FIGURA 33, identificando o padrão de dependência entre estas variáveis e verificou-se que esta é uma curva de padrão normal para o andar. Outros dois padrões também foram observados, componente vertical (F_z) e ângulo da perna de apoio e componente vertical (F_z) e ângulo da perna livre, demonstrados nas FIGURAS 34 e 35. As curvas representam um padrão normal entre estas variáveis no andar. O uso do calçado não influenciou no comportamento das curvas, estas mostrando-se semelhantes às encontradas no andar descalço.

No correr, foi encontrado uma reprodutibilidade no comportamento das curvas (F_z-F_y , F_z-A) tanto para o correr descalço quanto calçado, evidenciando um padrão entre estas variáveis para o correr com adultos normais, FIGURA 36.

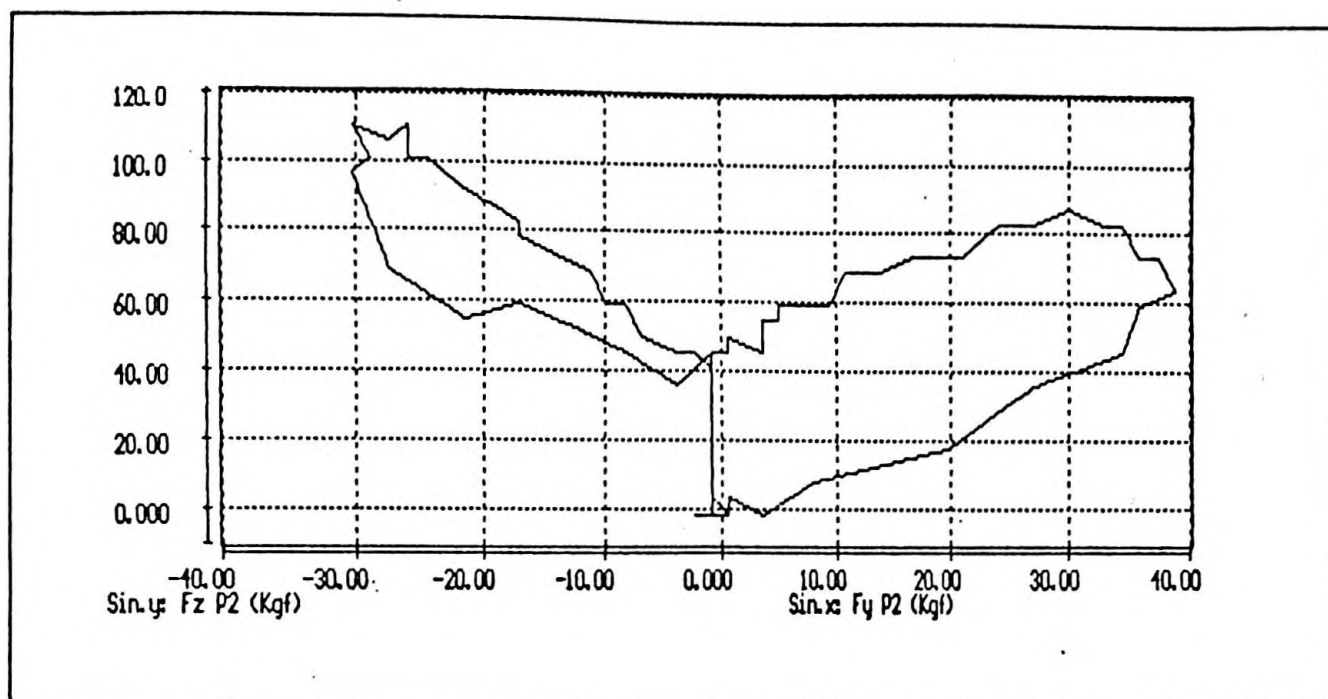


FIGURA 33 - Curva representativa da relação entre a componente vertical (F_z) e componente horizontal (F_y) da força de reação do solo para o andar.

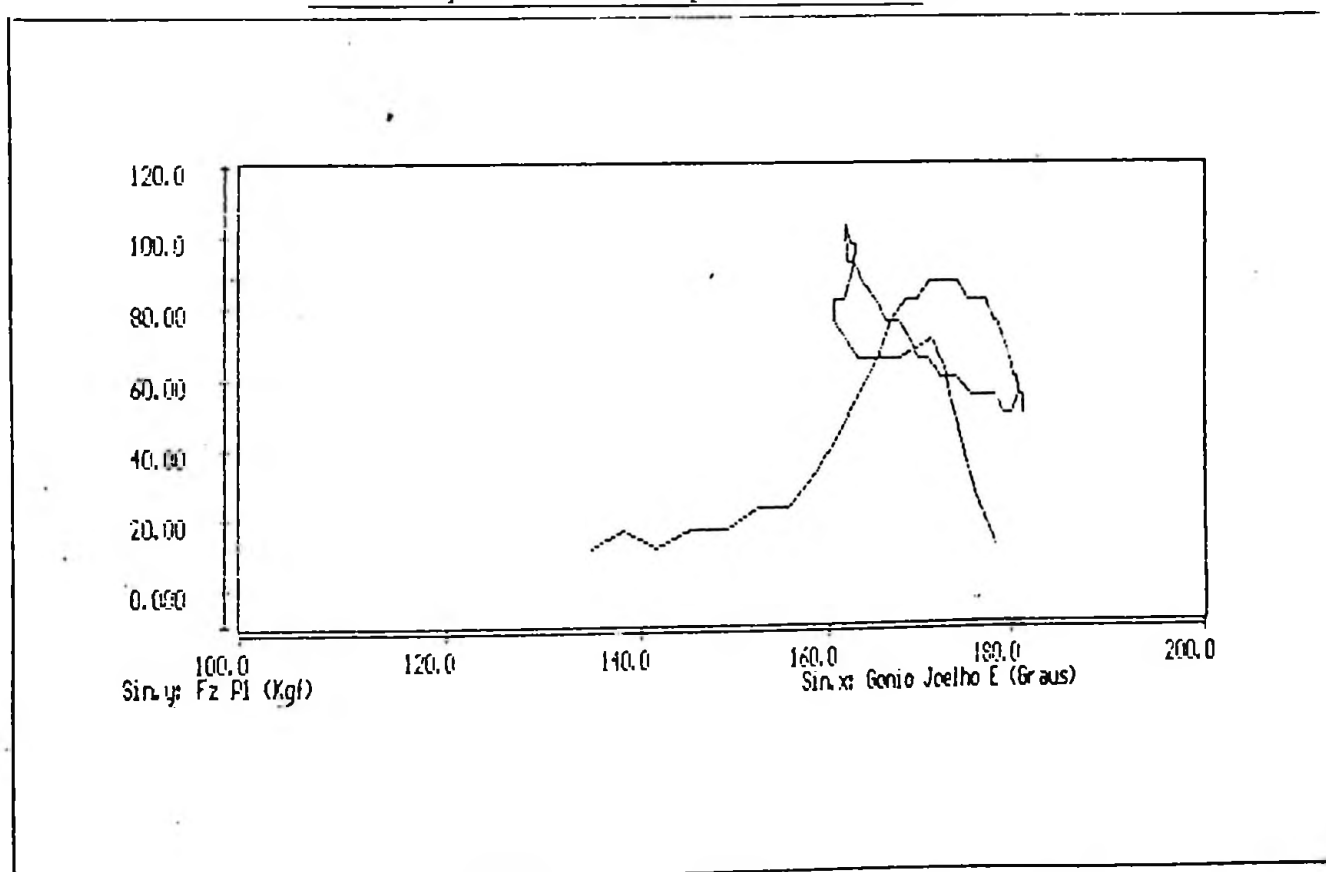


FIGURA 34 - Curva representativa da relação entre a componente vertical (F_z) da força de reação do solo e o ângulo de apoio para o andar.

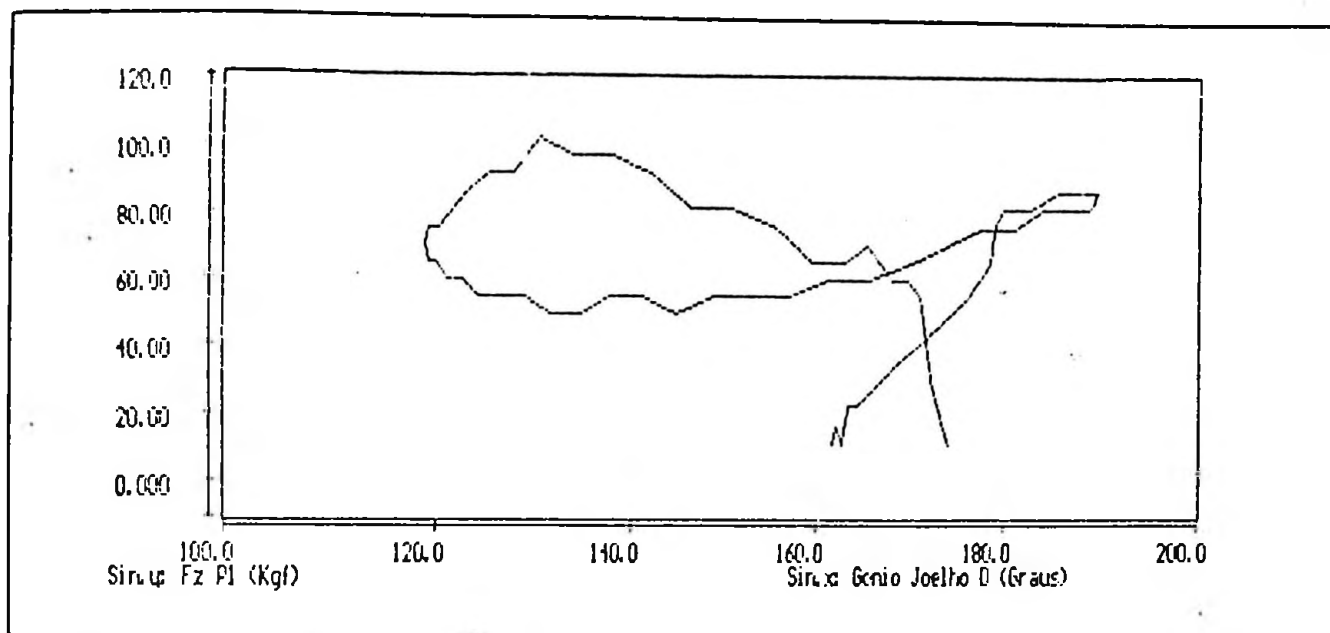


FIGURA 35 - Curva representativa da relação entre a componente vertical da força de reação do solo e o ângulo da perna livre para o andar.

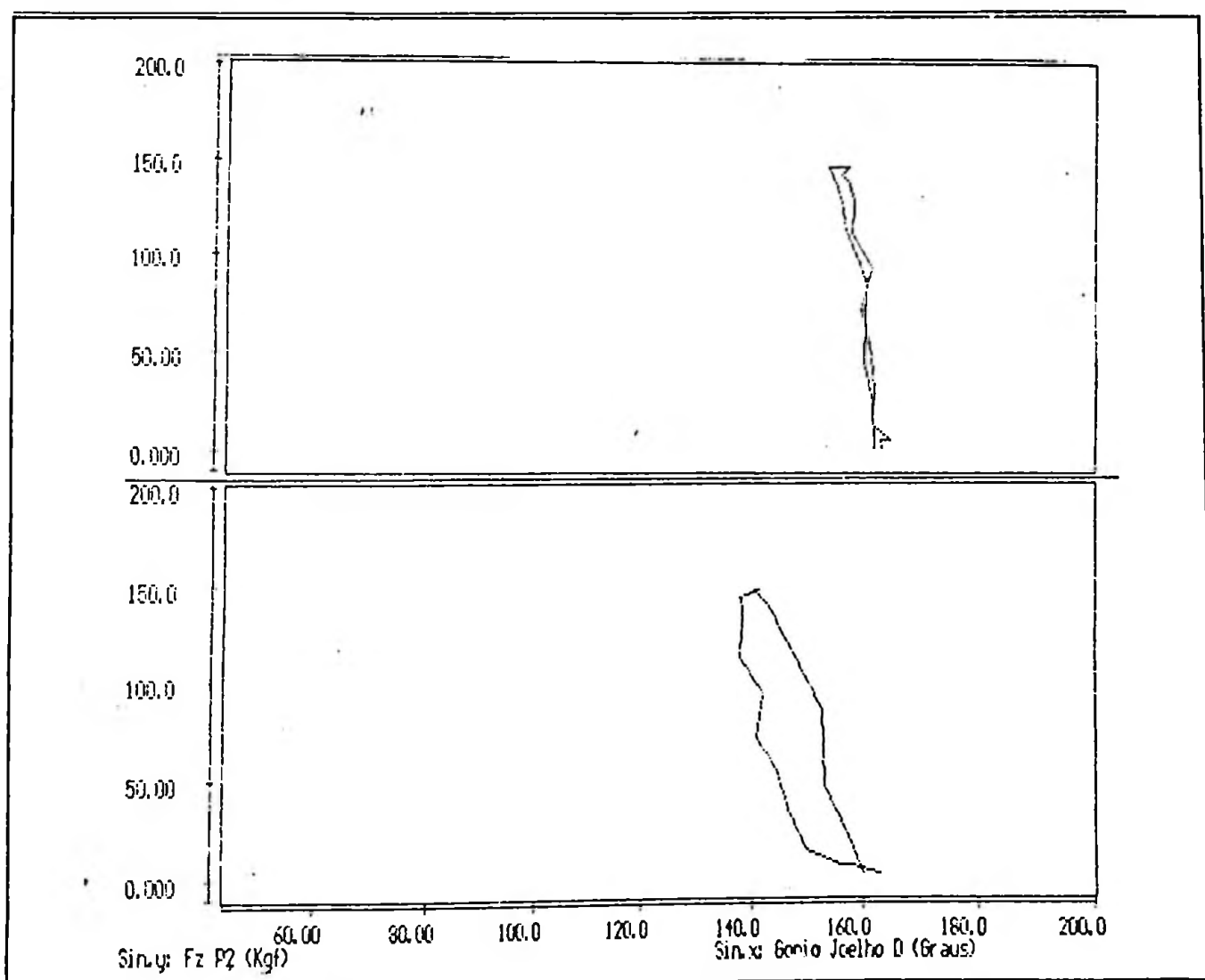


FIGURA 36 - Curva representativa da relação entre: A. componente vertical (Fz) e ângulo da articulação do joelho da perna de apoio e B. componente vertical (Fz) e o ângulo da articulação do joelho da perna livre para o correr.

6.6 Atividade muscular para andar e correr

As FIGURAS 37, 38 e 39 demonstram a atividade muscular durante a fase de contato do apoio com o solo para o andar (descalço e tênis) e no correr. Na análise, verifica-se que a fase de contração excêntrica para o *M. vasto lateral*, corresponde a 24,5% do tempo de contração durante a fase de apoio de P1 e 24,8% para P2 durante o andar descalço. No andar com calçado, o primeiro apoio correspondeu a 24,3% do tempo de contração enquanto que o segundo apoio correspondeu a 24,9%. Em relação à contração concêntrica esta ocorre após a contração excêntrica, indicando uma aplicação de força no sentido do movimento.

Para a corrida a fase de contração excêntrica, para o *M. vasto lateral*, foi de 28,6% do tempo de contração durante a fase de apoio no correr descalço e 28,2% no correr com calçado.

Observa-se uma maior fase de contração excêntrica no correr, isto provavelmente em função da maior velocidade e com isto a força gerada no contato com o solo é maior. Portanto, a musculatura necessita de um maior armazenamento de energia para uma melhor aplicação de força na fase de propulsão e conseqüentemente maior eficiência do movimento.

A atividade muscular do *M. vasto lateral* tem seu início antes do apoio entrar em contato com o solo, isto ocorre em função deste músculo ser um extensor da articulação do joelho e por ele atuar na desaceleração da perna para o contato com o solo. Enquanto que o *M. gastrocnêmio* atua em quase toda fase de apoio, sendo um flexor da perna na articulação do joelho e atuando diretamente na fase de propulsão do apoio.

No correr a fase de atividade de ambos coincide com a do andar. Contudo, como a velocidade de deslocamento é maior no correr, as forças geradas no contato com o solo são maiores e o tempo de apoio é menor, os picos de contração são maiores e o tempo de atividade destes músculos é reduzido.

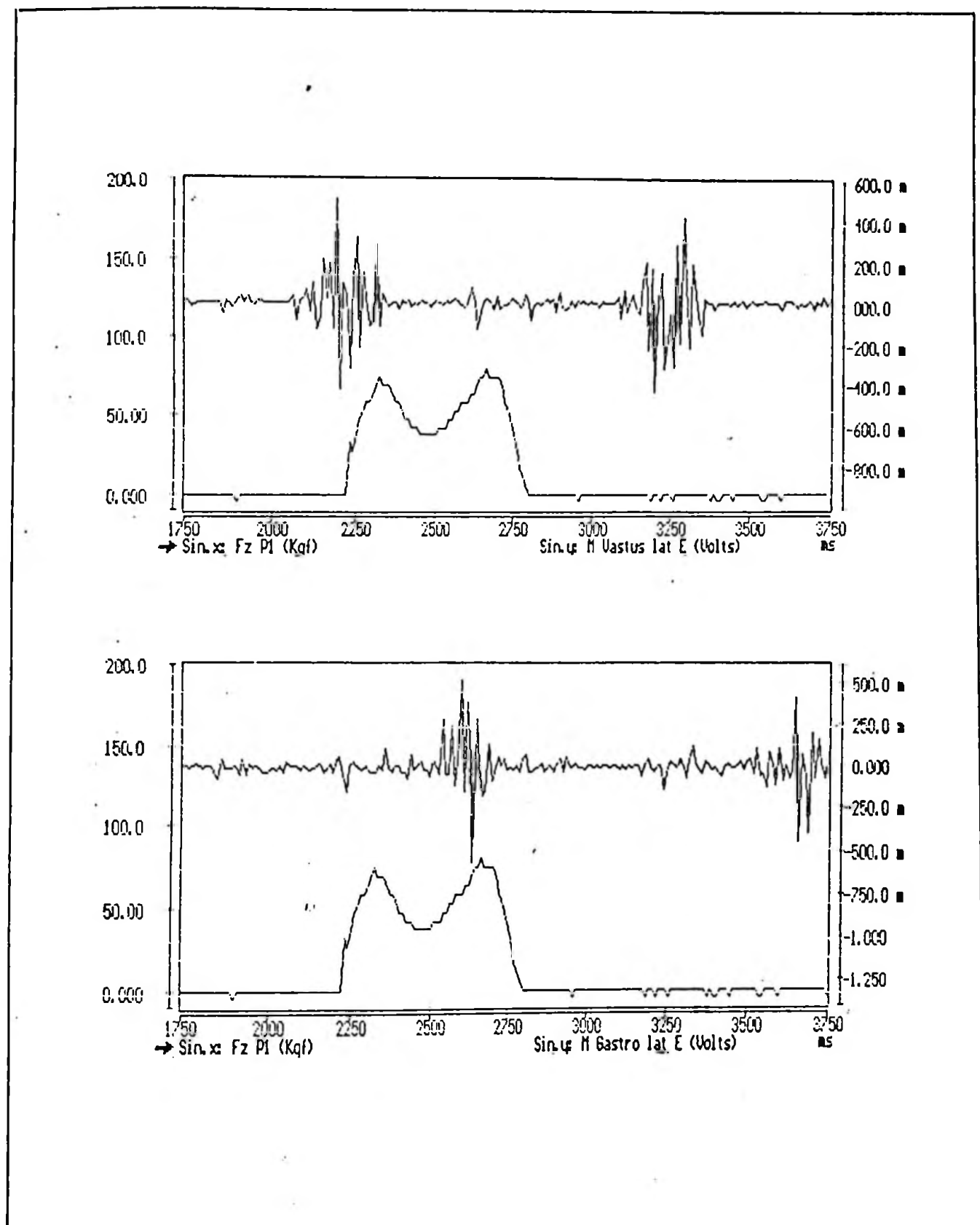


FIGURA 37 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. M. vasto lateral e B. M. gastrocnêmio, no andar (apoio 1).

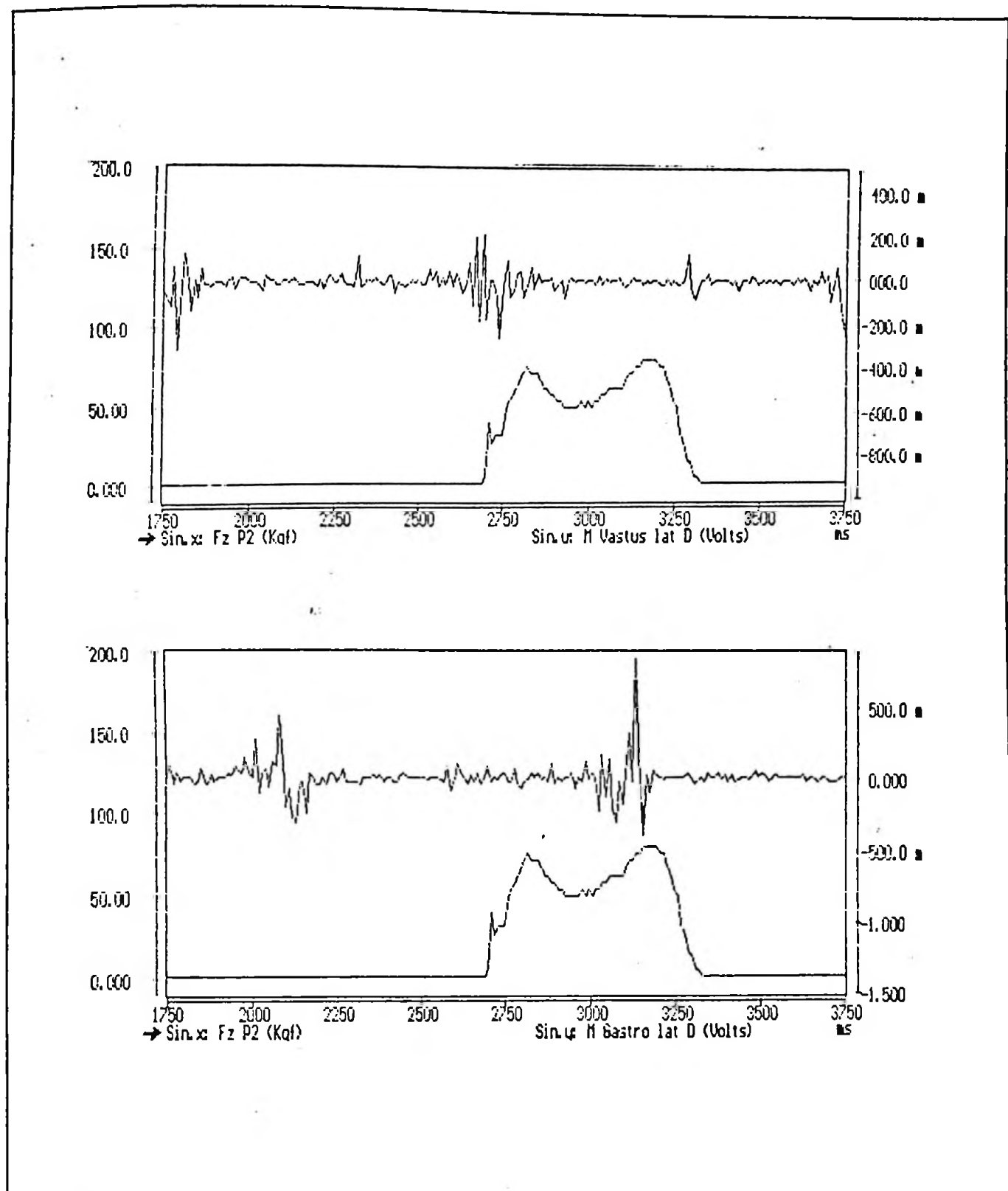


FIGURA 38 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. M. vasto lateral e B. M. gastrocnêmio, no andar (apoio 2).

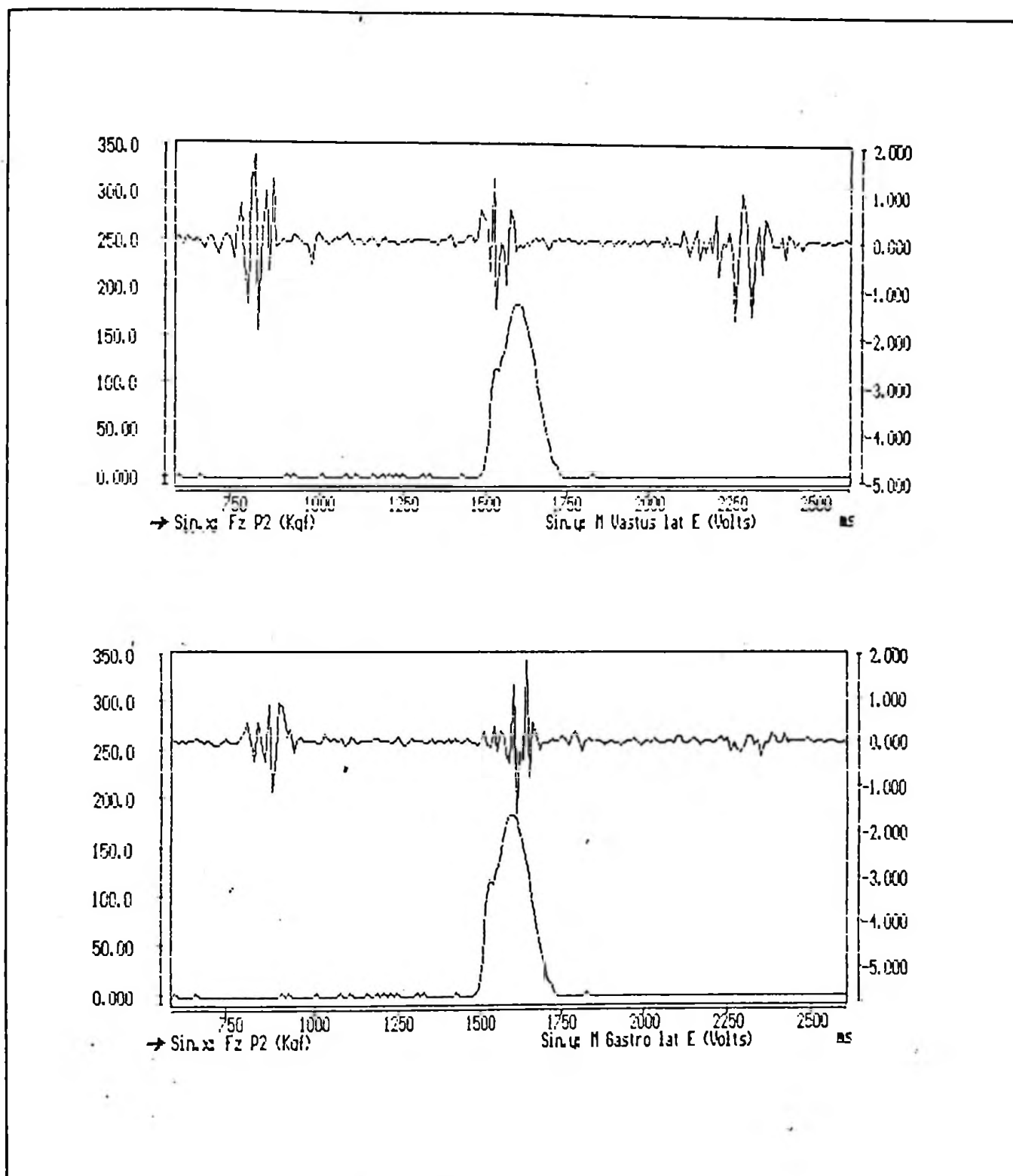


FIGURA 39 - Componente vertical da força de reação do solo e atividade muscular para os músculos: A. M. vasto lateral e B. M. gastrocnêmio, para o correr.

- a) A velocidade de deslocamento é o parâmetro da cinemática que quando modificado altera o padrão do movimento de locomoção (andar e correr), para tempo de apoio, forças de reação do solo, atividade muscular e variação angular.
- b) Com o aumento da velocidade de deslocamento o tempo de duplo apoio, característico do andar, reduz-se; e aparece uma fase de flutuação, característico do correr.
- c) Existe uma tendência de redução dos picos de força vertical do andar (passivo e ativo) para um único pico de força no correr (passivo) à medida que se altera a velocidade de deslocamento. Observa-se ainda, que ocorre um aumento nos valores máximos da força vertical.
- d) Verifica-se, nos músculos selecionados, que sua atividade ocorre nas mesmas fases tanto no andar como no correr. Contudo, com o aumento da velocidade de deslocamento os músculos diminuem seu tempo de atividade e aumentam a amplitude do potencial de ação eletromiográfico..
- e) Quanto à redução ou deflexão da força vertical no andar, conclui-se que esta não é apenas função do contato total do apoio com o solo (aumento da área de contato), mas também está diretamente relacionada com a flexão das pernas de apoio e perna livre.
- f) Um outro aspecto que pode ser observado foi o registro dos dados realizados simultaneamente e sincronizadamente entre os equipamentos com o teste em andamento. Permitindo com isto, verificar a relação entre atividade muscular e força de reação do solo, analisando portanto em que fase do apoio a musculatura trabalha excentricamente e concentricamente e as respectivas duração para cada uma das fases.

g) O que se pôde observar também foi a relação entre a locomoção descalço e calçado. Os resultados demonstraram que mesmo existindo uma diferença nos valores dos testes, esta não foi significativa. Portanto pode-se afirmar que o uso do calçado não influenciou nos resultados dos testes para as variáveis analisadas.

h) Quando se analisa o andar e o correr, é necessário levar em consideração não somente a velocidade de deslocamento, isto porque se pode trotar a velocidades inferiores àquela considerada limite (3,0 m/s). Mas, considerar parâmetros tais como: força vertical, ângulos articulares e mesmo a atividade muscular para uma melhor comparação destes padrões de locomoção.

i) A metodologia permitiu uma análise confiável dos resultados, possibilitando uma análise simultânea e sincronizada dos parâmetros observados. Resultado este que pode ser verificado, por exemplo, nos valores de $p=0,1018$ no andar e $p=0,6065$ no correr para o tempo de apoio. O tempo de apoio foi considerado como o parâmetro para a determinação dos testes a serem utilizados na análise do experimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADELAAR, R.S. The practical biomechanics of running. The American Journal of Sports Medicine, v.6, n.14, p.497-500, 1986.
- ALEXANDER, R.M. Walking and running. American Scientist, v.72, 348-54, 1984.
- AMADIO, A C. Fundamentos da biomecânica do esporte, considerações sobre 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. ; BAUMANN, W. Relações energéticas (trabalho mecânico) e neuromusculares para a corrida considerando-se o movimento da esteira rolante e em piso fixo a diferentes velocidades. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4, São Paulo, 1992. Anais. São Paulo, Universidade de São Paulo, 1971. p.130-37.
- ANDRIACCHI, T.P. et alii. The relation between electrical activity in muscle and speed of walking and running. In: VREDENBREGT, J.; WARTEN-WEILER, J.W., Biomechanics II. Baltimore, University Park, 1971. p.192-196.
- BASMAJIAN, J.V. Eletromyographyc analysis: selected topics on Biomechanics. In: SYMPOSIUM OF BIOMECHANICS, Chicago, 1971. Proceedings. Chicago, Athlete Institute, 1971. p. 109-17.
- _____. Muscle alive. Baltimore, Williams & Wilkins, 1967.
- BATES, B.T. et alii. Effect of running shoes on ground reactions forces. In: MOREKI, A.; FIDELUS, K. Biomechanics VIII-B. Baltimore, University Park, 1981.

- BAUMANN, W. Uber ortsfeste und telemetrische verfahren zur messung der Abstoßkraft des Fußes. In: KARGER, B. Biomechanics-I. Zurich, Institute Seminar Zurich, 1968. p.78-82.
- BOBER, T. et alii. The mechanics of the leg swing in running. Techniques in Athletics, v.2, p.507-10, 1990.
- BRANDEL, B.R. Analysis of muscle coordination in walking and Medicine and Sport, v.8, p.278-87, 1973.
- CAD 10/26 Conversor Analógico - Digital / Digital - Analógico. 10 Bits para IBM PC/XT. Manual do usuário e de referência. Elaborado por LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA.1989.
- CAVANAGH, P.R. The running shoe book. California, Anderson World, 1980.
- CAVANAGH, P.R. ; LAFORTUNE, M.A. Ground reaction forces in distance running. Journal of Biomechanics, v.13, p.397-406, 1980.
- CAVANAGH, P.R. et alii. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In: MORECKI, A. et alii. Biomechanics VII-B. Baltimore, University Park, 1981. v.3B, p.151-56.
- CORREA, S. C. Um estudo cinemático do padrão de passada de corredores de longa distância, de diferentes níveis de habilidade, em diversas velocidades. Rio de Janeiro, 1987. Dissertação (Mestrado)- Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- DAL MONTE, A. et alii. The treadmill used as a training and a simulator instrument in middle and long distance running. In: MATSUI, H. ; KOBAYASHI, K. Biomechanics III. Illinois, Human Kinetics, 1973. v.8, p.359-63.

- DIETZ, V. et alii. Neuronal mechanisms of human locomotion. Journal of Neurophysiology, v.42, n.5, p.1212-22, 1979.
- DILLMAN, C.J. Kinematic analysis of running. Exercise and sport science reviews. v.2, p.193-218, 1975.
- DONSKOI, D. ; ZATSIORSKI, V. Biomechanica de los ejercicios fisicos : manual. Trad. de Mabel T. Santos Amigo. Havana, Editorial Raduga, 1988.
- DRILLIS, R. Objective recording and biomechanics of pathological gait. In: NEW YORK ACADEMY SCIENCE, New York, 1958. Annals. New York, 1958. p.74:86-109.
- DUCHATINIER, D.A. ; ROZENDAL, R.H. Temporal symmetry gait of selected normal subjects. Anatomy, v.73, p.353-61, 1970.
- ENOKA, R.M. Neuromechanical basis of kinesiology. Illinois, Human Kinetics, 1988.
- ENTWICKLUNGSTEAM KOLN (ETK90.x/4K-d60/EMG); (Manual da Eletromiografia), Technische und Bedienungsanleitung. 1990.
- FINLEY, F.R. ; CODY, K. Locomotive characteristics of urban pedestrian. Arch. Phys. Med & Rehab, n.51, p.426-32, 1970.
- FREDERICK, E.C. ; HAGI, J.L. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. International Journal of Sport Biomechanics, v.2, p.41-49, 1986.
- FUJITA, M. et alii. Motion and role of the MP joints in walking. In: MATSUI, H. ; KOBAYASHI, K. Biomechanics VII-A. Illinois, Human Kinetics, 1983. p.467-470.
- GOLLNICK, P.D. ; KARPOVICH, P.V. Eletrogoniometric study of locomotion and of some athletics movements. Research Quartely Am. Ass. Hith Phys. Educ., v.35, p.357-369, 1964.

- HALL, S. Biomecânica básica. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993.
- HAMILL, J. ; McNIVEN, S.L. Reability of selected ground reaction force parameters during walking. Human Movement Science, v.9, p.117-31, 1990.
- HAMILL, J. et alii. Ground reaction force simmetry during walking and running. Research Quarterly for Exercise and Sport, v.55, n.3, p.302-30, 1984.
- _____. Identification of critical variables describing ground reaction forces during running. In: MATSUI, H. ; KOBAYASHI, K. Biomechanics VIII-B. Illinois, Human Kinetics, 1983a. p.635-40.
- _____. Variations in ground reaction force parameters a different running speeds. Human Moviment Science, v.2, n.1, p.47-56, 1983b.
- HERZOG, W. et alii. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait.' Medicine and Science in Sport and Exercices, v.21, n.1, p.110-14, 1989.
- HOSHIKAWA, T. et alii Temporal patterns in running. In: NELSON, R. ; MOREHOUSE, C.A. Biomechanics. Baltimore, University Park, 1972. p.108-111.
- HUBBARD, A. An experimental analysis of certain fundamental differences between trained and untrained runners. Research Quarterly American Association, v.10, n.6, p.28-38, 1939.
- INMAN, V.T. Human walking. Baltimore, Williams & Wilkins, 1981.
- INMAN, V.T. et alii. The motor determinants in normal and pathological gait. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.35-A, n.3, p.543-58, 1953.

- JACOBS, N.A. et alii. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. Journal Biomechanics, v.5, p.11-34, 1972.
- LEHMKUHL, L.D.; SMITH, L.K. Cinesiologia clinica de Brunstrom. São Paulo, Manole, 1987.
- MANN, R. ; SPRANGUE, P. A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. Research Quarterly, v.51, n.2, p.334-48, 1980.
- MATSUSAKA, N. et alii. Relationship between right and left legs in human gait from a view point of balance control. In: WINTER, D.A. et alii. Biomechanics 9-A. Waterloo, University of Waterloo, 1985. p.427-430.
- MIYASHITA, M. et alii. Analysis of running pattern in relation to speed. Medicine and Sport, v.8, p.342-48, 1973.
- _____. The relation between electrical activity in muscle and speed of walking and running. In: VREDENBREGTT, J. ; WARTENWEILER, J.W. Biomechanics II. Baltimore, University Park, 1971. p.192-96.
- MOLEN, N.H. ; ROZENDAL, R.H. Fundamental characteristics of human gait in relation to sex and location. Proc. Kon Ned a Kad Wet., v.72, n.5, p.215-23, 1972.
- MURRAY, P.M. Gait as a total pattern of movement. American Journal Physiology Medicine, v.46, p.290-333, 1967.
- MURRAY, P.M. et alii. Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. American Journal Physiology Medicine, v.45, p.8-24, 1966.
- _____. Walking patterns of normal men. Journal bone and joint surgery, v.46, p.335-60. 1964.

- MUYBRIDGE, E. The human figure in motion. New York, Dover, 1882.
- NELSON, R.C. et alii. Biomechanics of overground versus treadmill running. Medicine and Science in Sport, v.4, n.4, p.233-40, 1972.
- NIGG, B.M. ; DENOTH, J. Sportplatzbelaege. Zurich, Juris Verlag, 1980.
- NOMINA ANATÔMICA. 5.ed. Cidade do México, s.ed., 1980.
/ Apresentado ao 11° Congresso Internacional de Anatomistas.
- OUNPUU, S. Bilateral of the lower limbs during normal individuals. Ontario, 1986. Dissertação (Mestrado)-University of Waterloo.
- PAYNE, A.H. Foot to ground contact forces of elite runners. In: MATSUI, H.; KOBAYASHI, K. Biomechanics VIII-B. Illinois, Human Kinetics, 1983. p. 746-47.
- PEDOTTI, A. A general computing' method for the analysis of human locomotion. Journal Biomechanics, v.8, p.307-20, 1975.
- PHILLIPS, S.J. Kinematics of race walking. Sports Biomechanics, p.71-80, 1984.
- ROSENROT, P. Asymetry of gait and relationship to lower limbs dominance. Human Locomotion I, v.1, n.2, p.26-8, 1980.
- RASH, P.J. ; BURK, R.K. Cinesiologia e anatomia aplicada. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1987.
- ROY, B. Temporal and dinamic factors of long distance running. In: MOREKI, A. et alii. Biomechanics VII-B. Baltimore, Univerity Park, 1982. v.2, p.226-33.

- SAMMARCO, J. Biomechanics of the foot. In: FRANKEL, V.A. Basic biomechanics of the skeletal systems. Philadelphia, Lea & Febiger, 1980, p.193-220.
- SCHENEIDER, E. et alii. Objective evaluation of painful heel syndrome by gait analysis. In: MATSUI, H. ; KOBAYASHI, K. Biomechanics VIII-A. Illinois, Human Kinetics, 1983. p.490-97
- SHAPIRO, D.C. et alii. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. Journal of motor behavior, v.13, n.1, p.33-47, 1981.
- SILVA, L.A.I. et alii Análise temporal dos padrões de marcha e corrida. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 5, Rio Grande do Sul, 1993. Anais. Santa Maria, Universidade de Santa Maria, p.25-7.
- SIMON, S.R. et alii. Peak dynamic force in human gait. Journal of Biomechanics, v.14, n.5, p.817-22, 1981.
- SINGH, I. Functional asymmetry in lower limbs. Acta Anatomica, v.77, n.10, p.131-38, 1970.
- SINNING, W.E. ; FORSYTH, H.L. Limb actions while running at different velocities. Medicine and Science in Sport and Exercise, v.2, p.28-34, 1970.
- SLOCUM, D.B.; JAMES, S.L. Biomechanics of running. Biomechanics of Sport, v.25, n.5, p.64-71, 1975.
- STEINDLER, A. A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. The Journal of Bone Joint Surgery, v.35-A, n.3, p.540-43, 1953.
- SUBOTNICK, S.I. The biomechanics of running implications for the prevention of foot in injuries. Sport Medicine, v.2, p.144-153, 1985.

TSAROUCHAS, L. et alii. The critical kinematic and kinetic parameters of the race walkers performance. Techniques in Athletics, v.2, p.487-94, 1990.

VAUGHAN, C.L. et alii. Biomechanics of human gait : a electronic bibliography. Illinois, Human kinetics, 1991.

WILLIAMS, K.R. Biomechanics of running. Exercise and Sport Science, v.13, p.389-441, 1985.

WINTER, D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. Journal of Motor Behavior, v.15, n.4, p.302-30, 1983.

_____. The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, CA., University of Waterloo, 1987.

WINTER, D.A. et alii. Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. Journal of Biomechanics, v.7, p.157-59, 1974.

WOLTRING, R.M. One hundred years of photogrammetry in biolocomotion. 1989.

WOOD, G.A. Biomechanical limitations to sprint running. Medicine Sport Science, v.25, p.58-101, 1987.

ZIPP, P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface Electromyography*. Applied Physiology and Occupational Physiology, v.50, p.41-54, 1982.

ANEXO I - Protocolo para identificação do teste durante o processo experimental de coleta de dados.

NOME _____ DATA DE NASC. __/__/__

SEXO _____ DATA DO TESTE __/__/__ HORÁRIO _____

IDENTIFICAÇÃO DO TESTE	PÉ DE APOIO		TEMPO DE DESLOCAMEN- TO (5 m)	OBSERVAÇÕES

OBSERVAÇÕES:

1. Tipo de tenis utilizado: _____

2. Esporte que pratica: _____

NOME _____ DATA DO TESTE __/__/__.

C o n t r o l e d e a q u i s i ç ã o d e d a d o s
 Conversor A/D

CANAL	SINAL DE ENTRADA	OBSERVAÇÕES
00		
01		
02		
03		
04		
05		
06		
07		
08		
09		
10		
11		
12		