

ABORDAGEM BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO: PARÂMETROS DA
FUNÇÃO COORDENATIVA EM CRIANÇAS DURANTE O SUBIR E DESCER
ESCADAS E O ANDAR NO PLANO

PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA

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

ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

Lobo da Costa, Paula Hentschel

Abordagem biomecânica da locomoção: parâmetros da função coordenativa em crianças durante o subir e descer escadas e o andar no plano / Paula Hentschel Lobo da Costa. -- São Paulo : [s.n.], 1995.

xv, 112p.

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

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

1. Biomecânica I. Título.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria de agradecer aos meus pais, Camila e Fábio, por todas as oportunidades que me proporcionaram e todo apoio e incentivo dado para meus projetos pessoais ao longo dessa vida.

À Universidade Federal de São Carlos, pela concessão de afastamento parcial para a conclusão deste trabalho.

À Prof.^a Ana R. Dâmaso, do Curso de Educação Física & Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos, pelo auxílio durante a tabulação dos dados e, principalmente, pelo contagiante entusiasmo pela Educação Física.

Às crianças participantes deste trabalho e a seus pais, pela confiança depositada neste projeto e pela contribuição durante a coleta de dados.

À Maria Lúcia Vieira Franco, bibliotecária da EEFUSP, pela capacidade de conjugar tranquilidade a um trabalho rápido e preciso durante a revisão deste texto.

À Márcia Regina de Sá e Luis Mochizuki pelas inestimáveis colaborações durante a coleta de dados e formatação final deste documento.

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte, pela incansável disposição em orientar nos problemas relativos ao processamento e análise dos dados.

E, finalmente, ao Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio, por ser o responsável pela maior oportunidade profissional de minha vida.

SUMÁRIO

	Página
1	INTRODUÇÃO..... 1
1.1	Natureza do fenômeno e importância do estudo da locomoção humana..... 1
1.2	A variabilidade como característica fundamental da locomoção humana..... 4
1.3	Sobre a abordagem biomecânica..... 5
1.4	Objetivo do estudo..... 6
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... 9
2.1	Aspectos da reabilitação e descrição comportamental do andar subindo e descendo escadas..... 10
2.2	Aspectos ergonômicos e funcionais na análise do andar subindo e descendo escadas... 14
2.3	Aspectos coordenativos do andar subindo e descendo escadas..... 19
3	MATERIAIS E MÉTODOS..... 21
3.1	Sobre a complexa análise do movimento humano..... 21
3.2	Sobre métodos de medição biomecânica..... 22
3.3	Dinamometria..... 23
3.4	Eletromiografia..... 28
3.5	Parâmetros temporais..... 32
3.6	Antropometria..... 35
3.7	Arranjo experimental para uma complexa análise do movimento humano..... 37
3.8	Protocolo e amostra experimental..... 38
3.9	Controle de erro e redução de dados..... 40
3.10	Sobre a variabilidade do movimento humano..... 42
3.11	Limitações do estudo..... 44

4	ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS.....	45
4.1	Parâmetros temporais.....	46
4.2	Parâmetros dinâmicos selecionados da força reação do solo.....	62
4.3	Parâmetros da atividade eletromiográfica.....	80
5	CONCLUSÕES.....	99
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	103

LISTA DE TABELAS

Página

TABELA 1- Medidas antropométricas dos sujeitos do sexo masculino participantes deste estudo, (N=6).....	47
TABELA 2- Resultados médios e de desvios-padrão para a velocidade de deslocamento nas condições de andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	48
TABELA 3- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio simples durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	51
TABELA 4- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio simples durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	52
TABELA 5- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio duplo durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	54
TABELA 6- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio duplo durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	55
TABELA 7- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro do tempo de balanço durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	57
TABELA 8- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro do tempo de balanço durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=6).....	58
TABELA 9- Valores médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal da relação balanço/apoio durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	60
TABELA 10- Coeficientes de variabilidade da força vertical de reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	65
TABELA 11- Valores médios e de desvios-padrão para Fz max 1 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	69
TABELA 12- Valores médios e de desvios-padrão para Fz max 2 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	72
TABELA 13- Valores médios e de desvios-padrão para a redução da força passiva (ΔFz) para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	74

TABELA 14- Valores médios e de desvios-padrão para a taxa de crescimento da força passiva ($F_z \max 1/ \Delta t1$) para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	76
TABELA 15- Valores médios e de desvios-padrão para o impulso vertical relativo para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).....	78
TABELA 16- Coeficientes de variabilidade (%) da média de envelopes lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S1, S2 e S3 (N=5).....	92
TABELA 17- Coeficientes de variabilidade (%) da média de envelopes lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S4, S5e S6 (N=5).....	92

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 1- A) Representação da arquitetura das plataformas de força à base de células de carga utilizadas neste estudo. B) Representação dos transdutores de força: 1- célula de carga, 2- bobina de indução. Adaptado de BAUMANN (1968).....	25
FIGURA 2- Representação dos parâmetros da força vertical de reação do solo selecionados para este estudo. Fz max 1= pico passivo; Fz max 2= pico ativo, Fz min; ΔFz = redução da força passiva, $\Delta t1$ = intervalo de tempo entre o início do contato e o pico passivo.....	27
FIGURA 3- Representação esquemática do parâmetro do impulso vertical relativo para o andar, modificado de QUADE & GLITSCH (1991).....	28
FIGURA 4- Esquema de transmissão do eletromiograma a partir de eletrodos de superfície. UA: tensão de saída; V: fator de amplificação; 1 e 3 eletrodos ativos; 0 eletrodo indiferente ou neutro. Adaptado de AMADIO (1989).....	31
FIGURA 5- Ciclo do andar, modificado de ZATSIORSKY <i>et al.</i> (1994).....	34
FIGURA 6- Representação do ambiente experimental com o eletromiógrafo, o bloco de escadas e o sistema de coordenadas espaciais para a força reação do solo.....	37
FIGURA 7- Diagrama de blocos da situação experimental.....	38
FIGURA 8- Dimensões da escada com medidas de degraus.....	40
FIGURA 9- Representação da velocidade média de deslocamento nas três condições: andar no plano (1), subir (2) e descer escadas (3) para S6.....	50
FIGURA 10- Representação gráfica do comportamento da duração da fase de apoio simples em ms e em % para o andar no plano, subir e descer escadas para S4.....	53
FIGURA 11- Representação gráfica do comportamento da duração da fase de apoio duplo em ms e em % para o andar no plano, subir e descer escadas para S4.....	56
FIGURA 12- Representação gráfica dos valores médios e de desvios-padrão para o comportamento em ms e % para a fase de balanço no andar no plano, subir e descer escadas para S4.....	59

FIGURA 13- Representação gráfica do comportamento médio e desvios-padrão para a relação balanço / apoio no andar no plano (1), subir (2) e descer escadas (3).....	61
FIGURA 14- Representação do comportamento da componente vertical da força reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito; Fz em % do peso corporal.....	63
FIGURA 15- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (Fz) da força reação do solo para o sujeito S3 durante o andar no plano, (N=5).....	64
FIGURA 16- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (Fz) da força reação do solo para o sujeito S1 durante o andar subindo escadas, (N=5).....	66
FIGURA 17- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (Fz) da força reação do solo para o sujeito S2 durante o andar descendo escadas, (N=5).....	68
FIGURA 18- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico Fz max 1 relativo ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito (S4), N=5.....	71
FIGURA 19- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico Fz max 2 relativo ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S6), N=5.....	73
FIGURA 20- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico ΔFz para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.....	75
FIGURA 21- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico da taxa de crescimento de Fz ($Fz \text{ max } 1 / \Delta t1$) para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.....	77
FIGURA 22 - Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico do impulso vertical relativo para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.....	79

FIGURA 23- Representação da aquisição simultânea da componente vertical da força de reação do solo e da eletromiografia para o <i>m. vastus lateralis</i> e processamento dos dados brutos do EMG (A) para obtenção de envelopes lineares (C).....	81
FIGURA 24- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de <i>m. vastus lateralis</i> , <i>m. biceps femoris</i> e <i>m. gastrocnemius</i> durante o andar no plano para S5, (N=5).....	82
FIGURA 25- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.vastus lateralis</i> durante o andar no plano para S5, (N=5).....	83
FIGURA 26- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.gastrocnemius</i> durante o andar no plano para S5, (N=5).....	84
FIGURA 27- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.biceps femoris</i> durante o andar no plano para S5, (N=5).....	85
FIGURA 28- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de <i>m. vastus lateralis</i> , <i>m. biceps femoris</i> e <i>m. gastrocnemius</i> durante o andar subindo escadas, para S5, (N=5).....	86
FIGURA 29- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.vastus lateralis</i> durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).....	87
FIGURA 30- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.gastrocnemius</i> durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).....	87
FIGURA 31- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.biceps femoris</i> durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).....	88
FIGURA 32- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de <i>m. vastus lateralis</i> , <i>m. biceps femoris</i> e <i>m. gastrocnemius</i> durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).....	89
FIGURA 33- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.vastus lateralis</i> durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).....	90
FIGURA 34- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.biceps femoris</i> durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).....	90
FIGURA 35- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do <i>m.gastrocnemius</i> durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).....	91

FIGURA 36- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de <i>m. vastus lateralis</i> para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5).....	94
FIGURA 37- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de <i>m. biceps femoris</i> para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5).....	96
FIGURA 38- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de <i>m. gastrocnemius</i> para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5).....	97

LISTA DE QUADROS

Página

QUADRO 1- Fases do movimento de andar subindo e descendo escadas, segundo MCFADYEN & WINTER (1988).....	13
QUADRO 2- Sumário das dimensões de escadas empregadas por diferentes autores.....	18

LISTA DE ANEXOS

Página

ANEXO I- Protocolo: medidas antropométricas.....	112
ANEXO II- Protocolo: avaliação da força reação do solo e eletromiografia.....	113

RESUMO

ABORDAGEM BIOMECÂNICA DA LOCOMOÇÃO: PARÂMETROS DA FUNÇÃO COORDENATIVA EM CRIANÇAS DURANTE O SUBIR E DESCER ESCADAS E O ANDAR NO PLANO

Autor: PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA

Orientador: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

O movimento humano requer, em geral, controle e coordenação de mais de um membro simultaneamente e, para tanto, o sistema motor elabora estratégias neuromusculares que resultam na redução dos graus de liberdade de movimentos multi-articulares. A natureza dos movimentos locomotores faz deles objeto ideal para o estudo das estratégias coordenativas do sistema motor. Uma forma de se investigar as características de flexibilidade e adaptabilidade deste sistema de regulação do movimento e, conseqüentemente, de melhor compreender os processos envolvidos na locomoção humana, consiste no estudo de diferentes formas de locomoção. Assim, este estudo propõe-se a identificar padrões entre parâmetros biomecânicos que possam ser indicadores quantitativos e qualitativos da função coordenativa do sistema motor. Uma complexa análise do movimento é aqui desenvolvida através do emprego simultâneo de procedimentos da dinamometria e da eletromiografia. Parâmetros selecionados da força reação do solo associados a padrões de atividade muscular dos principais músculos locomotores em crianças

para o andar no plano e o andar subindo e descendo escadas são aqui analisados comparativamente. Pode-se identificar, através dos resultados, a existência de parâmetros biomecânicos variantes responsáveis por adaptações do padrão do andar a demandas ambientais e também a de parâmetros que permanecem invariáveis a fim de garantirem a manutenção das funções locomotoras básicas, independentemente das características ambientais.

ABSTRACT

BIOMECHANICAL APPROACH TO LOCOMOTION: CO-ORDINATIVE PARAMETERS IN CHILDREN DURING STAIR WALKING AND LEVEL WALKING

author: PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA

Adviser: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO

In general, human movement is dependent on simultaneous control and multiple co-ordinations, and the motor system elaborates neuro-muscular strategies to reduce the degrees of freedom of multi-joint movements. The locomotion nature induces this movement category to be the ideal research object for the co-ordenative strategy studies. The study of different forms of locomotion is a way to investigate the flexibility and adaptability characteristics of the movement regulation system and to better understand the processes involved within human locomotion. The purpose of this study is to identify biomechanical patterns as indicators of the co-ordinative function. A complex movement analysis is performed by simultaneous utilization of dynamometry and electromyography. A comparative gait analysis between level walking and stair walking in children is developed. The results suggest that variant biomechanical parameters are responsible for adaptations in walking patterns to environmental constraints and invariant parameters remain constant in order to warrant a successful locomotion.

1 INTRODUÇÃO

*Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal através do espaço aéreo, aquático ou terrestre (CAPPOZZO, 1991). Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular, articular) e forças externas (inercial, gravitacional, friccional). A força muscular é mais eficientemente utilizada se as forças externas são exploradas. Assim, quando o organismo é capaz de estruturar seu movimento de maneira a se aproveitar totalmente dos fenômenos reativos ou seja, das forças externas, ocorre um mais alto grau de eficiência coordenativa (BERNSTEIN, 1967). Por exemplo, THELEN (1986) manipulou em esteira o andar de crianças de sete meses de idade e observou padrões de coordenação inter-membros semelhantes aos do andar independente, revelando que os mecanismos neuro-musculares responsáveis por este padrão de movimento já estão presentes nesta idade, entretanto, o andar independente só surge quando o sistema motor aprende a explorar a dinâmica das estruturas passivas do aparelho locomotor, bem como as propriedades do ambiente físico.

1.1 Natureza do fenômeno e importância do estudo da locomoção humana

A compreensão de como o comportamento locomotor humano é gerado e regulado representa um desafio que envolve esforços científicos de diferentes áreas, desde a neurofisiologia à Biomecânica. Assim, este estudo pretende representar mais uma contribuição para o conhecimento sobre a locomoção humana. Para tanto, vale-se de uma abordagem biomecânica, empregando princípios e métodos próprios e do conhecimento acumulado em algumas áreas correlatas de pesquisa sobre a locomoção humana, a fim de desenvolver uma interpretação qualitativa dos dados quantitativos mensurados.

O movimento do corpo humano surge, sob o ponto de vista mecânico, a partir de mudanças nas condições de equilíbrio entre as forças que atuam sobre o aparelho locomotor. No caso de movimentos voluntários, o equilíbrio é destruído pela redistribuição de tensões musculares dentro do aparelho locomotor ou de forças que atuam externamente a ele. Uma vez iniciado o movimento, as mudanças tanto da posição dos segmentos e do corpo todo em

relação às forças externas (principalmente à gravidade), quanto do grau de tensões musculares alteram as relações de equilíbrio entre as forças atuantes sobre o aparelho locomotor, de forma que tais alterações prosseguem até que o aparelho locomotor se aproxime, ou afaste-se cada vez mais, de um estado de equilíbrio. Assim, nos movimentos voluntários, mudanças nas tensões musculares podem levar ao processo de movimento e este movimento altera as condições de produção de tensões através dos músculos, graças ao encurtamento e estiramento das fibras musculares. Este ciclo de conexões recíprocas foi denominado de ciclo periférico de interações (BERNSTEIN, 1967) e é a este nível de análise que se pretende investigar a locomoção humana no presente estudo.

Os atos locomotores pertencem à categoria dos movimentos filogeneticamente mais antigos e permitem o estabelecimento de relações entre o processo motor e os mais variados níveis estruturais do sistema nervoso central. O andar, principalmente, está entre os atos locomotores mais automatizados. A sequência de eventos que geram o andar é altamente repetitiva de ciclo após ciclo e também entre diferentes sujeitos. Tal regularidade permite que se estabeleça critérios objetivos para a distinção entre padrões normais e patológicos, bem como para a discriminação daquelas mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento do indivíduo. A estrutura típica do andar normal e seus detalhes básicos adaptam-se para responderem apropriadamente às variações no contexto ambiental, sem, entretanto, que variações de ritmo e amplitude entre os seus componentes afetem sua estabilidade. Além disso, todo ato locomotor requer uma grande variedade de sinergias que envolvem muitos grupos musculares e todo o esqueleto, refletindo a atuação de diversas áreas e vias do sistema nervoso.

Todas estas características: antigüidade, automatização, regularidade, adaptabilidade, grau de sinergismo, fazem com que o estudo da locomoção humana forneça informações importantes acerca de como o movimento é gerado e regulado através das interações dinâmicas entre o sistema motor e o meio ambiente.

Assim, a natureza complexa do fenômeno da locomoção humana revela a importância de se desenvolver esforços científicos nesta área, justificando, inclusive, o tema central deste estudo.

O sistema motor é considerado aqui como um sistema complexo, conforme a clássica definição de SIMON¹ apud AGARWAL *et al.* (1986, p.599)

Entende-se por sistema complexo aquele constituído por uma série de partes que interagem de maneira não simplista. Em tais sistemas, o todo é mais do que a soma das partes, não em um sentido definitivo, metafísico, mas em um sentido pragmático importante, no qual, dadas as propriedades das partes e as leis de suas interações, inferir as propriedades do todo não é uma tarefa trivial.

Neste sentido, a compreensão da locomoção humana enquanto fenômeno complexo só pode ser empreendida se diferentes aspectos forem considerados concomitantemente e de maneira integrada. A Biomecânica considera o movimento humano como uma resposta mecânica condicionada às características do sistema biológico, fornecendo, assim, uma abordagem importante para a compreensão da natureza complexa deste fenômeno.

O interesse no movimento como formação integral, resultante de uma interação de diversos sistemas e, assim, como uma estrutura mais representativa de um comportamento biologicamente relevante, centra a atenção deste estudo sobre os movimentos locomotores. Esta integralidade da locomoção humana representa o principal traço do processo coordenativo. O surgimento gradual de uma ação comum entre os diversos sistemas componentes e a suave redistribuição de tensões nas fibras musculares podem ser considerados como expressões externas da atividade coordenativa, especialmente quando se considera movimentos filogeneticamente antigos ou movimentos rítmicos altamente automatizados como é o caso da locomoção normal.

Apesar da automatização da locomoção humana, que cria padrões de movimento definidos e gera uma variabilidade inter-sujeitos baixa, ela não representa uma forma estereotipada de movimento, com trajetórias dos segmentos corporais como funções invariáveis de um estímulo neural. Perturbações ou distúrbios seriam intransponíveis caso houvesse para a tarefa da locomoção apenas uma solução única. Esta capacidade das estruturas

¹ H. A. SIMON, The architecture of complexity, Proceedings of the American Philosophical Society, v. 106, p. 467-82, 1962.

neurais responsáveis por um movimento de selecionar um ou outro conjunto de trajetórias, ou seja, esta redundância dos graus de liberdade tanto ao nível neuronal quanto ao mecânico das articulações corporais, torna possível a flexibilidade da locomoção animal em geral e humana em particular. Assim, a locomoção humana pode ser caracterizada por um grande número de graus de liberdade ao nível microscópico associados a uma grande regularidade ao nível macroscópico (BERKLINBLIT *et al.*, 1986; BERNSTEIN, 1967). Sob o ponto de vista da Biomecânica, isso significa que diante de padrões cinemáticos bem definidos, existe uma considerável variabilidade ao nível cinético (WINTER, 1984).

1.2 A variabilidade como característica fundamental da locomoção humana

O movimento coordenado surge de maneira emergente em função da restrição dos muitos graus de liberdade do sistema motor na realização de uma tarefa. O número total de graus de liberdade do sistema cresce à medida que se observa níveis de análise cada vez mais microscópicos, desde às articulações, músculos, às unidades motoras e células. Cada nível de análise tem sua variabilidade inerente e todo esse número de graus de liberdade exige coordenação dentro e entre os diferentes níveis, o que gera, naturalmente, uma variabilidade na resposta. Estas fontes potenciais de variabilidade contribuem para flutuações nas respostas que são evidentes em tentativas repetidas na solução de um problema motor.

Algumas fontes de redundância do sistema motor são descritas por BERNSTEIN (1967):

a) fontes anatômicas: representadas pelo grande número de graus de liberdade de movimentos nas articulações e nas diversas cadeias cinemáticas, pela existência de músculos biarticulares e sua multiplicidade de ações, pela multiplicidade de inervações dos músculos esqueléticos;

b) fontes mecânicas: representadas pela relação entre tensão muscular e movimento, já descrita anteriormente, pelo alto grau de complexidade mecânica nas cadeias cinemáticas multissegmentares que proporcionam grandes fontes de forças de reação e momentos e fazem delas instrumentos incertos para a execução de um movimento;

c) fontes fisiológicas: representadas pela atividade seletiva da periferia motora em relação aos impulsos efetores que a atingem.

Tais fontes de redundância levam a uma indeterminância periférica (BERNSTEIN, 1967), ou seja, ao fato de que o efeito motor de um impulso central não pode ser decidido centralmente, mas é totalmente decidido nas alterações mecânicas e anatômicas que vão determinar as relações entre as forças nos segmentos sendo movidos. A coordenação reflete a maneira do sistema motor sobrepôr-se a estas fontes de redundância de maneira a reduzir a um mínimo os graus de liberdade da periferia. O movimento humano é, então, organizado principalmente por estruturas periféricas em interação dinâmica com o meio ambiente e, desta forma, as mudanças nos padrões motores derivam dos parâmetros desta relação e não estão sujeitas a representações explícitas de trajetórias de movimento de cada segmento sob a forma de programas motores armazenados centralmente e ativados sempre que necessário.

1.3 Sobre a abordagem biomecânica

A análise biomecânica, através de um registro complexo do movimento em sua manifestação total (HOCHMUTH, 1973), permite a busca de parâmetros biomecânicos qualitativos indicadores externos da atividade coordenativa.

Um dos parâmetros mais importantes para esta análise refere-se às sinergias musculares. Este termo é aqui definido como tradicionalmente estabelecido por BERNSTEIN (1967) como ligações entre estruturas neuro-músculo-esqueléticas anatômica e funcionalmente independentes que atuam de forma cooperativa como uma unidade. Estas ligações sinergistas são estratégias que simplificam o sistema de controle por reduzirem o número de parâmetros a serem controlados, levando, desta forma, à redução dos graus de liberdade do sistema (BERNSTEIN, 1967).

Existem evidências da adaptabilidade da atividade sinergista em função da tarefa de movimento (DUL *et al.*, 1984; NASHNER, 1980), o que sugere que na atividade relativa de músculos existe uma dissociação funcional.

Sinergias musculares podem ser identificadas através da ativação e co-ativação de músculos e seus relativos padrões espaço-temporais e têm importante função na otimização de padrões de movimento (AMADIO, 1989). A invariância do momento total (WINTER, 1980) e a resposta do membro todo a perturbações aplicadas a um dos segmentos (BELANGER & PATLA, 1984) são evidências de que o membro todo é controlado como uma unidade.

A identificação da sinergia muscular para este estudo é feita sob bases funcionais, ou seja, ao nível muscular. Assim, músculos anatomicamente classificados como agonistas e antagonistas podem ser co-ativados, mostrando que as ativações de agonistas e antagonistas não são estratégias de controle do tipo mutuamente exclusivas. Pode-se, então, optar pelo termo sinergia flexora e sinergia extensora, caracterizando a ativação conjunta de músculos que atuam de forma a resultarem num torque flexor ou extensor em uma determinada articulação (MACPHERSON, 1991). Este esquema simples de duas sinergias opostas pode ser aplicado para análises biomecânicas planares, onde o principal plano de movimento é o sagital.

Por outro lado, sinergias musculares não devem ser estabelecidas às custas da flexibilidade do sistema motor. Esta flexibilidade dos mecanismos de controle é uma qualidade fundamental dos movimentos de sistemas biológicos e um indicador da função adaptativa do sistema.

1.4 Objetivo do estudo

Através do estudo de diferentes tarefas de locomoção pode-se identificar de que maneira o padrão normal é alterado a fim de corresponder às demandas ambientais. Uma outra forma de locomoção que tem sido estudada para fins de compreensão dos processos de regulação e controle do ato locomotor é o andar sobre um plano inclinado (BRANDELL, 1977; MORRISON, 1969). Também é provável que uma situação de subir e descer escadas reflita esta característica de adaptabilidade do sistema motor. Assim, este estudo analisa uma forma de locomoção, o andar, submetido a diferentes condições ambientais, andar subindo e andar descendo escadas, buscando a identificação de parâmetros indicadores das características de adaptabilidade do padrão às distintas condições ambientais

Os distúrbios gerados pelo ambiente durante o subir e descer escadas devem alterar parâmetros variantes do andar e tal variação deve ser maior em estruturas biodinâmicas menos diferenciadas, por exemplo em crianças. Assim, uma maneira de se compreender o que está sendo controlado e de se obter uma medida da adaptabilidade do sistema motor é através da análise de parâmetros variantes e invariantes para uma mesma forma de locomoção submetida a diferentes condições ambientais.

A adaptabilidade pode ser uma inferência teórica baseada na medida de uma variabilidade operacional. Esta variabilidade, por sua vez, pode ser inferida da análise das diferenças observadas na estrutura de um padrão de movimento submetido a demandas funcionais distintas. A presente abordagem biomecânica da adaptabilidade do comportamento locomotor centra esforços na questão de qual parâmetro está sendo controlado.

Se uma sinergia representa uma unidade de controle, os segmentos corporais correspondentes devem ser ativados temporalmente também com uma relação física constante (KELSO *et al.*, 1979). Os efeitos biomecânicos destas sinergias podem ser expressos em termos de parâmetros da resposta dinâmica da força reação do solo ao longo da execução de um movimento locomotor que, em associação aos registros eletromiográficos, expressam estratégias coordenativas para a execução de movimentos multiarticulares.

Todo ato motor requer sempre a superação de forças externas que são imprevisíveis. A capacidade de propelir o corpo adiante na direção desejada pode ser identificada através da geração de forças reativas exercidas na superfície de contato sobre o sujeito. Conseqüentemente, os padrões da força reação do solo representam o total líquido das forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante durante a fase de apoio da locomoção. Se comparados os padrões da força reação do solo do subir e descer escadas com os do andar no plano, pode-se chegar a indicativos do grau de adaptação do padrão do andar frente a diferentes condições ambientais, bem como do nível de interação do indivíduo com as forças externas.

Como indicadores do grau de adaptabilidade do padrão locomotor tem-se, ainda, a redistribuição da atividade muscular e dos parâmetros temporais das passadas, estes últimos como indicadores de mudanças mais gerais entre as três tarefas locomotoras.

Padrões de respostas eletromiográficas para os principais músculos locomotores podem ser avaliados para segmentos ipsilaterais, partindo-se da premissa de que o membro todo é controlado como uma unidade. Estes padrões eletromiográficos, se associados às diversas fases dos movimentos e se analisadas as suas relações inter-fásicas tanto para o andar no plano, quanto para o subir e descer escadas, fornecem indicadores importantes da ativação e co-ativação muscular, ou seja, do comportamento sinergista que caracteriza as estratégias coordenativas e a flexibilidade das sinergias musculares.

Pretende-se, então, analisar o andar normal, enfatizando-se características biomecânicas específicas em função de três condições ambientais distintas, no plano, subindo e descendo escadas, bem como a adaptabilidade de parâmetros relevantes.

Subir e descer escadas são atividades comuns no cotidiano, porém, sob o ponto de vista mecânico, demonstram ser muito diferentes do andar no plano, já que resultam em maiores amplitudes articulares, principalmente para o joelho, diferenças nas atividades fásicas dos músculos dos membros inferiores e nas forças e momentos articulares máximos (ANDRIACCHI *et al.*, 1980). O problema da locomoção é, então, solucionado de maneiras diferentes no subir e descer escadas quando comparados com o andar no plano, apesar da origem comum de ambos no sistema nervoso.

Desta forma, é objetivo deste estudo avaliar respostas eletromiográficas e dinamométricas do subir e descer escadas em crianças, a fim de se identificar padrões típicos das relações entre estas variáveis em termos de suas semelhanças e diferenças em relação ao andar no plano.

A interpretação das características mensuradas será feita com a finalidade de se identificar parâmetros variantes que possam ser empregados como um reflexo da adaptabilidade do sistema motor, bem como parâmetros invariantes indicadores da estabilidade do padrão.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A locomoção pode ser considerada um dos traços mais característicos do mundo animal. Apesar do movimento ser sempre visível, suas causas são inacessíveis a partir de parâmetros que podem ser observados, ou seja, diretamente mensuráveis. Tal fato já intrigava o homem nos princípios da especulação filosófica com Aristóteles no IV século a.C.. Foi com os estudos de Borelli na segunda metade do século XVII que a Física de Galileu foi aplicada ao estudo do movimento animal, a partir da noção de que as mesmas leis governavam os movimentos no mundo material e vivo. Borelli, também interessou-se pelo andar humano e estudou o custo energético do andar no plano comparativamente ao subir e descer escadas, conforme relatam CAPPOZZO & MARCHETTI (1992).

Investigações documentadas e sistematizadas acerca do andar subindo e descendo escadas iniciaram-se com os registros fotográficos de MUYBRIDGE (1955) no final do século passado, apresentando movimentos de adultos e crianças também em outras atividades cotidianas. Desde então, os estudos da locomoção no subir e descer escadas têm focado principalmente aspectos da reabilitação e ergonômicos, fornecendo informações sobre a arquitetura ótima de próteses e de ambientes de trabalho.

Investigações acerca das relações de estabilidade e adaptabilidade do sistema motor têm empregado estratégias de manipulação de uma variável da locomoção, por exemplo, a velocidade de deslocamento (SHAPIRO *et al.*, 1981; WINTER, 1983). Assim, o andar no plano tem sido estudado e as alterações que surgem em função das variações na velocidade de deslocamento têm sido analisadas em termos de suas implicações nos mecanismos de controle. Estudos biomecânicos que empregam a tarefa de subir e descer escadas não têm abordado o problema coordenativo, mas centrado esforços na descrição dos parâmetros biomecânicos e suas aplicações na construção de próteses e na criação de ambientes de trabalho menos fatigantes. Assim, a base de conhecimento apresentada nesta revisão bibliográfica é referência importante para o conhecimento das características biomecânicas do movimento de subir e descer escadas, bem como para a busca de padronizações que possam ser usadas para fins de futuras comparações com outros estudos.

2.1 Aspectos da reabilitação e descrição comportamental do andar subindo e descendo escadas

Estudos dos padrões de subir e descer escadas nesta área têm empregado dados biomecânicos para aprimorar a arquitetura e a resistência de próteses em função das demandas funcionais para este tipo de tarefa.

TOWNSEND *et al.* (1978) compararam os padrões eletromiográficos do andar no plano com o subir e descer escadas para os músculos *m.semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. rectus femoris*, *m. gastrocnemius* e *m. tibialis anterior*. Dezenove sujeitos entre sedentários e atletas foram estudados e as variabilidades inter-sujeitos encontradas não se relacionaram ao nível de condição física dos participantes, sendo que o padrão dos flexores do joelho apresentou-se como o mais variado.

ANDRIACCHI *et al.* (1980) preocupados em estabelecer critérios objetivos para a construção de próteses, realizaram análises cinéticas do subir e descer escadas em 10 sujeitos, sincronizando procedimentos ótico-eletrônicos, dinamométricos e eletromiográficos. Empregaram a magnitude dos momentos externos como um indicador relativo da grandeza da força muscular nas articulações. Observaram para o subir e descer escadas momentos flexores dos joelhos cerca de três vezes maiores do que os observados para o andar no plano. Na fase descendente do movimento em escadas, os momentos flexores dos joelhos são maiores do que aqueles presentes na fase ascendente, o que resulta numa maior necessidade de desenvolvimento de força nos extensores do joelho para a neutralização destes momentos durante a descida.

As relações entre as características do andar e os diferentes modelos de prótese foram mais tarde estudadas por ANDRIACCHI *et al.* (1982), também através de comparações entre o andar no plano e o subir e descer escadas. Foram estudados 26 sujeitos com reconstrução completa de joelhos, portando cinco tipos diferentes de próteses. Os autores observaram que próteses com fixações menos rígidas geravam amplitudes de movimento semelhantes às normais. As maiores diferenças entre os padrões de próteses foram observadas durante o subir escadas e os autores sugeriram que o tipo de prótese resultava em diferentes

restrições aos tecidos moles ao redor da articulação de forma a alterar o feedback proprioceptivo sobre a posição articular e, conseqüentemente, a cinemática do movimento.

TOWNSEND *et al.* (1978) e ANDRIACCHI *et al.* (1980) apresentaram padrões semelhantes de atividade muscular para o subir escadas para os músculos *m. soleus*, *m. gastrocnemius*, *m. tibialis anterior* apesar de não haver consenso em relação à atividade do *m. rectus femoris* durante a descida.

Uma série de estudos tem investigado o papel da articulação do joelho durante o subir e descer escadas. Amplitude articular e atividade muscular envolvidas na execução deste tipo de movimento são as principais variáveis estudadas.

Análises de variáveis dinâmicas para a articulação dos joelhos durante diferentes formas de locomoção foram realizadas por MORRISON (1969). Este empregou simultaneamente os métodos dinamométrico, cinematográfico e eletromiográfico para o estudo do andar no plano, andar sobre um plano inclinado e o subir e descer escadas. Seus resultados para o subir e descer escadas enfatizaram a atividade do *m. quadriceps femoris*, gerando forças durante o início do apoio na subida e ao final do apoio durante a descida.

JOSEPH & WATSON (1967) empregaram um dispositivo telemétrico para a investigação da seqüência e magnitude da atividade muscular dos membros inferiores para a tarefa de subir e descer escadas, buscando uma consistência na atividade muscular para o estabelecimento de padrões. Suas conclusões enfatizaram o fato de que a elevação do corpo sobre o degrau na subida é feita principalmente por ação da perna que está no degrau mais alto e não pela musculatura da perna de baixo.

A articulação do joelho durante o subir e descer escadas foi analisada de forma qualitativa por SHINNO (1971). Considerando a relação teórica entre o ângulo máximo de flexão do joelho e a inclinação da escada, este autor estabeleceu um ângulo de joelho de cerca de 90° como o mais conveniente para adultos, o que correspondeu a uma inclinação de aproximadamente 30° para a escada. A relação entre ângulo máximo de flexão do joelho e inclinação da escada foi dada pela expressão:

$$\Theta = 2\sin^{-1} \left\{ \cos \left(\sin^{-1} \frac{\sqrt{R^2 + T^2 \cos \Phi}}{2a} - \frac{\sqrt{R^2 + T^2 \sin \Phi}}{2a} \right) \right\},$$

onde: Θ = ângulo de flexão do joelho; Φ = ângulo de inclinação da escada, T = amplitude de passo, R = altura do degrau, 2a = comprimento do membro inferior, considerando-se que o joelho esteja localizado no ponto médio do membro inferior.

A partir de análises da relação acima, SHINNO (1971) determinou um ângulo ótimo de inclinação das escadas entre 30° e 35° , incluindo uma altura de 16,6 cm para os degraus e uma amplitude de passo de 28,6 cm para a população adulta japonesa. Através de análises eletromiográficas, este autor verificou ainda a importância da musculatura do *m. quadriceps femoris* para a estabilização da articulação do joelho durante a subida e descida em escadas, sendo a descida especialmente crítica.

Estudos de diversas formas locomotoras também foram feitos a partir de métodos eletrogoniométricos. LAUBENTHAL *et al.* (1972) utilizaram eletrogoniômetros triaxiais em 30 sujeitos para o estudo das amplitudes articulares dos joelhos durante o subir e descer escadas. Seus dados em relação ao plano sagital estão de acordo com a proposição teórica de SHINNO (1971), estabelecendo um ângulo de flexão de joelhos de cerca de 83° como ideal para os sujeitos estudados a uma inclinação de 32° para a escada.

COSTIGAN *et al.* (1993) buscaram estabelecer em termos tridimensionais os padrões para ângulos, forças e momentos para o joelho durante o subir e descer escadas em 24 sujeitos. Ressaltaram os autores a importância de estudos que empregassem um sistema de coordenadas fixo ao corpo, principalmente para a análise de variáveis dinâmicas como momentos e forças, já que os padrões adquiridos por este método diferem daqueles anteriormente apresentados (ANDRIACCHI *et al.*, 1982; MORRISON, 1969) com análises baseadas em um sistema global de coordenadas.

A mais completa análise encontrada sobre a Biomecânica da locomoção subindo e descendo escadas foi a desenvolvida por MCFADYEN & WINTER (1988). Buscando estabelecer padrões normais para este tipo de movimento, os autores empregaram o método eletromiográfico em associação às análises cinemática e dinâmica. Durante a subida dos degraus, a musculatura extensora dos joelhos gerou a maior parte da energia necessária para

propelir o corpo através de contrações concêntricas dos músculos *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. medial gastrocnemius*. Desta forma, a fase ascendente foi caracterizada por um perfil predominantemente positivo de potência para o membro inferior, exatamente pela geração constante de energia. Por outro lado, o controle da força que resulta da ação da gravidade durante a fase descendente foi realizado através de contrações excêntricas dos mesmos músculos acima relacionados, de maneira a caracterizar a descida dos degraus por seu perfil de potência predominantemente negativo para o membro inferior devido à constante absorção de energia. Observaram ainda que todos os músculos analisados, com exceção dos *m. rectus femoris* e *m. gluteus medius*, apresentaram maiores atividades durante a fase ascendente.

Para o movimento de subir e descer escadas, MCFADYEN & WINTER (1988) ainda subdividiram as fases do apoio e balanço do andar, caracterizando-as com base nas diferentes funções locomotoras desempenhadas durante a realização deste movimento. As fases descritas por estes autores estão apresentadas a seguir no QUADRO 1 e fornecem importante referencial para a análise de parâmetros biomecânicos.

QUADRO 1- Fases do movimento de andar subindo e descendo escadas, segundo MCFADYEN & WINTER (1988).

	Fase de Apoio	Fase de Balanço
Subir	- acomodação do peso - propulsão - progressão	- elevação do pé - posicionamento da perna para apoio
Descer	- acomodação do peso - progressão - descida controlada	- balanço - posicionamento da perna para apoio

Um estudo de LIVINGSTON *et al.* (1991) envolveu 15 mulheres separadas em três grupos de acordo com suas estaturas: baixa, média, alta e desenvolveu análises do subir e descer escadas para três escadas de dimensões diferentes. Foram verificadas grandes variações nas durações das fases de apoio e balanço para o descer escadas em função das diferentes escadas e uma menor variação destes parâmetros para o subir. Concluíram os autores que

muitos parâmetros temporais e cinemáticos do subir e descer escadas estavam relacionados à estatura do sujeito e às dimensões da escada e ainda que alterações na altura dos degraus afetavam significativamente a cinemática do movimento, principalmente em relação à amplitude articular do joelho. Este estudo destaca a importância da busca de padronizações também das dimensões das escadas. Tal fato levou ao interesse pelos estudos ergonômicos, uma vez que escadas são comumente encontradas em ambientes de trabalho. Havendo normas para a construção de escadas em termos de suas dimensões, mesmo que estabelecidas arbitrariamente, seria possível a utilização destas dimensões como um parâmetro a menos a ser controlado experimentalmente.

Os estudos aqui apresentados evidenciam a existência de padrões já estabelecidos para a atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores, bem como para variáveis biomecânicas na realização da locomoção em situação de subir e descer escadas.

2.2 Aspectos ergonômicos e funcionais na análise do andar subindo e descendo escadas

Estudos ergonômicos centram esforços na avaliação do gasto metabólico do subir e descer escadas, a fim de aprimorarem o planejamento de ambientes de trabalho e públicos, bem como evitarem acidentes de trabalho, em se considerando, por exemplo, indivíduos idosos ou fisicamente debilitados.

RAMANATHAN & KAMON (1974) consideraram o uso de escadas como teste ergométrico. Relacionaram o consumo de oxigênio com a velocidade de subida em degraus, para situações com e sem o transporte de uma carga adicional, estabelecendo que o limite de segurança permitido de carga a ser transportada por trabalhadores da Índia, com massa em torno dos 50-55 kg e em más condições nutricionais, deva ser de 20 kg para subidas sucessivas e de 30 kg para uma subida única.

FITCH *et al.* (1974) importaram-se com as dimensões de escadas com propósitos utilitários, identificando combinações entre a altura do degrau e a amplitude de passo (dimensão horizontal orientada no sentido do movimento do sujeito, ou seja, no eixo

ântero-posterior) que mais se adaptassem às dimensões do andar, de forma a tornarem os ambientes urbanos mais seguros e confortáveis à população. Empregaram uma escada motorizada com dimensões ajustáveis e reproduziram as configurações dos degraus de três locais públicos. Estudaram os parâmetros temporais das passadas e o consumo de oxigênio de 16 sujeitos. Sugeriram os autores que uma amplitude de passo para degraus de aproximadamente 27,9 cm deveria ser a mínima para ambientes públicos e que a combinação de pequenas alturas com grandes amplitudes, ou ao contrário, resultaria em baixas taxas de gasto energético durante a subida em degraus. Estabeleceram ainda alturas de degraus entre 10,2-17,8 cm e amplitudes de passo entre 27,9-35,6 cm para escadas externas de edifícios públicos.

Estudos estatísticos e etiológicos desenvolvidos em países industrializados como Estados Unidos, Inglaterra, Suécia e Canadá, acerca dos problemas relativos aos acidentes de trabalho associados ao uso de escadas foram revisados por PAULS (1985). Descreveu este autor como sendo uma das principais causas de acidentes desta natureza o julgamento errôneo dos usuários da amplitude de passo dos degraus durante a descida, apontando a importância da consideração de fatores geométricos dos degraus, antropométricos e comportamentais, relativos ao tipo de movimento executado, na prevenção de acidentes.

Outros estudos ergonômicos relacionaram as dimensões de escadas encontradas em ambientes como embarcações (JORNA *et al.*, 1989), transportes agrícolas (BOTTOMS, 1983) e nas atividades diárias do trabalho de carteiros (ILMARINEN & LOUHEVAARA, 1984, OJA *et al.*, 1982) com as condições de segurança e fadiga nos respectivos locais de trabalho.

Poucos esforços têm sido feitos até agora na identificação de relações entre o gasto metabólico e parâmetros biomecânicos na elaboração de ambientes de trabalho mais convenientes sob o ponto de vista ergonômico. Os estudos ergonômicos que envolveram o subir e descer escadas não se preocuparam em estabelecer padronizações das dimensões dos degraus a partir de parâmetros biomecânicos para este tipo de movimento. As padronizações basearam-se em variáveis metabólicas de consumo de oxigênio e não levaram em conta implicações biomecânicas das tarefas de subir e descer escadas.

Com exceção do estudo fundamentalmente qualitativo de FITCH *et al.* (1974), nota-se a falta de estudos relacionando dimensões antropométricas e biomecânicas na análise

das dimensões das escadas. Arquitetos em geral baseiam-se ainda hoje em dia numa lei empírica chamada de *Lei de Rondelet* (Manual de Pequenas Construções, 1980), a mesma que FITCH *et al.* (1974) chamaram de *Fórmula de Blondel*. Esta lei, elaborada no século XVII, estabelece que a amplitude normal de um passo é de aproximadamente 59,7 cm (ou 24 polegadas) e que a amplitude do degrau precisa decrescer cerca de dois centímetros para cada um centímetro de aumento da altura do degrau. Ou seja, a amplitude do passo de um sujeito é igual a duas vezes a altura mais uma vez a amplitude do degrau da escada.

O Manual de Pequenas Construções também estabelece que a relação de duas vezes a altura do degrau mais uma vez a amplitude de passo do degrau deva ser igual a 60-66 cm. Este total corresponde à amplitude de passo de um adulto. O Manual salienta ainda que este valor de base deva ser reduzido para 55 cm no caso de uma adaptação das dimensões à amplitude de passo de crianças. Este modelo formal ainda é hoje em dia amplamente empregado em edifícios públicos (RAMSEY & SLEEPER, 1970) e aparentemente facilita o trabalho do arquiteto, permitindo uma grande combinação entre as dimensões altura e largura dos degraus, ao ponto de adaptá-las ao espaço disponível.

Variáveis consideradas funcionalmente relevantes para a determinação de uma escada confortável foram estudadas por WARREN (1984). Este utilizou-se de uma relação entre elas chamada de β e estabelecida por ROSEN² apud WARREN (1984) onde a taxa de gasto energético durante a subida é uma função da frequência dos passos e de quatro outras variáveis fixas como a altura do degrau, a diagonal da escada, o comprimento do membro inferior e o peso corporal. WARREN (1984) considerou a relação altura do degrau e comprimento do membro inferior como determinante do que chamou de geometria da relação ambiente e sujeito, sendo que esta relação deveria ser constante e permanecer em valores ótimos, independentemente das dimensões absolutas do sujeito. Ou seja, sujeitos altos e baixos julgariam desconfortáveis aqueles degraus de escadas que fossem uma proporção constante do comprimento de suas pernas. Valores relativos ótimos da altura de degraus (em relação ao comprimento da perna) para uma minimização do gasto energético foram estabelecidos em torno de 0,26, ou seja, cerca de um quarto do comprimento do membro inferior.

² R. ROSEN, Fundamentals of measurement and representation of natural systems, New York, North Holland, 1978.

Apesar desta não ser a preocupação fundamental deste estudo, destaca-se aqui a necessidade de se ampliar o interesse pelo emprego de análises biomecânicas com fins ergonômicos e também pelo estabelecimento de normas para a construção de escadas que sejam baseadas em informações objetivas e científicas.

No entanto, quando há interesse em se identificar padrões normais para o andar subindo e descendo escadas, é importante que se busque uma padronização das dimensões das escadas, principalmente para fins de interpretação e comparação de resultados.

A importância dada a este fato levou à busca de uma norma que orientasse a construção de escadas em geral. A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) também não prescreve nenhum detalhe em sua norma sobre espaços modulares para escadas ABNT-NB-339 de 1973. Esta norma não fixa nenhuma dimensão para escadas, sejam elas externas ou para ambientes fechados, estabelecendo apenas que tanto as medidas horizontais quanto as verticais devam ser modulares. Em relação à inclinação das escadas também não há normas fixas. Em geral, a inclinação da escada é usada como parâmetro de classificação onde ângulos de inclinação entre 85° e 90° correspondem a escadas de mão, 45°-75° a escadas de máquinas, 25°-45° a escadarias e escadas de habitações e ângulos de até 25° correspondem a rampas (NEUFERT, 1978).

O QUADRO 2, a seguir, mostra em ordem cronológica a variedade de dimensões de escadas empregadas por diversos autores que estudaram a locomoção subindo e descendo escadas. A altura do degrau corresponde à distância vertical entre dois degraus consecutivos, a amplitude de passo corresponde à distância horizontal entre dois degraus consecutivos, a largura do degrau é a dimensão horizontal orientada médio-lateralmente ao sentido do deslocamento na escada e a inclinação da escada corresponde ao ângulo formado entre a diagonal da escada e o chão.

QUADRO 2- Sumário das dimensões de escadas empregadas por diferentes autores.

Autor	Dimensões				Observações
	Altura de degrau (cm)	Amplitude de passo (cm)	Largura de degrau (cm)	Inclinação da escada (°)	
JOSEPH & WATSON (1967)	16,5	28	-	-	Dimensões da escada experimental
MORRISON (1969)	17,8	79,2	17,8	-	Dimensões da escada experimental
SHINNO (1971)	16,6	28,6	-	30	Dimensões mais convenientes
LAUBENTHAL <i>et al.</i> (1972)	-	-	-	32	Inclinação para passadas de amplitude normal
RAMANATHAN & KAMON (1974)	20	-	-	-	Escadas ideais têm altura entre 15-20cm
TOWNSEND <i>et al.</i> (1978)	19	30,5	76	-	Dimensões da escada experimental
ANDRIACCHI <i>et al.</i> (1980)	21	25,5	58	38	Dimensões-padrão para escadas externas
MCFADYEN & WINTER (1988)	22	28	122	37	Dimensões da escada experimental
LIVINGSTON <i>et al.</i> (1991)	20,3	30,5	-	33,7	Dimensões consideradas ótimas
Amplitude total da variação	(16,5-22) 5,5	(25,5-79,2) 53,7	(17,8-122) 104,2	(30-38) 8	

Diante da evidente variedade de dimensões para escadas usadas para fins experimentais em Biomecânica, o parâmetro do ângulo de inclinação pode ser empregado como referência para a construção de um bloco de escadas. A referência aqui é o estudo de SHINNO

(1971), já que relaciona a inclinação da escada com a amplitude articular do joelho, estabelecendo limites para relações entre estas variáveis que representem formas mais confortáveis de se locomover subindo e descendo escadas. Este autor recomenda inclinações entre 30° e 35° para escadas consideradas convenientes para a população de adultos de seu estudo.

2.3 Aspectos coordenativos do andar subindo e descendo escadas

A capacidade de locomoção independente desenvolve-se naturalmente em toda criança sadia e apesar do ato de andar ser classificado muitas vezes como uma habilidade motora global à luz do critério da precisão do movimento (MAGILL, 1984), os mecanismos empregados pelo sistema motor para o controle dos muitos graus de liberdade durante a execução do andar são extremamente sofisticados e precisos. Uma observação detalhada das características cinemáticas e cinéticas do andar revela que os padrões de controle motor têm precisão igual ou ainda melhor do que os movimentos finos das mãos, principalmente quando se leva em conta as magnitudes relativas das massas e dos comprimentos dos segmentos (WINTER *et al.*, 1991).

A locomoção humana reage como um todo a mudanças em seus detalhes (BERNSTEIN, 1967) e tais mudanças podem ser notadas nas relações fásicas entre os padrões espaço-temporais de seus componentes. A complexidade estrutural da locomoção torna-se especialmente óbvia quando se considera que esta interação seja atingida através de uma cooperação de elementos anatômica e funcionalmente independentes e, ainda, com diferentes graus de independência. A introdução de mais um elemento numa cadeia cinemática multi-articulada, ou seja, de mais um grau de liberdade, aumenta consideravelmente a dificuldade coordenativa.

Apesar de muitas idéias úteis sobre o controle motor em sistemas biológicos e, em especial, no padrão do andar, serem originadas de sistemas de engenharia (FLASHNER *et al.*, 1987; KAWATO *et al.*, 1987; SEPULVEDA *et al.*, 1993) a natureza adaptativa do controle biológico parece ser mais sofisticada do que como apresentada em sistemas artificiais.

A variação aleatória resultante das fontes de redundância é um elemento inerente aos sistemas biológicos e, assim, a regulação e a coordenação de movimentos precisa ser gerada a partir deste sistema que apresenta uma variabilidade característica. Nesta abordagem, o ruído passa a ter um caráter benéfico ao sistema, no sentido de contribuir para as propriedades qualitativas da resposta, facilitando a adaptação do padrão às demandas da tarefa.

Diante da redundância típica, o sistema motor cria a necessidade de um mecanismo flexível de controle que gera padrões de movimento coordenados estáveis em tempo real diante um ambiente imprevisível (TAGA *et al.*, 1991), fazendo com que, por exemplo, um mesmo padrão cinemático para o deslocamento angular do joelho durante o apoio no andar seja obtido por diferentes combinações de padrões de atividade muscular e momentos articulares (WINTER, 1984).

A partir da abordagem acima descrita acerca da coordenação de movimentos em sistemas biológicos e, particularmente, na locomoção humana, puderam ser encontrados na literatura alguns estudos que enfocavam a questão coordenativa do padrão de andar em escadas e que buscavam o estabelecimento de informações que seriam possivelmente empregadas pelo sistema motor para adequar o padrão do andar às demandas biomecânicas das escadas. Destaca-se, aqui, o papel da relação entre o padrão do andar em escadas e medidas antropométricas do sujeito, principalmente aquelas de membros inferiores.

WARREN (1984) estudou as características da relação animal-ambiente, a fim de determinar se categorias perceptivas relativas à dinâmica deste sistema controlavam o movimento, ou seja, se preferências perceptivas relacionavam-se com a energética do sistema. Concluiu o autor que o julgamento da capacidade de subir degraus em escadas de diferentes dimensões era função de uma categoria perceptiva representada por uma proporção constante (1/4) entre a altura do degrau e o comprimento do membro inferior e que esta categoria correspondia a um ponto ótimo, de menor gasto energético, na dinâmica do sistema.

Entretanto, WILLIAMS *et al.* (1994) mais recentemente, investigaram se a altura do degrau relativa ao comprimento dos membros inferiores influenciava o padrão do andar no subir escadas em crianças. Porém, a escolha entre um padrão alternado e outro do tipo "passo-une-passo", no qual ambos os membros inferiores se encontram sobre o mesmo degrau antes do início do passo seguinte, não se relacionou com medidas antropométricas, mas

sim com o parâmetro da máxima altura do calcanhar em relação ao degrau. À medida que as crianças começavam a alternar as passadas, este parâmetro reduzia-se até um mínimo suficiente para ultrapassar o degrau.

Nota-se, então, que caso a relação altura do degrau e comprimento do membro inferior fosse um critério utilizado pelo sujeito para adaptar e adequar o seu movimento às dimensões das escadas, como descrito por WARREN (1984), não seriam observadas diferenças nos padrões de subir escadas entre as crianças estudadas por WILLIAMS *et al.* (1994), já que tratava-se de crianças gêmeas, com idênticos comprimentos de membros inferiores e que, apesar disso, apresentaram cinco meses de diferença quanto ao emprego preferencial de um padrão alternado de subida.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os procedimentos metodológicos foram selecionados a partir da determinação dos objetivos do estudo e da disponibilidade material da instituição. Este estudo contou com o apoio do grupo de professores, alunos e técnicos vinculados ao Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, onde encontram-se recursos de instrumentação para Biomecânica necessários para o desenvolvimento de uma complexa análise do movimento humano.

Antes de apresentar a cadeia de procedimentos de medição empregada neste estudo, cada método será descrito individualmente em função de seus princípios de medição e grandezas medidas no campo da aplicação em análises biomecânicas.

3.1 Sobre a complexa análise do movimento humano

A análise biomecânica permite uma interpretação objetiva dos fenômenos relacionados à organização e reorganização das interações entre processos centrais e periféricos e as forças reativas do ambiente físico, através de um registro complexo do movimento em sua manifestação total (HOCHMUTH, 1973). Assim, é a partir de uma complexa análise do movimento humano, que conjuga simultânea e sincronizadamente diferentes procedimentos de

mensuração em Biomecânica, que se pode realizar uma descrição global, respeitando a complexidade característica do movimento humano e buscando uma compreensão de seus aspectos funcionais e coordenativos.

Graças à disponibilidade de procedimentos de medição biomecânica tem-se diversas possibilidades de se analisar o movimento humano em seus mais diferentes aspectos. Em se tratando da estrutura causal responsável pelo movimento observado, a associação de procedimentos dinamométricos e eletrofisiológicos fornece uma descrição global do processo de execução do movimento, permitindo o estabelecimento de importantes relações entre o padrão observado e a atividade muscular, aproximando a análise da identificação da função coordenativa.

ZSCHORLICH (1987) enfatiza a importância do emprego simultâneo de diferentes procedimentos de mensuração em Biomecânica para o estudo do fenômeno coordenativo, uma vez que a análise de um parâmetro isolado não fornece informações sobre o comportamento total do sistema. Em seu estudo, o autor também utilizou a eletromiografia e a dinamometria para compreender a relação entre o comportamento da musculatura e a produção do movimento durante um processo de aprendizagem.

O presente estudo propõe-se a realizar uma análise complexa do movimento do andar subindo e descendo escadas e do andar no plano, a exemplo de muitos outros autores (ANDRIACCHI *et al.*, 1980; KELMAN *et al.*, 1989; MCFADYEN & WINTER, 1988; MORRISON, 1969), que também empregaram simultaneamente procedimentos metodológicos da dinamometria e da eletromiografia.

3.2 Sobre métodos de medição biomecânica

Para a determinação de grandezas biomecânicas são desenvolvidos continuamente procedimentos específicos de medição que podem ser classificados conforme diferentes critérios. O critério mais comum para a classificação de métodos biomecânicos é aquele que se baseia no tipo de grandeza medida, classificando-os em procedimentos cinemáticos, dinamométricos, antropométricos e eletromiográficos (AMADIO, 1989). Por outro lado, BAUMANN (1989) classifica-os em procedimentos mecânicos, eletrônicos e

óticos, segundo diferentes princípios de mensuração envolvidos. Estas classificações se sobrepõem, uma vez que para medidas do tipo dinamométricas e eletromiográficas pode-se empregar procedimentos baseados no princípio eletrônico de medição.

Este estudo utiliza-se da classificação de métodos de medição em Biomecânica segundo o critério do tipo de grandeza a ser medida. Neste sentido, a investigação pode ainda centrar-se em parâmetros da Biomecânica Externa ou da Biomecânica Interna.

A dinamometria e a cinemetria são os principais métodos para medições de grandezas que podem ser avaliadas diretamente e que caracterizam a Biomecânica Externa (AMADIO, 1989). Quando da análise de grandezas como forças musculares e articulares envolvidas, por exemplo, em movimentos do joelho, há a necessidade de se estabelecer um modelo dos membros inferiores que seja formulado analiticamente para que se possa afirmar algo acerca destas grandezas, que, por sua vez, representam a Biomecânica Interna. Tais grandezas ainda não podem ser medidas diretamente no corpo humano sem que a integridade do aparelho locomotor seja comprometida (KOMI *et al.*, 1995).

Outra categoria de grandezas da Biomecânica Externa é a representada por forças e momentos que surgem entre o corpo humano e o meio ambiente. Procedimentos dinamométricos são os responsáveis pela quantificação destas grandezas e têm a força reação do solo como representando a soma de todas as forças externas que atuam sobre o corpo que se movimenta.

A eletromiografia permite o estudo da atividade muscular através do registro dos potenciais elétricos da musculatura, fornecendo, assim, um parâmetro da Biomecânica Interna: a coordenação de ações musculares na execução de um dado movimento (AMADIO, 1989). Os resultados da eletromiografia e suas relações inter-fásicas podem ser considerados como instrumento de acesso à ação sinérgica de grupos musculares e, desta forma, como descritores do processo coordenativo.

3.3 Dinamometria

A dinamometria em Biomecânica lida com a determinação direta de forças externas que são medidas na periferia do corpo sob a forma de forças de reação (BAUMANN, 1989).

Forças podem ser medidas através de um elemento transdutor que quantifica alguma deformação física de um corpo causada por estas. Para o caso de uma medida dinâmica da força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio em locomoção, são usadas muito freqüentemente plataformas de força com células de carga ou cristais piezoelétricos como elementos transdutores.

A força de reação do solo representa uma das mais importantes grandezas para análises biomecânicas do movimento humano. Da soma da força reação do solo e do peso do corpo resulta a força inercial do Centro de Gravidade (CG) do corpo, que vai determinar o movimento de todo o corpo. Conseqüentemente, ela é a soma algébrica da aceleração da massa de todos os segmentos corporais, ou seja, o total líquido de todas as forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante durante a fase de apoio (WINTER 1984).

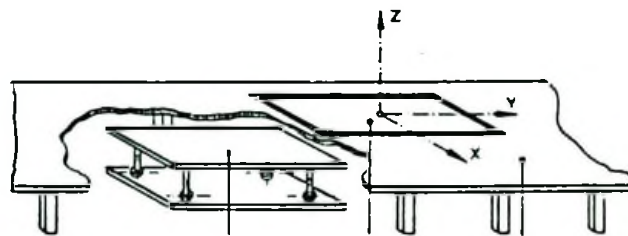
Forças reativas entre a superfície de contato e o sujeito durante o andar foram medidas através de plataformas de força, capazes de registrar o curso temporal das componentes vertical, médio-lateral e ântero-posterior da força reação do solo durante a fase de apoio. Somente a componente vertical foi analisada, sendo seus valores normalizados pelo peso corporal do sujeito e pela duração total do apoio, desde o contato ipsilateral à perda de contato ipsilateral, a fim de proporcionar comparações em relação à magnitude do peso corporal, bem como facilitar interpretações relativas às diferentes fases do movimento.

Para o estudo das forças de reação do solo são empregadas aqui duas plataformas de força dispostas em série que, segundo BAUMANN (1968), fornecem as forças de reação do solo nos três eixos (F_y , F_x , F_z). Ambas funcionam com células de cargas (FIGURA 1) que, quando sofrem alguma deformação mecânica, têm suas resistências elétricas alteradas. Esta alteração da forma é medida como uma variação de voltagem. A relação entre a deformação específica e a mudança específica de resistência é quase sempre linear (POTMA, 1968), sendo que desvios desta relação determinam a grandeza do erro de medida a ser determinado experimentalmente.

Se devidamente calibrado, este sistema permite que se estabeleça uma relação proporcional entre a variação da voltagem e a força exercida sobre os elementos. A grandeza da força reação do solo reflete a aceleração total do corpo, sendo que cada segmento corporal contribui para esta aceleração total em proporção direta às suas massas relativas e à aceleração de seus centros de gravidade.

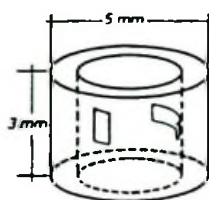
Nas plataformas existe um sistema referencial que analisa o movimento em relação à direção da gravidade. O eixo Z corresponde à direção vertical da gravidade e está orientado ortogonalmente em relação aos eixos X, transversal ao sentido do movimento e Y, no sentido do movimento, ambos paralelos ao piso e também ortogonais entre si.

A)

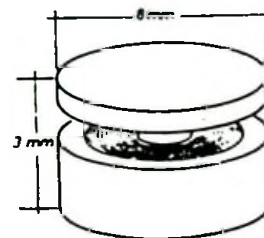


Plataforma 1 Plataforma 2 Passarela

B)



1- Célula de carga



2- Bobina de indução

FIGURA 1- A) Representação da arquitetura das plataformas de força à base de células de carga utilizadas neste estudo. B) Representação dos transdutores de força: 1- célula de carga, 2- bobina de indução. Adaptado de BAUMANN (1968).

Os dados das plataformas de força deste estudo foram coletados a uma frequência de 100 Hz e filtrados com um filtro do tipo passa-baixo com frequência de corte de

5 Hz. Ambas as plataformas de força foram calibradas com um erro médio de 0,2% para o registro da componente vertical da força reação do solo.

Este estudo propõe-se a analisar o comportamento da componente vertical da força reação do solo (F_z) para o andar no plano e o subir e descer escadas, uma vez que esta componente melhor caracteriza o padrão do andar, refletindo o esforço do corpo para sobrepor-se à ação das forças externas, além de apresentar magnitudes relativas maiores e já melhor caracterizadas do que as demais componentes.

Foram selecionadas para análise as seguintes variáveis dinâmicas da componente vertical (F_z) da força reação do solo:

- a) magnitude do primeiro pico máximo: ou $F_z \text{ max } 1$, que corresponde ao valor máximo de F_z no primeiro terço da fase de apoio. Também denominada de pico passivo, esta variável surge num intervalo de tempo muito curto a partir do início do apoio, de maneira a impedir que forças musculares voluntárias sejam envolvidas nesta resposta (NIGG, 1985);
- b) magnitude do segundo pico máximo: ou $F_z \text{ max } 2$, que corresponde ao valor máximo de F_z no terço final da fase de apoio. Também denominada de pico ativo (NIGG, 1985), uma vez que já envolve a participação de ações musculares voluntárias;
- c) taxa de crescimento: ou $F_z \text{ max } 1 / \Delta t_1$, que corresponde a um índice indicador do desenvolvimento de F_z em relação ao intervalo de tempo até o seu primeiro pico máximo;
- d) redução relativa da força passiva. Determinada pela seguinte relação:

$$(F_z \text{ max } 1 - F_z \text{ min} / F_z \text{ max } 1) \times 100\%$$

Esta variável fornece um indicador da capacidade do sistema motor em responder ao impacto no início do apoio, através da ação muscular da perna de apoio e da influência da dinâmica da perna de balanço (AMADIO & SERRÃO, 1993).

A FIGURA 2 representa graficamente os parâmetros da componente vertical da força reação do solo selecionados para este estudo.

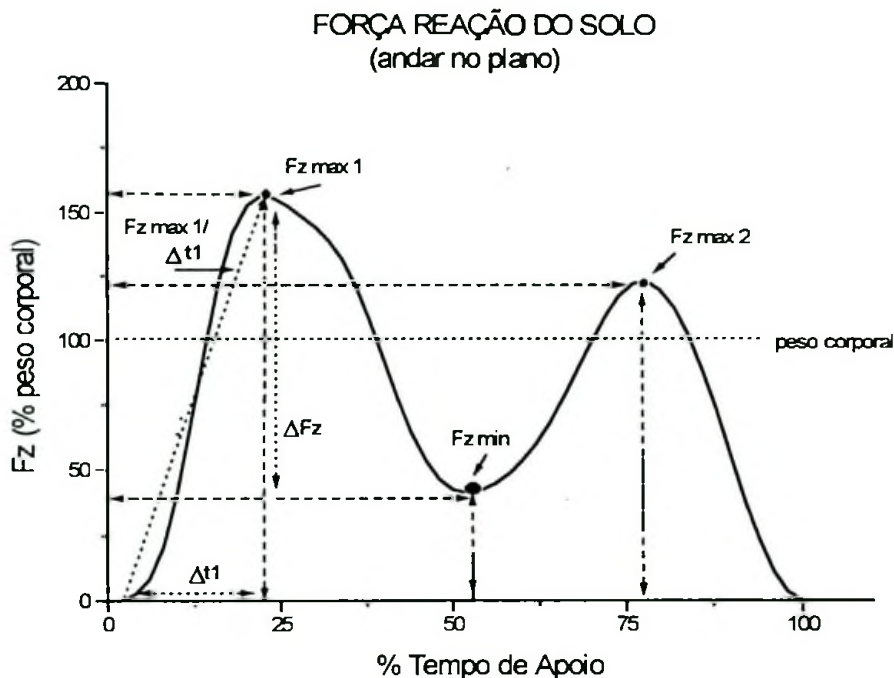


FIGURA 2- Representação dos parâmetros da força vertical de reação do solo selecionados para este estudo. Fz max 1= pico passivo; Fz max 2= pico ativo, Fz min; Δ Fz= redução da força passiva, Δt1= intervalo de tempo entre o início do contato e o pico passivo.

e) impulso vertical relativo. Determinado pela seguinte relação:

$$\text{IVR} = \frac{\int_{t_0}^{t_n} Fz(t)dt}{\int_{t_0}^{t_n} \text{PC}(t)dt} \times 100\%, \text{ onde PC} = \text{peso corporal}$$

Valores de impulso representam o caracter temporal do desenvolvimento da força. O impulso vertical relativo (FIGURA 3) descreve qualitativamente a capacidade de apoio e sustentação de uma perna ao longo de uma completa fase de apoio. QUADE & GLITSCH (1991), estudando indivíduos portadores de próteses de membros inferiores, utilizam este parâmetro como método simplificado para reproduzir a capacidade de troca de energia entre o sujeito e a superfície de apoio durante o andar e o correr com o uso de diferentes modelos de próteses.

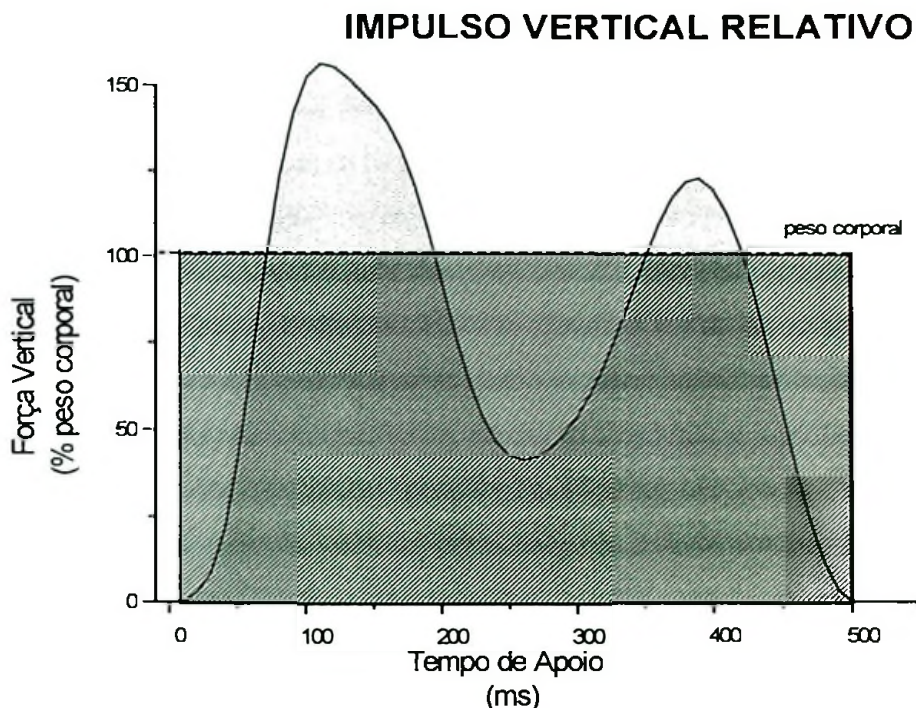


FIGURA 3- Representação esquemática do parâmetro do impulso vertical relativo para o andar, modificado de QUADE & GLITSCH (1991).

Todas estas variáveis foram normalizadas pelo peso corporal dos participantes, a fim de que fossem minimizadas diferenças devidas às massas corporais dos sujeitos, que resultam em forças verticais relativas ao peso corporal, facilitando comparações.

3.4 Eletromiografia

O estudo da dinâmica muscular, ou seja, da função de músculos enquanto estruturas vivas, baseia-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos por Galvani (BASMAJYAN, 1966), segundo o qual um músculo esquelético se estimulado eletricamente contrai-se e, por outro lado, produz corrente elétrica quando se contrai voluntariamente.

A eletromiografia ou EMG é a melhor e mais simples representação do controle neurológico da musculatura esquelética. Durante o curso de todo movimento voluntário, o sinal

líquido da eletromiografia reflete a soma algébrica de todos os potenciais de ação das unidades motoras ativas no mesmo instante (WINTER, 1991).

Na análise do movimento humano, o estudo do sinal eletromiográfico pode ter diferentes objetivos, tais como a representação do comportamento coordenativo da musculatura durante a execução de um movimento, a investigação de mecanismos neurais na produção de movimentos, entre outros descritos por ZSCHORLICH (1987). A tarefa funcional da musculatura esquelética, então, pode ser analisada a partir da relação entre o padrão de desenvolvimento da tensão muscular e as distintas demandas biomecânicas de cada fase do movimento em questão. As características do curso funcional e coordenativo da musculatura são, segundo este autor, estudadas através da identificação da coincidência da atividade muscular de diversos músculos ou co-ativação e do relaxamento da musculatura na fase antagonista.

Através da determinação da variação do potencial elétrico entre dois eletrodos ativos de superfície e um eletrodo indiferente, ou neutro, usado como referência, pode-se verificar o curso temporal da inervação de um músculo, bem como a ordem seqüencial de ativação de um grupo muscular, tendo-se indicadores do nível de atividade da musculatura para uma dada fase de movimento. Assim, BAUMANN (1989) aponta algumas características da atividade muscular que são de grande importância para a análise do movimento humano, identificadas pelo EMG:

- a participação de determinados grupos musculares em um dado movimento, bem como a não-participação de outros;
- a coordenação de diferentes músculos durante a execução de um movimento;
- a atividade muscular antagonista diante fixação articular.

Os sinais eletromiográficos têm sido representados em diferentes formatos, desde o mais simples a partir dos dados brutos com padrões de ativação e desativação muscular (JOSEPH & WATSON, 1967; MORRISON, 1979; SUTHERLAND, 1966; TOWNSEND *et al.*, 1978), para a representação da variação temporal da intensidade como um retrato da atividade fásica da musculatura (ANDRIACCHI *et al.*, 1980; SHIAVI *et al.*, 1981) ou como envelopes lineares (MCFADYEN & WINTER, 1988; SHIAVI & GREEN, 1983; WINTER, 1983), dependendo das aplicações da análise e das necessidades de processamento analítico do

sinal. GLITSCH et al. (1993), por sua vez, representam o sinal eletromiográfico como valor retificado médio. Esta variedade de formas de apresentação deste sinal dificulta a comparação de resultados de diferentes estudos e o estabelecimento de padrões normais para a elaboração de uma base de dados para a locomoção humana.

Além desta variedade de formas de representação do sinal eletromiográfico, este é considerado um sinal biológico muito sujeito a interferências devido às suas características (tensões variando na ordem de μV e mV , frequências variando desde poucos Hz até a ordem dos kHz).

Existem muitos fatores que interferem na magnitude e no conteúdo harmônico do sinal eletromiográfico, tais como o tipo de fibra muscular, o nível de fadiga, a resistência da pele, local de colocação e tipo de eletrodo. Também sabe-se que a atividade eletromiográfica de um músculo durante o andar é dependente da velocidade de deslocamento (GRIEVE & CAVANAGH, 1974; SHIAMI & GRIFFIN, 1983). Neste sentido, cuidados devem ser tomados para se minimizar os efeitos destes fatores. Neste sentido, a Sociedade Internacional de Eletrofisiologia Cinesiológica (ISEK) estabelece recomendações relativas ao emprego da eletromiografia (DAINTY & NORMAN, 1987). Tais recomendações e padronizações foram respeitadas no desenvolvimento deste estudo.

Todos os registros foram feitos do lado direito. A superfície da pele sobre a qual foram aderidos os eletrodos foi devidamente preparada para reduzir sua resistência à condução da corrente elétrica: tricotomia sempre que necessário, raspagem com papel do tipo lixa para remoção da camada queratinizada e posteriormente limpeza com álcool.

Os eletrodos de referência foram posicionados sobre o ponto da superfície da pele que correspondeu ao local mais próximo do ponto motor para cada músculo selecionado. DAINY & NORMAN (1987) estabelecem que o ponto motor representa o local à superfície do músculo onde a menor quantidade de voltagem causa a maior contração, ou seja, o ponto de menor resistência e, assim, o mais excitável de um músculo.

Neste estudo foram analisadas as atividades elétricas dos seguintes músculos: *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris (caput longum)*, *m. gastrocnemius (caput laterale)* e *m. tibialis anterior*, ainda segundo recomendações da ISEK. Assim, selecionou-se como grupo de sinergistas: *m. gastrocnemius (caput laterale)* e *m. tibialis anterior*, representando as sinergias

do tornozelo e *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris (caput longum)*, representando as sinergias do joelho. Os eletrodos foram embebidos em gel condutor e mantidos na posição com fita adesiva, sendo que os eletrodos ativos estavam equidistantes a cerca de 1,5 cm do eletrodo de referência. Portanto, cada conjunto de eletrodos era formado por três eletrodos miniaturizados, sendo um deles neutro, também chamado de referência e os outros dois eram sensores ativos da atividade elétrica muscular.

O eletromiógrafo utilizado neste estudo foi do tipo ETK 90.X de quatro canais, representado na FIGURA 4, com eletrodos bipolares de superfície e amplificador próprio dedicado a cada canal, com ganho aproximado de 500 vezes.

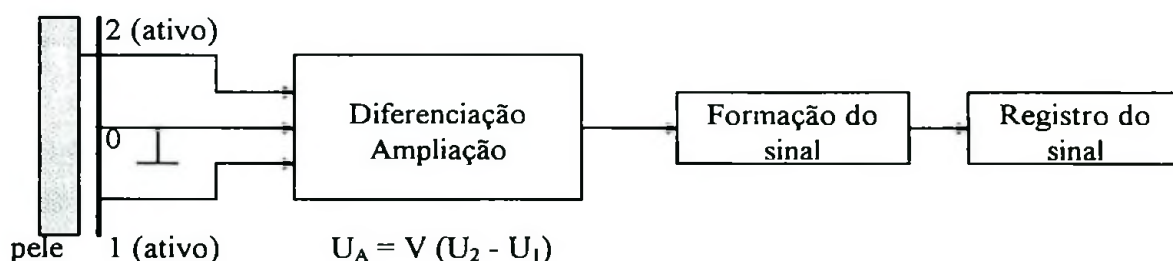


FIGURA 4- Esquema de transmissão do eletromiograma a partir de eletrodos de superfície. U_A : tensão de saída; V : fator de amplificação; 1 e 3 eletrodos ativos; 0 eletrodo indiferente ou neutro. Adaptado de AMADIO (1989).

A frequência de aquisição de sinais foi de 100 Hz. Os sinais brutos foram retificados, via software, com técnica de onda completa e uma estimativa da intensidade média da atividade muscular foi adquirida através da técnica de médias de envelopes lineares, que fornece o padrão médio em função da duração da passada para qualquer variável em diferentes tentativas (WINTER, 1991).

Os envelopes lineares têm sido a maneira mais freqüente de se estimar a intensidade da atividade muscular em movimentos cíclicos como a locomoção (MOFFET *et al.*, 1993; SHIAMI & GREEN, 1983; WINTER, 1983) e, para efeito deste estudo, estes foram obtidos a partir da técnica da transformada rápida de Fourier, com 5 Hz de frequência de corte, seguida de interpolação para a obtenção das curvas normalizadas, a fim de facilitar as

comparações. Este procedimento de normalização baseia-se no critério temporal e estabelece as durações das passadas a 100%. Em seguida, a cada intervalo de 2% da duração da passada foi obtida uma média da atividade muscular. Assim, padrões de ativação muscular das três diferentes tarefas locomotoras puderam ser comparados nos mesmos pontos críticos do ciclo do andar. Conseqüentemente, o comportamento sinergista dos músculos estudados pode ser analisado através das curvas médias da atividade eletromiográfica.

Neste estudo foram também analisadas graficamente as variações da atividade eletromiográfica para cada músculo separadamente e também em paralelo às respostas dinâmicas da força reação do solo, na tentativa de se identificar estratégias coordenativas como ativação e co-ativação muscular e adaptações nestes parâmetros biomecânicos resultantes das diferentes tarefas locomotoras. A distribuição da atividade muscular durante as diferentes fases do movimento foram analisadas a fim de se identificar a flexibilidade das sinergias musculares que precisam se reorganizar quando levadas ao ambiente mais crítico do subir e descer escadas. Estas variáveis foram descritas temporalmente em termos da porcentagem do ciclo do andar.

3.5 Parâmetros temporais

Parâmetros temporais estão entre os descritores do andar mais comumente mensurados. São estas simples medidas de relações temporais e de comprimentos, como, entre outros: tempo de apoio simples e duplo e de balanço (em milissegundos ou porcentagem da duração do apoio), relação balanço / apoio, descritos neste estudo.

Parâmetros temporais básicos têm sido identificados em função de mudanças que ocorrem a partir de diferentes velocidades de deslocamento, diferentes dimensões corporais ou diferenças na tarefa de movimento (ANDRIACCHI *et al.*, 1982; GRIEVE & GEAR, 1966; MURRAY *et al.*, 1966; ROSE-JACOBS, 1983).

Tradicionalmente, um ciclo completo do andar é determinado por dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar no solo e o intervalo de tempo entre estes eventos é a duração do ciclo do andar. A distância percorrida neste intervalo é chamada de passada e o intervalo de tempo entre o contato inicial do calcanhar e a perda de contato desde mesmo calcanhar (ipsilateral) com o solo é chamada de duração da fase de apoio.

Cada fase do andar é realizada através de uma série de funções músculo-esqueléticas, combinadas de acordo com objetivos específicos de progressão, que, em seu conjunto, podem ser: sustentação da parte superior do corpo, prevenindo colapso do membro inferior durante o apoio, manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo todo, controle da trajetória do pé para garantir uma passagem segura sobre o chão e um contato inicial suave, geração de energia mecânica para manter a velocidade de deslocamento ou incrementá-la, absorção de energia mecânica para a estabilidade ou redução da velocidade de deslocamento (WINTER, 1991).

A partir dos seguintes componentes temporais são descritas as diferentes fases do andar:

- 1) Fase de apoio simples: definida no intervalo entre o primeiro contato ipsilateral (1º CI) de um calcanhar e o contato contra-lateral (CCL) ;
- 2) Fase de apoio duplo: definida no intervalo entre o contato contra-lateral (CCL) e a perda de contato ipsilateral (PCI) ou o período em que ambos os pés estão em contato com o solo;
- 3) Fase de balanço: definida no intervalo entre a perda de contato ipsilateral e o segundo contato ipsilateral (2º CI).

O intervalo correspondente à passagem do sujeito pelas duas plataformas de força foi analisado neste estudo e inicia-se com o contato de um dos pés sobre a primeira plataforma e termina com a saída do pé contra-lateral da segunda plataforma, como ilustra a FIGURA 5, a seguir. Desta forma, cada tentativa fornece registros de duas consecutivas fases de apoio, uma do pé direito (ipsilateral) e outra do pé esquerdo (contra-lateral).

Os limites entre estas fases são apenas estimativas, porém, os períodos gerais definidos são consistentes intra e inter-sujeitos.

Ainda em relação às fases do movimento do andar, este estudo também inclui as subdivisões de MCFADYEN & WINTER (1988) para o apoio e balanço, já descritas anteriormente, pois estas melhor caracterizam as diferentes funções progressivas durante o andar subindo e descendo escadas.

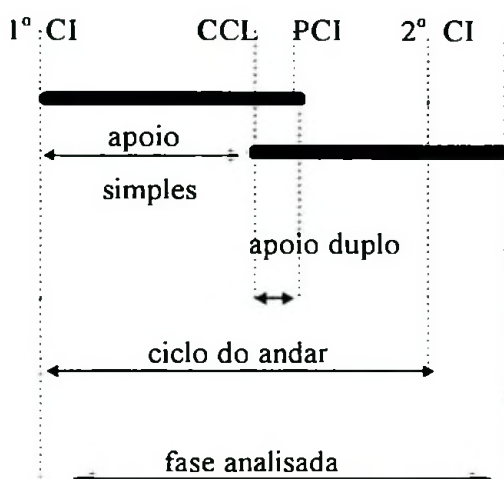


FIGURA 5- Ciclo do andar, modificado de ZATSIORSKY *et al.* (1994).

As variáveis temporais selecionadas para este estudo foram:

- a) tempo de apoio simples;
- b) tempo de apoio duplo;
- c) tempo de balanço;
- d) relação temporal entre balanço / apoio

Estes eventos serão considerados para a apresentação dos resultados a fim de que se possa relacionar as características dos parâmetros avaliados com a fase do movimento, facilitando, assim, futuras interpretações e discussões.

A velocidade de execução das tentativas para as três formas de locomoção foi a chamada auto-selecionada ou livre, que, como já apontaram FINLEY & CODY (1970), permite ao indivíduo selecionar sua própria velocidade de progressão, ou sua velocidade preferida, tendendo, dessa forma, a uma velocidade ótima, fator fundamental para minimizar o gasto energético. Assim, foi avaliada a velocidade horizontal média de deslocamento do corpo, quantificando-se o tempo gasto para o cumprimento dos percursos, através de um cronômetro digital, a fim de se garantir a reprodutibilidade do padrão de movimento, uma vez que são conhecidas variações nos parâmetros do andar em função de diferentes velocidades (YANG & WINTER, 1985).

O tempo de balanço foi adquirido através de um sistema de vídeo do tipo VHS com frequência de aquisição de 60 Hz, onde cada imagem é composta em 2 Hz, de forma a se obter 30 quadros por segundo. A única câmara foi posicionada com eixo ótico perpendicular ao plano do movimento, a fim de que se obtivesse uma melhor visualização do principal plano do movimento, ou do plano de progressão. O tempo de balanço foi medido através da relação entre número de quadros onde ocorria a fase de balanço e duração de cada quadro.

As variáveis selecionadas foram medidas para o andar no plano, subindo e descendo escadas e análises foram feitas dos resultados absolutos (ms) e relativos (%). Diferenças intra-sujeitos para as três tarefas de movimento foram destacadas.

3.6 Antropometria

Em Biomecânica, características antropométricas são utilizadas para a determinação das propriedades mecânicas do aparelho locomotor e constituem parte integrante da complexa análise do movimento humano. BAUMANN (1989) define os seguintes parâmetros antropométricos de interesse para a Biomecânica:

- geometria interna do aparelho locomotor (tipo de construção das articulações, posição do eixo articular, braço de alavanca da musculatura, comprimento do músculo);
- geometria externa do aparelho locomotor (comprimento de segmento corporal, perímetro, diâmetro);
- distribuição geométrica da massa (posição do centro de gravidade, momento de inércia);
- propriedades materiais do aparelho locomotor (elasticidade, deformação, limite de ruptura).

Estes parâmetros antropométricos constituem parte integrante da Complexa Análise do Movimento Humano e são de fundamental importância para a investigação de aspectos da biomecânica interna, como, por exemplo, na formulação de modelos analíticos do segmento inferior para fins de análises de sobrecarga (AMADIO, 1985) ou no estabelecimento de características inerciais da massa (HANAVAN, 1964).

No andar subindo e descendo escadas, deve haver uma relação ideal entre altura do degrau e comprimento da perna que permita ao indivíduo posicionar o seu centro de gravidade acima da base de sustentação, a fim de realizar o deslocamento desejado. Quando

esta relação atinge valores críticos que dificultam este posicionamento do centro de gravidade, o padrão de movimento inter-membros para o andar deixa de apresentar uma coordenação alternada e passa para uma coordenação do tipo "passo-une-passo", pela dificuldade em se levar a perna de balanço dois degraus adiante. Portanto, a capacidade de subir e descer degraus depende parcialmente desta relação e, assim, medidas antropométricas referentes às dimensões dos membros inferiores foram tomadas a fim de possibilitarem mais um indicador da capacidade de deslocamento diante às condições experimentais impostas por este estudo.

Diante da dificuldade de se estabelecer objetivamente a dependência de medidas antropométricas com o padrão do movimento subindo e descendo escadas, procurou-se neste estudo realizar tais medidas nos sujeitos participantes a fim de se obter dados para a análise de eventuais diferenças encontradas nos parâmetros selecionados e se estas poderiam ser parcialmente explicadas por diferenças nas relações altura dos degraus e comprimento dos membros inferiores de cada sujeito.

Assim, foram realizadas neste estudo medidas antropométricas, segundo protocolo estabelecido pelo Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da USP (ANEXO I). As seguintes medidas da antropometria externa foram tomadas e suas padronizações encontram-se em AMADIO (1985):

- massa corporal: medida com o indivíduo trajando calção;
- estatura: medida a distância vertical entre o chão e o topo do crânio, com a cabeça orientada de maneira que o plano da visão esteja paralelo ao chão;
- comprimento do membro inferior: medida a distância vertical entre o chão e o grande trocanter;
- comprimento da perna: medida a distância vertical entre o maléolo e o côndilo da tíbia.

Para a realização destas medidas foram utilizados os seguintes instrumentos: balança mecânica, estadiômetro e antropômetro de Martin.

Os resultados das medidas antropométricas serão apresentados posteriormente e têm a função de orientar a discussão dos parâmetros temporais.

A partir destas medidas antropométricas pode-se relacionar, por exemplo, o comprimento do segmento inferior com o ângulo máximo de joelho durante a subida e descida em escadas (SHINNO, 1971), ou ainda a capacidade de deslocamento nos degraus em função

da relação comprimento da perna e altura do degrau. Os degraus utilizados neste estudo podem ser considerados pouco confortáveis para as crianças participantes deste estudo, segundo o critério estabelecido por WARREN (1984) de uma altura relativa de degrau de $\frac{1}{4}$ para escadas consideradas ótimas e este fato deve, provavelmente, levar a adaptações importantes no padrão do andar para o cumprimento da tarefa locomotora subindo e descendo os degraus.

3.7 Arranjo experimental para uma complexa análise do movimento humano

A FIGURA 6 apresenta o ambiente de coleta de dados, incluindo os procedimentos metodológicos da dinamometria, eletromiografia e o bloco de escadas usado neste estudo. As dimensões do bloco de escadas serão apresentadas na descrição do protocolo experimental. As características dos procedimentos dinamométrico e eletromiográfico empregados neste estudo já foram descritas anteriormente.

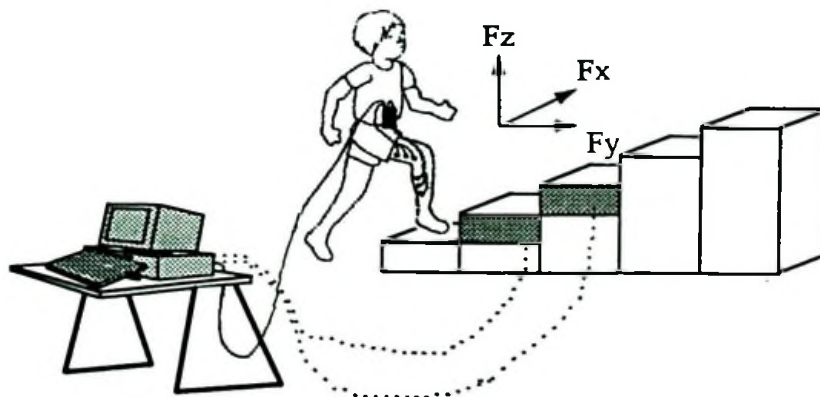


FIGURA 6- Representação do ambiente experimental com o eletromiógrafo, o bloco de escadas e a orientação espacial para as componentes da força reação do solo.

A seguir, tem-se a representação esquemática dos diferentes procedimentos metodológicos empregados neste estudo (FIGURA 7), destacando-se a importância de suas inter-dependências para o desenvolvimento de uma complexa análise e, portanto, para o estudo da complexa estrutura do movimento humano.

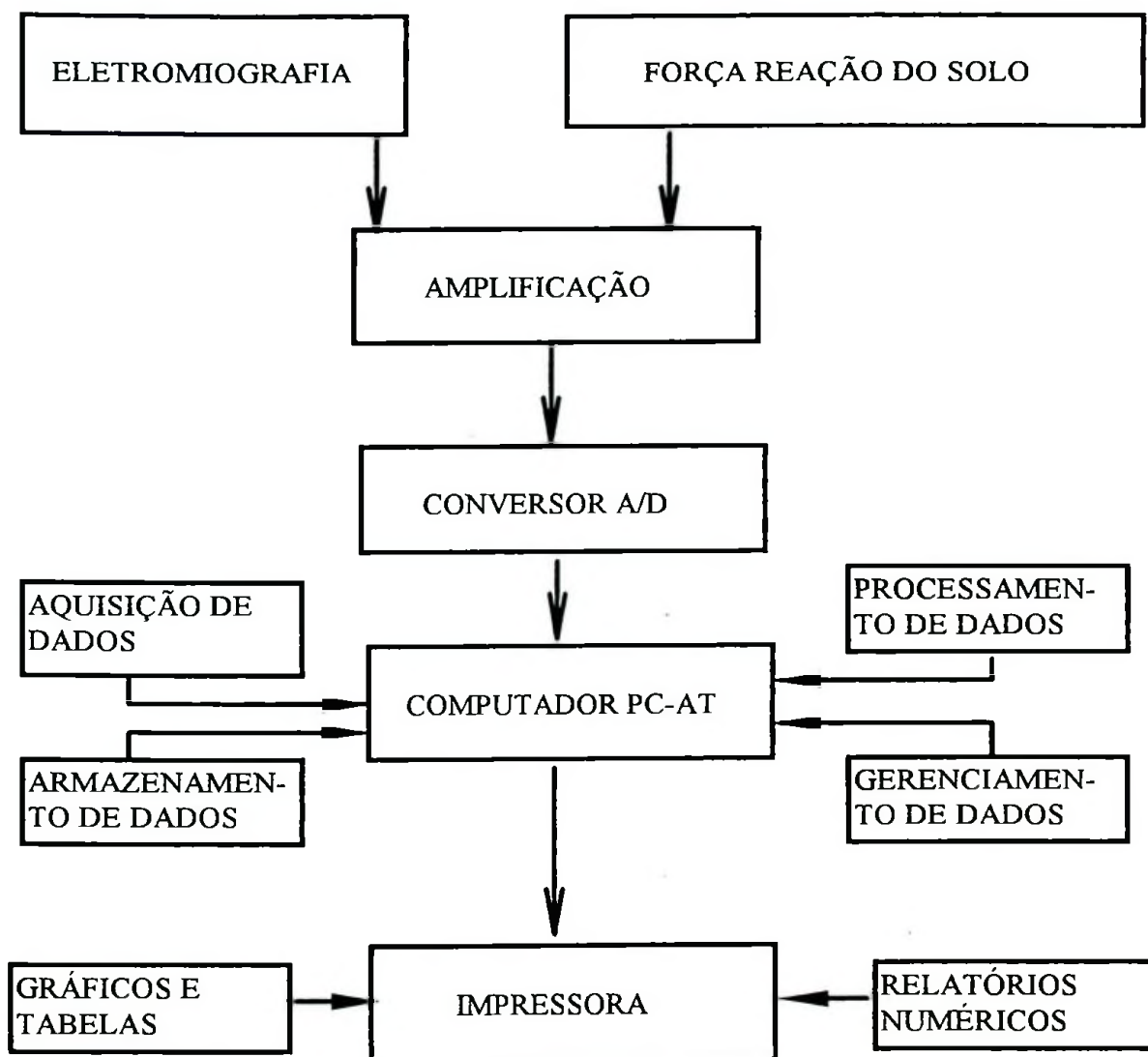


FIGURA 7- Diagrama de blocos da situação experimental.

Os dados experimentais foram coletados por um computador PC-AT 386 SX, equipado com um conversor A/D de 10 bits de resolução, numa frequência de aquisição de dados de 100 Hz. O software utilizado foi o AQDADOS versão 3.0 (Lynx Eletrônica Ltda), que realizou as funções de aquisição, gerenciamento e controle do experimento, análise e tratamento dos dados.

3.8 Protocolo e amostra experimental

Apesar do presente estudo envolver crianças, empregou-se as especificações recomendadas por SHINNO (1971) referentes às dimensões das escadas, pois as escadas construídas para adultos são as mais freqüentemente encontradas por crianças no cotidiano.

Para o andar no plano e o subir e descer escadas, cada sujeito realizou cinco tentativas em velocidade auto-selecionada, onde foram tomados os tempos gastos para a realização de cada execução, a fim de se obter uma estimativa das velocidades médias de deslocamento horizontal.

Em anexo (ANEXO II), protocolo da coleta de dados para os registros da força reação do solo e controle do experimento.

Este estudo analisou comparativamente os padrões do andar no plano e subindo e descendo escadas em seis crianças do sexo masculino com idade média de sete anos e meio. Todos participaram voluntariamente e com o prévio consentimento dos pais.

O andar no plano foi realizado sobre uma passarela de 5 m de comprimento e o subir e descer escadas sobre um bloco de madeira especialmente construído para efeito deste estudo (FIGURA 8).

O bloco de escadas foi construído procurando-se estabelecer uma altura de degraus que, respeitadas as dimensões fixas das plataformas de força, correspondesse aos 30° - 35° de inclinação ideal (SHINNO, 1971) para a escada. Assim, a altura dos degraus foi de 21,5 cm e o ângulo de inclinação da diagonal do bloco de escadas foi de 30° .

Uma variável relacionada às dimensões da escada que já estava fixa *a priori* para o presente estudo corresponde às suas medidas horizontais, ou seja, à amplitude de passo (no sentido do movimento, ou seja, no eixo ântero-posterior) e à largura do degrau (transversal ao sentido do movimento, ou seja, no eixo médio-lateral), que estão dependentes das dimensões das plataformas de força. Estas medidas foram de 40 cm e 50 cm respectivamente.

A FIGURA 8 apresenta o bloco de escadas empregado neste estudo com suas dimensões.

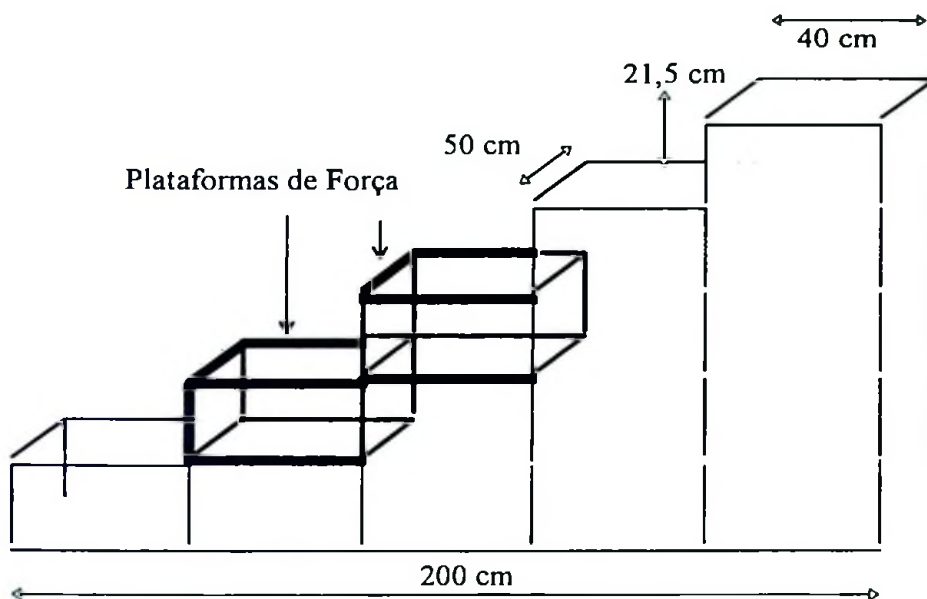


FIGURA 8- Dimensões da escada com medidas de degraus.

Para efeito de análise, foram levados em conta apenas os instantes em que o indivíduo passava sobre as plataformas de força, que correspondiam ao segundo e terceiro degraus da escada, a fim de se evitar influências da fase de transição do andar no plano para o subir escada sobre as variáveis aqui estudadas.

3.9 Controle de erro e redução de dados

A cientificidade de uma medida empírica depende da determinação do erro presente no procedimento de mensuração de uma determinada grandeza. Estes erros podem resultar de fontes sistemáticas não controláveis como, por exemplo, da imprecisão do procedimento de conversão dos dados, ou de erros eventuais devidos a leituras incorretas de escalas, oscilações da eletricidade local, entre outras fontes. Entretanto, a complexidade do sistema motor biológico gera flutuações na resposta que são características importantes do fenômeno estudado e que não podem ser consideradas ruídos. Esta variabilidade inerente à resposta motora será discutida posteriormente.

Dessa forma, é fundamental que sejam tomados cuidados metodológicos para minimizar os erros sistemáticos e eventuais, garantindo, assim, a fidedignidade dos resultados. Para a plataforma de força foi realizada uma calibração estática que fornece informações sobre o erro sistemático de sua medida e cujo valor já foi descrito anteriormente. Com o uso da filtragem sobre os dados brutos pode-se reduzir os erros aleatórios na dinamometria e na eletromiografia.

Os dados brutos obtidos através das plataformas de força e da eletromiografia também podem ser analisados, principalmente em se tratando de um estudo de natureza qualitativa. No entanto, a filtragem destes sinais permite uma interpretação mais objetiva, de forma a eliminar amplitudes e frequências indesejadas, ou seja, ruídos que não representem o fenômeno observado.

Existem muitas técnicas para se reduzir o conteúdo de ruído de sinais biológicos. As mais comumente encontradas em Biomecânica são os filtros digitais Butterworth, descritos por WINTER (1991) e as funções Spline, descritas por WOLTRING (1985), que representam procedimentos de suavização de curvas. Na filtragem, é preciso que se conheça o conteúdo de frequência do sinal para que se possa distinguir entre o sinal e o ruído. O que ocorre em geral, porém, é o fato de se não conhecer *a priori* os valores do sinal real. Já na suavização, assume-se que a forma geral da curva seja a correta e os desvios de pico sejam os ruídos. Novamente, é difícil saber se os picos são realmente ruídos ou parte importante do sinal que precisa ser preservada.

Este estudo pretende empregar técnicas numéricas que mais se ajustem à natureza do sinal adquirido para a redução de ruídos, sempre buscando a eliminação de informações que não pertençam ao sinal biológico medido através dos diferentes procedimentos metodológicos aqui envolvidos. Uma vez que a locomoção pode ser caracterizada como um fenômeno periódico ou cíclico, os padrões das respostas analógicas podem ser expressos em séries finitas de Fourier para facilitar o armazenamento, recrutamento e a análise de dados.

Análises do conteúdo harmônico da locomoção humana demonstram que cinco ou seis oscilações harmônicas são suficientes para representarem o movimento em toda a sua complexidade e que componentes harmônicos insignificantes estão presentes acima destas frequências. Portanto pretende-se utilizar neste estudo filtros digitais do tipo passa-baixo com

freqüência de corte de 5 Hz, uma vez que estes têm sido freqüentemente empregados em Biomecânica para se eliminar os ruídos de alta freqüência (CAPPOZZO *et al.*, 1976; PEZZACK *et al.*, 1977).

Os dados obtidos por este estudo foram comparados entre as tarefas de locomoção, andar no plano, subindo e descendo escadas. Uma análise estatística paramétrica foi realizada empregando-se as seguintes medidas:

a) medida de tendência central: média aritmética (\bar{X}):

$$\bar{X} = \frac{\sum x_i}{n}, \text{ onde } \sum x_i \text{ é a soma de todos os escores, } n \text{ é o número de escores;}$$

b) medidas de variabilidade: desvio padrão (S) e coeficiente de variabilidade (CV):

$$S = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{X})^2}{n - 1}}, \text{ onde } x \text{ é cada escore medido;}$$

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|}, \text{ onde: } N = \text{número de intervalos durante a passada;}$$

X_i = magnitude da variável no instante i ; S_i = desvio padrão de x_i ;

c) medidas de comparação entre médias: análise de variância simples, a fim de que os três grupos de médias fossem comparados, consideradas para cada tarefa locomotora (andar no plano, subir e descer). Para a localização das diferenças observadas entre os parâmetros das três tarefas locomotoras, foi realizado um teste *post-hoc* de Duncan, após a obtenção da razão F.

O nível de significância estatística foi fixado para $p \leq 0,05$.

3.10 Sobre a variabilidade do movimento humano

Operacionalmente, variabilidade de um certo parâmetro é apenas a distribuição das medidas obtidas em função da porcentagem da média. Esta variabilidade operacional pode ser identificada estatisticamente e, dentro de certos limites, ser interpretada como flutuações

inerentes ao movimento humano e não como um ruído da resposta ou um problema a ser eliminado.

BERNSTEIN (1967) afirma que existe uma série de soluções coordenativas para um determinado problema motor graças ao caráter redundante do sistema motor humano que permite flexibilidade e adaptabilidade da resposta. Conseqüentemente, é impossível que um indivíduo gere padrões de movimento idênticos em tentativas sucessivas para uma mesma tarefa. Esta abordagem tem recebido atenção especial na pesquisa em Biomecânica e considera o ruído como parte integrante de um sistema dinâmico.

Este estudo enfoca a variabilidade intra-sujeito existente na execução de soluções para um mesmo objetivo, a locomoção, envolvido em uma variedade de contextos ambientais, no plano, subindo e descendo escadas.

O coeficiente de variabilidade média (CV) no período do apoio é uma medida da variabilidade de cada parâmetro estudado entre as tentativas de um mesmo sujeito e, dessa forma, um indicador da flexibilidade geral do sistema. É calculado segundo WINTER (1991) como a raiz quadrada do desvio-padrão em cada intervalo de tempo dividida pela magnitude média do parâmetro selecionado, como já descrito anteriormente. Neste estudo, o CV representa uma medida da variabilidade entre as diferentes tentativas para cada tarefa locomotora e é empregado sobre os conjuntos de médias da componente vertical da força reação do solo e da atividade eletromiográfica.

Os valores de coeficiente de variabilidade, entretanto, não revelam se a variabilidade é devida a perturbações biológicas aleatórias ou se estas possuem uma correlação funcional com o padrão motor observado. No entanto, estes fornecem indicadores da variabilidade intra-sujeitos para um determinado parâmetro estudado.

Este procedimento de cálculo do coeficiente de variabilidade para a determinação da variabilidade intra-sujeitos é descrito por WINTER (1991) para medidas realizadas em intervalos de minutos e dias, bem como para a análise da variabilidade inter-sujeitos, representando grupos com diferentes cadências.

3.11 Limitações do estudo

As limitações deste estudo referem-se principalmente ao emprego simultâneo de vários procedimentos de medição. A avaliação da precisão destes procedimentos seguiu critérios que, segundo BAUMANN (1989) foram assim estabelecidos:

a) o procedimento de medição deve ser econômico sob o ponto de vista material, pessoal e financeiro. Sob o ponto de vista material e financeiro, os procedimentos de medição utilizaram-se de instrumental já existente no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, sendo que não houve gastos com aquisição de novos equipamentos. Em relação ao pessoal envolvido, todas as coletas de dados foram realizadas com o apoio de técnicos e alunos de iniciação científica vinculados ao Laboratório de Biomecânica, todos com experiência prévia na participação em experimentos dessa natureza;

b) o erro geral do sistema de medição deve estar abaixo das diferenças desejadas entre as medidas. Nesse sentido, calibrações foram realizadas nas plataformas de força a fim de se minimizar variações nas medidas devidas a problemas de escalas e outros erros sistemáticos de função do aparelho. A aquisição dos sinais eletromiográficos foi mais crítica em relação aos erros, sendo que padronizações foram consideradas na preparação da pele, colocação do eletrodo, bem como na própria análise do sinal. No entanto, os eletrodos transmitem sinais de grandes áreas musculares, resultando em interferências da ativação de músculos vizinhos na mensuração da atividade do músculo de interesse e esse fato é de difícil controle experimental devido ao tipo de eletrodo utilizado;

c) deve haver um grau aceitável de efeito retroativo do processo de medição sobre o objeto a ser medido. O emprego simultâneo dos procedimentos dinamométrico e eletromiográfico, principalmente pela conexão do sujeito ao computador devido aos cabos do eletromiógrafo, provavelmente geraram alterações no comportamento observado, caracterizando algum tipo de efeito retroativo sobre as grandezas mensuradas.

Além das limitações relativas à precisão do instrumental empregado, o grande volume de dados a serem processados restringe o número de sujeitos a serem testados, sendo que os resultados, apesar de representarem perfis gerais dos parâmetros avaliados, precisam ser considerados com cautela sempre que se pretender fazer qualquer generalização.

ANÁLISE E DISCUSSÃO DE RESULTADOS

O estudo biomecânico da locomoção humana, como já destacado, pode ser desenvolvido em função de diversos parâmetros que vão caracterizar cada padrão. Forças de reação do solo e eventos temporais são em geral mensurados quando parte da análise se faz de dados adquiridos em plataformas de força reação do solo, enquanto que perfis da atividade elétrica de músculos envolvidos nas diferentes fases do movimento são estudados a partir de dados da eletromiografia. Diante da grande variedade de parâmetros possíveis de serem analisados na locomoção humana, por exemplo, HERZOG *et al.* (1989) relatam 34 parâmetros diferentes derivados apenas das forças de reação do solo e WINTER (1983) comenta que pelo menos 70 variáveis cinemáticas e 18 cinéticas podem ser estudadas, torna-se fundamental a seleção de parâmetros que deve ser feita a propósito de uma análise biomecânica significativa que combine um conjunto de variáveis em função dos interesses de cada estudo. Investigações clínicas, por exemplo, concentram-se em mensurações de parâmetros visualmente observáveis da estrutura do movimento, como cadência, ângulos articulares, ou seja na descrição de como o padrão de movimento se manifesta, enquanto que aqueles interessados em informações sobre a eficiência e o controle dos movimentos analisam momentos, potência e energia, parâmetros que mais se aproximam das causas do padrão observado.

Portanto, é preciso que se interprete os resultados obtidos de uma análise biomecânica a partir do conhecimento de quais parâmetros refletem as possíveis causas do padrão em questão e quais apenas descrevem-no.

Neste estudo foram obtidas medidas simultâneas de parâmetros eletromiográficos e dinamométricos da força reação do solo, que, quando analisados em associação, refletem efeitos integrados selecionados obtidos pela mensuração da força reação do solo, aproximando-se, porém, de suas causas através dos dados eletromiográficos. Dessa forma, são relatados a seguir os resultados obtidos para características temporais das passadas, parâmetros selecionados da força reação do solo e padrões de atividade elétrica dos principais músculos locomotores.

A redundância característica do sistema motor torna possível a realização de um mesmo padrão cinemático através de diferentes combinações de atividade muscular, fato que

faz deste um sistema altamente flexível e adaptável. Uma vez que o interesse deste estudo recai sobre as adaptações no padrão locomotor em função de condições ambientais distintas e não na determinação de diferenças entre o grupo de sujeitos, são comparados os resultados entre as três tarefas locomotoras, quais sejam, o andar no plano, subindo e descendo escadas, destacando-se as variações intra-sujeitos.

A seguir, são apresentados os resultados, primeiro, quanto às modificações quantitativas nos parâmetros selecionados do padrão do andar no plano necessárias ao cumprimento do andar submetido a diferentes condições ambientais, subir e descer escadas e, segundo, quanto às modificações qualitativas ou ajustes na resposta global do andar que possam refletir reestruturações das estratégias coordenativas.

4.1 Parâmetros temporais

Parâmetros temporais estão entre os descritores do andar mais comumente mensurados. Alterações nos fatores temporais básicos para o andar no plano tem sido descritas em função de manipulações na velocidade de deslocamento ou diferenças na estatura dos sujeitos (GRIEVE & GEAR, 1966; STATHAM & MURRAY, 1971).

A TABELA 1 apresenta os resultados obtidos para as medidas antropométricas dos sujeitos participantes e pretende orientar a discussão dos parâmetros temporais, apesar de não ser objetivo deste estudo a investigação das interdependências destes fatores com as variáveis biomecânicas selecionadas.

Todas as medidas de um mesmo indivíduo foram feitas em um mesmo dia e tomadas dos lados direito e esquerdo do corpo, sendo empregado o valor médio para efeito de cálculo da relação altura do degrau e comprimento do membro inferior, ou seja, do parâmetro chamado de altura relativa do degrau (ARD).

O parâmetro da altura relativa do degrau indica que as dimensões da escada empregada eram desconfortáveis aos sujeitos, o que é de interesse para este estudo, uma vez que estas dimensões resultam em adaptações necessárias no padrão do andar para o cumprimento da função locomotora.

TABELA 1- Medidas antropométricas dos sujeitos do sexo masculino participantes deste estudo, (N=6).

Parâmetro Sujeitos	Massa (kg)	Estatura (cm)	Comp. Mem. Inf.(cm)	Comp. Perna (cm)	ARD
S1	22,8	117	58,5	23	0,37
S2	32	134	69,5	26,5	0,31
S3	28	149	76	28,5	0,28
S4	23,6	124	57	26	0,38
S5	36,9	135	68	31,3	0,32
S6	24,9	131	61	31,2	0,35
\bar{X}	28,0	131,7	65	27,8	0,34
S	5,5	10,9	7,4	3,2	0,04

As fases do movimento de andar foram consideradas e relacionadas às características dos parâmetros avaliados, a fim de facilitar interpretações e discussões dos resultados. As fases de balanço e apoio do andar subindo e descendo escadas foram subdivididas em função de diferentes objetivos de progressão segundo MCFADYEN & WINTER (1988).

Em cada tentativa foram analisados dois apoios sucessivos, correspondendo às passagens do sujeito pelas duas plataformas de força. Para o subir, esta passagem correspondeu ao segundo e terceiro degraus do bloco de escadas, enquanto que na descida ao movimento do terceiro para o segundo degrau, conforme FIGURA 8. A existência de um degrau antes do início dos registros nas plataformas de força para o subir tem a finalidade de evitar alterações nos parâmetros de interesse devidas às transições do movimento do andar no plano para o subir, como descritas por ANDRIACCHI *et al.* (1980) e MCFADYEN & WINTER (1988).

A velocidade de execução das tentativas para as três formas de locomoção foi auto-selecionada e os resultados obtidos estão apresentados a seguir na TABELA 2. Para o andar no plano, foi registrado o tempo gasto para a realização de um percurso de cinco metros e para o subir e descer escadas, o percurso foi de 3,27 m, que correspondeu a um metro de

distância entre o sujeito e o início do bloco de escadas, acrescido de 2,27 m de comprimento da diagonal da escada, conforme ilustra a FIGURA 8.

TABELA 2- Resultados médios e de desvios-padrão para a velocidade de deslocamento nas condições de andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

		Velocidade de Deslocamento (m/s)					
Sujeitos Padrão	S1	S2	S3	S4	S5	S6	
Plano	1,24 ** (0,01)	1,26 (0,01)	1,37 * (0,17)	1,39 * (0,1)	1,49 ** (0,07)	1,84 ** (0,12)	
Subir	0,95 (0,15)	1,17 (0,11)	1,1 # (0,09)	1,0 # (0,2)	0,98 # (0,17)	1,16 # (0,12)	
Descer	1,04 (0,09)	1,51 (0,41)	1,3 (0,08)	1,46 (0,2)	1,32 (0,04)	1,33 (0,26)	

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

A velocidade de execução do andar é dada em valores absolutos (m/s), pois interessam apenas as comparações intra-sujeitos. A velocidade de deslocamento é, em geral, influenciada pela estatura devido à sua relação com o comprimento do passo, porém, esta relação sistemática entre estatura e velocidade de deslocamento não parece ser tão acentuada para velocidades livres, como é o caso para velocidades mais altas (MURRAY *et al.*, 1966).

Uma vez que o comprimento máximo do passo foi fixo para as condições do andar na escada e as diferenças nas estaturas dos sujeitos participantes não são consideradas nesta abordagem intra-sujeitos, é provável que diferenças observadas nos parâmetros temporais entre as três condições de um mesmo sujeito sejam conseqüências da restrição imposta à locomoção através da fixação do comprimento máximo de passo, que, por sua vez, reflete-se no resultado para a velocidade auto-selecionada e não necessariamente pela escolha de um valor diferente para a velocidade. Durante o subir e descer escadas, a fixação de um parâmetro descritivo do andar como o comprimento máximo de passo, induz os sujeitos a adaptações no padrão para o cumprimento satisfatório das tarefas de sustentação e equilíbrio do corpo e

execução das passadas, dificultando a interpretação deste padrão a partir da relação entre velocidade auto-selecionada e custo energético mínimo (HOLT *et al.*, 1991; MINETTI & SAIBENE, 1992).

Observou-se uma tendência para velocidades maiores durante o andar no plano em comparação às duas outras condições, provavelmente devido à familiaridade dos sujeitos com a tarefa, comparando-a com as condições fixadas pelas dimensões dos degraus para o subir e descer que exigiram maiores deslocamentos horizontais para cada passo.

Para o subir, as velocidades de progressão foram consistentemente menores entre as três condições. O maior tempo necessário para transportar a perna de balanço dois degraus acima e, ainda, a dificuldade de recuperação da energia cinética durante a progressão vertical contrária à ação da gravidade podem ser causas desta característica. Por outro lado, a velocidade de progressão para o descer apresentou-se menor que a do andar no plano para os sujeitos S1, S5 e S6, sendo que para S3 a diferença não foi estatisticamente significativa. Comparativamente ao subir, o andar descendo escadas foi mais rápido para S3, S4, S5 e S6 apesar dos valores maiores para S1, S2 não serem estatisticamente significativos.

A influência da estatura sobre os parâmetros temporais como velocidade de deslocamento, duração das fases de apoio e balanço e do ciclo total, evidenciadas para estudos do andar no plano (GRIEVE & GEAR, 1966; STATHAN & MURRAY, 1971; VAN DER WALT & WYNDHAM, 1973) são reduzidas no presente estudo durante o andar subindo e descendo escadas, devido à abordagem intra-sujeitos.

Na FIGURA 9 tem-se uma representação do comportamento da velocidade média de progressão de um sujeito selecionado (S6) como resultado de cinco tentativas para as três tarefas de movimento.

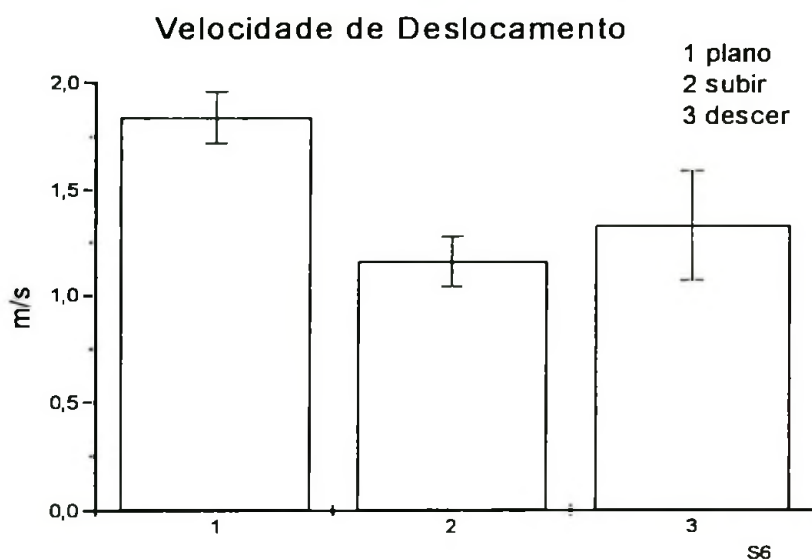


FIGURA 9- Representação da velocidade média de deslocamento nas três condições: andar no plano (1), subir (2) e descer escadas (3) para S6.

A FIGURA 9, acima, representa o comportamento da velocidade média de progressão observado para o sujeito S6. A velocidade média no plano foi de 1,84 m/s que é maior do que os valores encontrados para adultos andando em velocidade auto-selecionada (ou livre) no clássico estudo de MURRAY *et al.* (1966). Comparando-a com as velocidades do subir ($1,16 \pm 0,12$ m/s) e descer ($1,33 \pm 0,26$ m/s), a velocidade do andar no plano foi significativamente maior, enquanto o descer foi significativamente mais rápido do que o subir.

A TABELA 3 e a TABELA 4 apresentam os resultados dos valores médios e de desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio simples, conforme definição representada na FIGURA 5, nas cinco tentativas para cada sujeito e cada tarefa de movimento. Os limites temporais para a determinação dos demais parâmetros temporais também estão representados na FIGURA 5.

TABELA 3- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio simples durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Tempo de Apoio Simples (ms)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	532 (13,0)	530 *+ (28,8)	580 (46,4)	610 * (23,7)	508,3 * (27,9)	476,7 + (30,1)
SUBIR	770 (201,9)	630 (47,9)	785 (140,1)	742,5 # (65,5)	806 # (138,7)	616 # (86,7)
DESCER	727,5 (139,8)	646 (28,8)	604 (135,4)	560 (29,4)	600 (30)	798 (170,2)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Consideradas em valores absolutos (ms), as durações das fases de apoio simples foram significativamente maiores para o subir escadas em S4, S5 e S6 do que para as condições no plano e descendo, apesar de valores também maiores, porém não significativos, encontrados para os sujeitos S1 e S3.

Quando a duração da fase de apoio simples foi considerada em valores relativos (TABELA 4), estes não foram diferentes entre as três condições, mantendo-se em valores da ordem dos 82%. Valores muito pequenos para o plano em S5 ($79,6 \pm 2,4\%$) e para o descer em S6 ($69,2 \pm 7,7\%$) são responsáveis pelas diferenças estatisticamente significativas encontradas para a duração relativa do apoio simples para estes sujeitos. O valor em torno de 80% para a duração relativa do apoio simples já foi descrito por WINTER (1983) como uma provável invariância do padrão do andar e também como um fator de grande instabilidade ao movimento global e dificuldade de controle, sendo responsável pelo longo tempo necessário para a maturação do padrão do andar em crianças, considerado por este autor como o maior desafio a ser vencido no domínio motor na primeira infância.

TABELA 4- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio simples durante o andar no plano, subir e descer escadas. (N=5).

	Tempo de Apoio Simples					
	(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	84,7 (1,4)	82,8 (4,3)	84,1 (1,5)	82,9 (2,3)	79,6 *+ (2,4)	82,2 + (1,7)
SUBIR	82,3 (1,7)	82,2 (2,2)	80,8 (1,2)	82,9 (1)	84,7 (1,8)	81,7 # (0,6)
DESCER	84,2 (6,1)	83,7 (1,4)	84,7 (3,4)	82,8 (2,2)	84,6 (2,1)	69,2 (7,7)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

A seguir, tem-se uma representação da variação em ms e em porcentagem do parâmetro temporal da duração do apoio simples em função dos diferentes padrões do andar para um mesmo sujeito selecionado do grupo (S4).

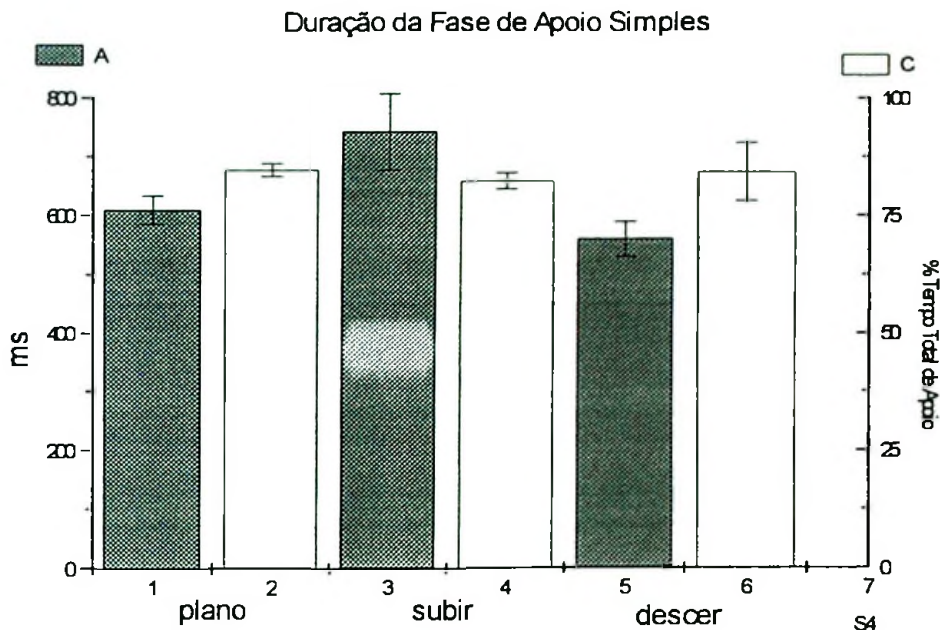


FIGURA 10- Representação gráfica do comportamento da duração da fase de apoio simples em ms e em % para o andar no plano, subir e descer escadas para S4.

O sujeito acima (S4) apresentou valores estatisticamente maiores para a duração do apoio simples em termos absolutos durante o subir ($742,5 \pm 65,5$ ms) do que os do andar no plano ($610 \pm 23,7$ ms) e descendo escadas ($560 \pm 29,4$ ms). Entretanto, considerados em termos relativos, estes valores não são estatisticamente diferentes entre as três condições.

Quanto ao parâmetro da duração da fase de apoio duplo, a TABELA 5 e a TABELA 6 apresentam os valores obtidos em termos absolutos (ms) e em porcentagem da duração total do apoio, respectivamente.

TABELA 5- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio duplo durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Tempo de Apoio Duplo (ms)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	96 (8,9)	108,3 (19,4)	110 * (14,1)	126,7 (21,6)	130 (22,8)	103,3 + (13,7)
SUBIR	165 (36,9)	136 (24,1)	187 (46,5)	147,5 (18,9)	144 # (18,2)	138 # (17,9)
DESCER	155 (96,8)	126 (16,7)	150 (52,9)	117,5 (23,6)	110 (20)	224 (79,2)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Em relação à duração da fase de apoio duplo, quando considerada em termos absolutos, os valores tenderam a ser menores para o andar no plano do que para as condições subindo e descendo escadas, apesar de diferenças estatísticas só terem sido identificadas para S3 e S6. Maiores valores para o tempo de apoio duplo foram os encontrados para o subir escadas, com exceção de S6 que apresentou maiores valores para o descer.

Considerando-se a duração do apoio duplo em porcentagem da duração total do apoio, pode-se observar (TABELA 6) que não houve diferenças intra-sujeitos estatisticamente significativas para este parâmetro entre as três condições estudadas. Predominaram os valores da ordem dos 17%, sendo que um grande valor para S5 durante o andar no plano ($20,4 \pm 2,4\%$) e para S6 durante o descer ($30,8 \pm 7,8\%$) são responsáveis pelas diferenças significativas encontradas entre as tarefas locomotoras para estes sujeitos.

TABELA 6- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal do apoio duplo durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Tempo de Apoio Duplo					
	(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	15,3 (1,4)	17,2 (4,3)	15,9 (2,4)	17,1 (2,2)	20,4 *+ (2,4)	17,8 + (1,7)
SUBIR	17,8 (1,7)	17,4 (1,9)	16,2 (1,2)	17,1 (1)	15,3 (1,8)	18,3 # (0,6)
DESCER	15,9 (6,1)	16,3 (1,4)	15,6 (3,1)	17,3 (2,2)	15,4 (2,1)	30,8 (7,8)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Na FIGURA 11, a seguir, tem-se uma representação da variação em ms e porcentagem do parâmetro temporal da duração do apoio duplo em função dos diferentes padrões do andar para um mesmo sujeito selecionado do grupo (S4).

Observa-se tendências nos resultados do sujeito S4 (FIGURA 11) para valores absolutos maiores do apoio duplo durante o subir ($147,5 \pm 18,9\text{ms}$), comparativamente ao andar no plano ($126,7 \pm 21,6\text{ms}$) e ao descer ($117,5 \pm 23,6\text{ms}$). Por outro lado, os valores relativos mantiveram-se em torno dos 17% ($17,1 \pm 2,2\%$ para o andar no plano, $17,1 \pm 1\%$ para o subir e $17,3 \pm 2,2\%$ para o descer).

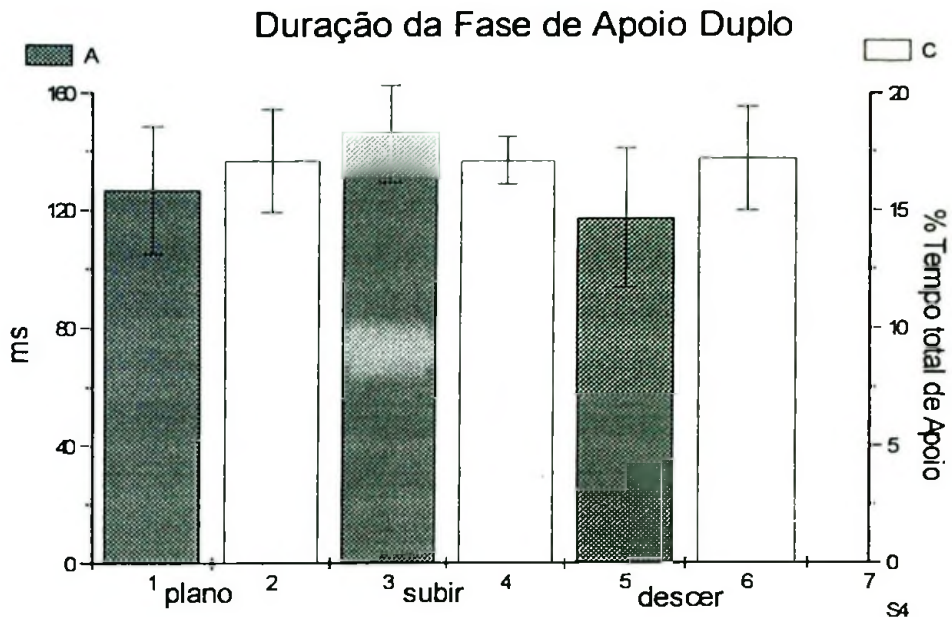


FIGURA 11- Representação gráfica do comportamento da duração da fase de apoio duplo em ms e em % para o andar no plano, subir e descer escadas para S4.

Estudos envolvendo populações de idosos (AMADIO & SERRÃO, 1992; ELBLE *et al.*, 1991; KANEKO *et al.*, 1991) têm empregado este parâmetro como um indicador de maiores demandas de estabilidade e segurança durante o padrão do andar, resultante de adaptações à diminuição das funções sensitivas e motoras em idosos. Estes estudos têm mostrado que a duração da fase de apoio duplo tende a aumentar com o envelhecimento. Assim, o aumento da duração absoluta do apoio duplo durante o subir para este estudo deve estar relacionado às dificuldades de manutenção da estabilidade, principalmente no eixo médio-lateral, durante o lento movimento de subida dos degraus. Entretanto, se analisados em termos de durações relativas os valores para as três tarefas não foram significativamente diferentes.

Em relação à duração da fase de balanço, ou oscilação da perna livre, a TABELA 7 apresenta os resultados obtidos em termos absolutos (ms), enquanto que na TABELA 8 tem-se os valores relativos em termos da duração do ciclo total do andar.

TABELA 7- Valores absolutos (ms) médios e desvios-padrão para o parâmetro do tempo de balanço durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Tempo de Balanço (ms)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	396 + (23,3)	382,8 *+ (18,1)	396 * + (29,5)	396 * (23,3)	396 *+ (29,5)	336,6 * + (14,7)
SUBIR	468,6 (88,5)	422,4 # (27,6)	495 (40,4)	495 # (61,7)	495 (40,4)	508,2 (59,9)
DESCER	547,8 (50)	462 (23,3)	508,2 (75,9)	396 (23,3)	520 (63,2)	481,8 (50)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Para a duração da fase de balanço, os valores absolutos em milissegundos para o andar no plano apresentaram-se consistentemente menores do que o subir e descer. É provável que o aumento do comprimento de passo imposto pela condição das escadas e o maior trabalho do centro de gravidade durante a subida tenham sido responsáveis por valores aumentados de tempo de balanço para o subir e o descer, comparados ao andar no plano, já que resultavam necessariamente em maiores deslocamentos horizontais para o membro inferior livre, dois degraus acima e abaixo, gerando maiores durações da fase de balanço em termos absolutos de ms. As fases de balanço no subir e descer escadas, quando comparadas à do andar no plano, exigem maior trabalho de aceleração para cima e frenagem da perna livre a fim de exercerem uma ação contra a gravidade. Sendo assim, o conceito tradicional de fase de balanço, fundamentado na noção do movimento pendular com pouca participação muscular, não pode ser aplicado ao entendimento desta fase para o subir e descer escadas.

O tempo de balanço em ms foi significativamente maior durante o subir para S4 ($495 \pm 61,7\text{ms}$) em relação ao descer ($396 \pm 23,3\text{ms}$), enquanto S2 apresentou valores para o subir significativamente menores ($422,4 \pm 27,6\text{ms}$) do que os do descer ($462 \pm 23,3\text{ms}$).

Sujeitos com menores comprimentos de membros inferiores realizam a descida em velocidades maiores, para um mesmo bloco de escadas, devido à relação deste comprimento com a altura dos degraus (LIVINGSTON *et al.*, 1991), o que pode ter efeitos sobre as durações absolutas da fase de balanço aumentando-as, porém, sem interferir em suas durações relativas em termos da duração total do ciclo do andar. A TABELA 8, a seguir, mostra que os valores percentuais para a fase de balanço não foram estatisticamente diferentes intra-sujeitos para as três tarefas locomotoras. Como já demonstraram MURRAY *et al.* (1966), a consistência na duração da fase de balanço ocorre, mesmo em velocidade de deslocamento aumentada, pois a extremidade livre, que precisa se deslocar por uma maior distância, percorre este espaço, porém, em um menor tempo para garantir uma maior velocidade, mantendo, dessa forma, valores relativos em torno dos 39 % para a velocidade auto-selecionada.

TABELA 8- Valores relativos (%) médios e desvios-padrão para o parâmetro do tempo de balanço durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=6).

	Tempo de Balanço					
	(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	38,8 (1,9)	36,8 (1,3)	39,8 *+ (1,9)	35,2 (0,8)	36 (1,6)	37,2 (1,9)
SUBIR	33,8 (1,1)	35,6 (1,7)	34,2 (1,9)	35,8 (1,9)	35,6 (1,8)	40,6 (4,2)
DESCER	37,4 (4,5)	37,4 (1,7)	35,4 (2,7)	37 (1,4)	39,6 (1,5)	35,8 (5,7)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Observa-se através da TABELA 8 que não há diferenças estatisticamente significativas para a duração percentual da fase de balanço entre a três condições para um

mesmo sujeito, com exceção de S3 que apresentou valores muito maiores para o andar no plano ($39,8 \pm 1,9\%$) do que para o subir ($34,2 \pm 1,9\%$) e o descer ($35,4 \pm 2,7\%$).

A FIGURA 12, a seguir, representa a variação em ms e porcentagem do parâmetro temporal da duração da fase de balanço em função dos diferentes padrões do andar para um mesmo sujeito selecionado do grupo (S4).

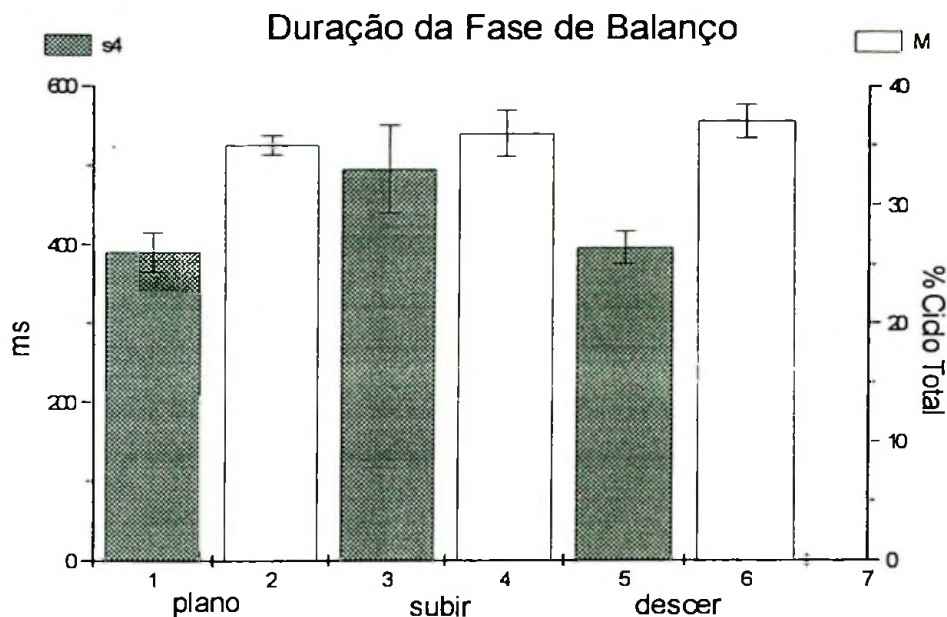


FIGURA 12- Representação gráfica dos valores médios e de desvios-padrão para o comportamento em ms e % para a fase de balanço no andar no plano, subir e descer escadas para S4.

Para S4 (FIGURA 12), o tempo de balanço em ms foi significativamente menor durante o andar no plano ($396 \pm 23,3\text{ms}$) do que o subir e maior durante o subir ($495 \pm 61,7\text{ms}$) em relação ao descer ($396 \pm 23,3\text{ms}$). Em termos relativos, entretanto, para o mesmo sujeito, não houve diferenças significativas entre os valores para o plano ($35,2 \pm 0,8\%$), o subir ($35,8 \pm 1,9\%$) e o descer ($37 \pm 1,4\%$), aproximando-se estes resultados dos 39% de MURRAY *et al.* (1966), já mencionado.

Quanto ao parâmetro da relação balanço/apoio, a TABELA 9 apresenta os resultados obtidos para os seis sujeitos nas três condições estudadas, andar no plano, subindo e descendo escadas.

TABELA 9- Valores médios e desvios-padrão para o parâmetro temporal da relação balanço/apoio durante o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Relação Balanço/Apoio					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	0,78 (0,06)	0,67 (0,07)	0,68 (0,05)	0,66 + (0,02)	0,70 + (0,05)	0,70 (0,02)
SUBIR	0,62 # (0,08)	0,66 (0,04)	0,64 (0,06)	0,69 (0,07)	0,67 # (0,05)	0,77 (0,04)
DESCER	0,91 (0,06)	0,72 (0,04)	0,70 (0,09)	0,72 (0,04)	0,85 (0,09)	0,71 (0,22)

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$

+ plano \neq descer para $p \leq 0,05$

subir \neq descer para $p \leq 0,05$

Para o parâmetro da relação balanço/apoio não foram observadas diferenças significativas entre as três tarefas locomotoras, sendo que para o descer houve uma tendência para valores maiores do que as condições no plano e subindo, provavelmente devido a maiores valores absolutos para a fase de balanço, observados para o padrão do andar em escadas. Assim, observa-se uma tendência à manutenção de valores próximos dos 0,70 para os sujeitos que não apresentaram diferenças estatisticamente significativas para este parâmetro. Entretanto, pode-se notar que S1, S4 e S5 apresentaram valores maiores para o descer ($0,91 \pm 0,06$, $0,72 \pm 0,04$ e $0,85 \pm 0,09$, respectivamente) o que resultou em diferenças significativas em relação ao andar subindo ($0,62 \pm 0,08$) para S1, no plano para S4 ($0,66 \pm 0,02$) e em relação ao plano ($0,70 \pm 0,05$) e ao subir ($0,67 \pm 0,05$) para S5.

A FIGURA 13, a seguir, representa a variação do parâmetro temporal da relação balanço/apoio em função dos diferentes padrões do andar para um mesmo sujeito selecionado do grupo (S4). O valor para a condição do andar no plano ($0,66 \pm 0,02$) é significativamente menor que o valor para o descer ($0,72 \pm 0,04$), enquanto o subir e o descer não são diferentes para o nível de significância fixado.

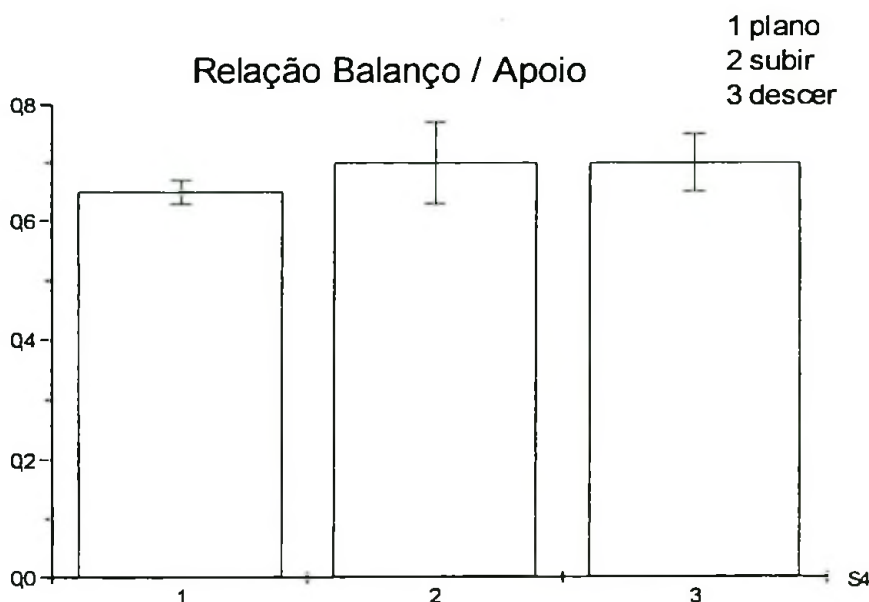


FIGURA 13- Representação gráfica do comportamento médio e desvios-padrão para a relação balanço / apoio no andar no plano (1), subir (2) e descer escadas (3).

Pode-se, então, notar que quando os parâmetros temporais selecionados por este estudo eram considerados em valores absolutos, havia diferenças entre as três tarefas do andar. Porém, quando estes eram avaliados em termos relativos, indicando as contribuições percentuais de cada parâmetro no ciclo total do andar, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. Assim, a consideração dos parâmetros temporais relativos é de fundamental importância, uma vez que estes permanecem invariáveis independentemente das condições ambientais impostas ao sujeito, pelo menos daquelas presentes neste estudo. Este

fato leva à interpretação de que a manutenção destes parâmetros em termos do controle de sua invariância deva ser pré-requisito para um padrão coordenativo apropriado para o andar em diferentes condições e, inclusive, como uma garantia do objetivo de progressão na locomoção.

Assim como os padrões cinemáticos globais, a exemplo dos padrões de variação angular articulares (WINTER, 1983) e cinéticos globais, como o momento de suporte (WINTER, 1980), os parâmetros temporais relativos também podem ser considerados fatores invariantes do padrão coordenativo do andar. Tais considerações reforçam a noção da existência de uma grande estabilidade ao nível macroscópico da resposta motora, ou seja, nos padrões cinemáticos e cinéticos globais, bem como nos parâmetros temporais relativos e que estes são fundamentais para a estabilidade e regularidade do movimento e garantia de sua função biológica, independentemente de manipulações nas condições sob as quais o padrão básico é executado.

4.2. Parâmetros dinâmicos selecionados da força reação do solo

Antes da descrição quantitativa dos resultados, também é importante examinar exemplos de tipos de dados que foram coletados. Para tanto, são apresentadas curvas representativas dos perfis médios da componente vertical da força reação do solo, selecionada para este estudo. Valores médios e de desvios-padrão foram feitos para fins de representação gráfica, sendo que as análises foram feitas a partir de tentativas individuais. Tipicamente, a componente vertical no andar apresenta dois picos máximos, um no primeiro e outro no último terço do intervalo de apoio. Este padrão é mantido em condições de subir e descer escadas, como ilustra a FIGURA 14.

A componente vertical melhor representa a ação do corpo contra a gravidade e, considerando-se as tarefas locomotoras deste estudo, são de maior significância na identificação de padrões gerais para a locomoção em escadas.

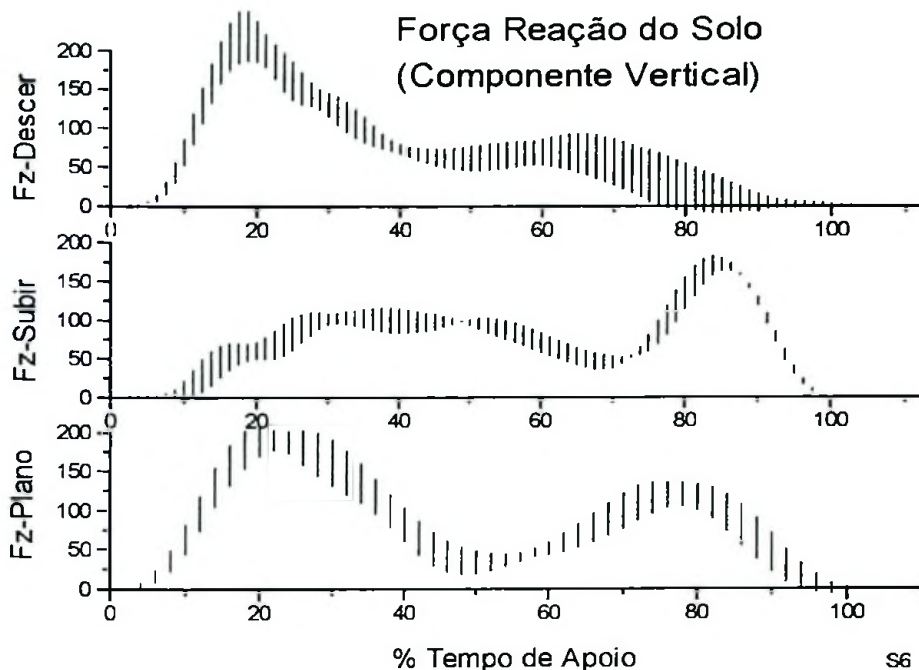


FIGURA 14- Representação do comportamento da componente vertical da força reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito; Fz em % do peso corporal.

Os parâmetros da força reação do solo selecionados para este estudo estão representados na FIGURA 2.

O gráfico a seguir apresenta a curva típica para o andar no plano para o sujeito S3 (FIGURA 15). Estão representadas a curva média e de desvios-padrão para as cinco tentativas executadas. O coeficiente de variação (CV) é um indicador da variabilidade presente entre as tentativas.

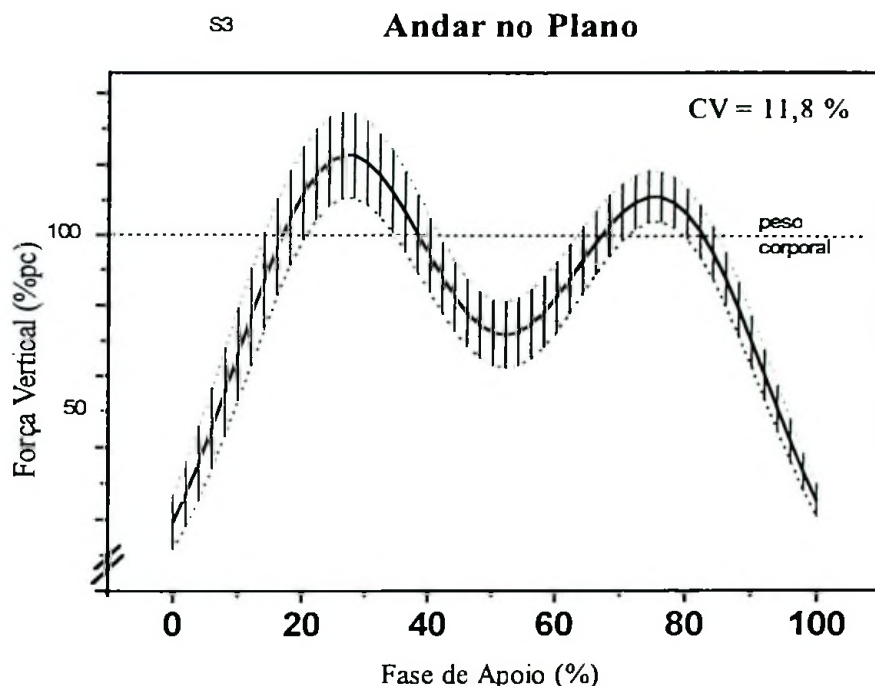


FIGURA 15- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (F_z) da força reação do solo para o sujeito S3 durante o andar no plano, (N=5).

Os dois picos máximos para o andar no plano correspondem à fase de acomodação do peso, quando a velocidade vertical para baixo do centro de gravidade do corpo está sendo frenada e à fase da propulsão do corpo e aceleração para cima do CG com o propósito de incrementar sua velocidade no sentido contrário à gravidade.

O andar no plano caracteriza-se por deslocamentos do CG predominantemente no eixo horizontal, apesar do caráter senoidal desta trajetória evidenciar um movimento também no eixo vertical. Já no andar subindo e descendo escadas, os movimentos do CG no eixo vertical são tão significativos quanto os no eixo horizontal, o que gera diferentes demandas sobre o sistema motor devidas à ação da gravidade. A resposta da força vertical de reação do solo, entretanto, mantém os dois picos máximos e os padrões apresentados neste estudo correspondem aos descritos na literatura, tanto para o andar no plano, (CHAO, 1986;

CHAO *et al.*, 1983; WINTER, 1991), quanto para o andar em escadas (MCFADYEN & WINTER, 1988).

Como medida da variabilidade total dos perfis médios para as cinco tentativas de cada sujeito em cada tarefa locomotora, foi utilizado o coeficiente de variabilidade (CV), calculado segundo WINTER (1991) e que representa os desvios-padrão ao longo do período de apoio como porcentagem da curva média. A seguir, a TABELA 10 apresenta os resultados obtidos para os coeficientes de variabilidade em relação à força vertical de reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas.

TABELA 10- Coeficientes de variabilidade da força vertical de reação do solo para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Coeficiente de Variabilidade					
	(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	10,3	8,9	11,8	8,2	9,8	11,8
SUBIR	18	9,5	11,1	12,5	10,4	14,7
DESCER	16	8,3	17,2	13,9	9,5	18,9

A amplitude dos resultados do CV para a força vertical de reação do solo na condição do plano para os sujeitos participantes varia entre 8,2 e 11,8%. WINTER (1991) relata valores de CV entre nove tentativas em torno dos 10% para a cadência natural e 15% para cadência lenta. Para o subir escadas, MCFADYEN & WINTER (1988) relatam coeficientes de variabilidade de 14,1% e de 10,2% para o descer. Entre os participantes deste estudo os coeficientes de variabilidade para o subir e descer escadas apresentaram-se com grandes amplitudes de variação, sendo a variação entre 9,5 e 18% para o subir e entre 8,3 e 18,9% para o descer. A tendência para maiores variabilidades durante a subida e a descida pode

ser devida às menores velocidades de deslocamentos para a locomoção em escadas, o que reflete provavelmente o emprego de estratégias diversas para o cumprimento de cada tentativa, na busca de padrões que melhor respondam às diferentes condições ambientais.

No subir escadas, a resposta dinâmica da força reação do solo apresenta-se com o seguinte perfil (FIGURA 16):

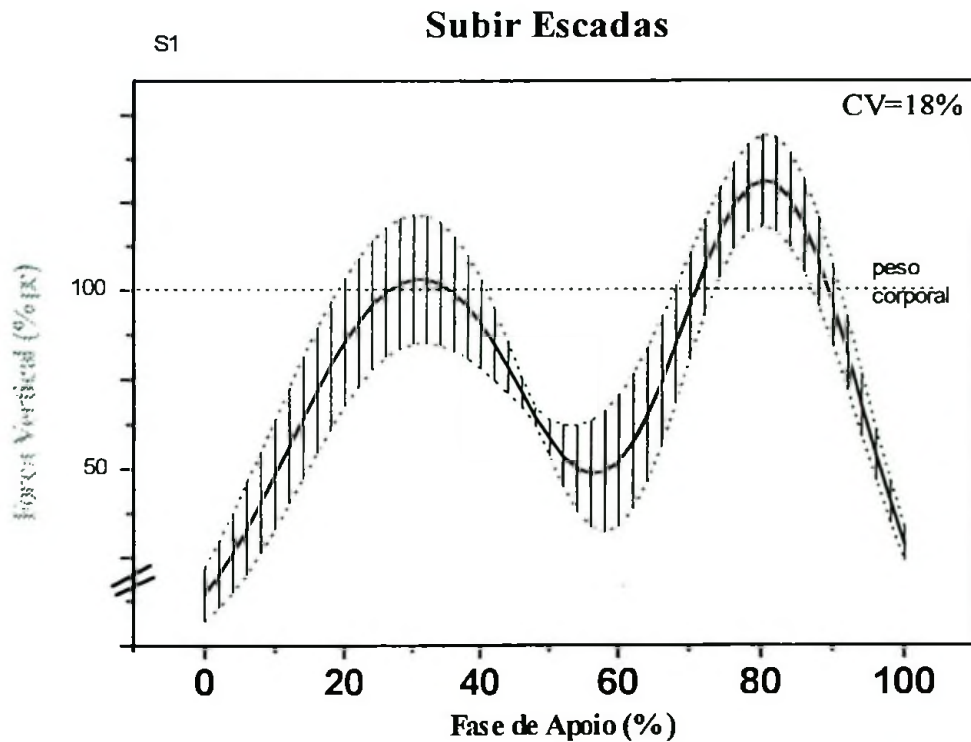


FIGURA 16- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (Fz) da força reação do solo para o sujeito S1 durante o andar subindo escadas, (N=5).

O andar subindo escadas caracteriza-se por perfis predominantemente positivos de potência muscular nas articulações do membro inferior (MCFADYEN & WINTER, 1988), determinando um trabalho concêntrico da musculatura que gera energia durante a quase totalidade da fase de apoio.

A acomodação do peso durante a subida acontece no primeiro terço da fase de apoio, enquanto o membro contra-lateral está transferindo o peso para o membro ipsilateral. Nesta fase, a posição inferior do CG em relação à base de apoio resulta em menores picos passivos da força reação do solo ($F_z \text{ max } 1$, TABELA 11) e menores taxas de crescimento de F_z ($F_z \text{ max } 1/\Delta t$, TABELA 14), indicando que não há impactos significativamente grandes, em relação ao peso corporal, durante esta fase do movimento da subida devido ao crescimento lento e gradual da força passiva, principalmente em se comparando-a com a mesma fase durante o andar no plano e descendo escadas. Destaca-se, porém, que a força reação do solo não é medida direta de sobrecarga, mas apenas um indicador de níveis de solicitação mecânica externa.

No terço seguinte do apoio, todo o peso do corpo já está sobre o membro ipsilateral que tem suas articulações em flexão, gerando, conseqüentemente, uma condição de instabilidade para a continuidade da translação do corpo. Esta fase, chamada de fase de propulsão, tem a função de posicionar o CG do sujeito de maneira ideal para a geração de forças propulsivas sobre a superfície de apoio. Esta fase pode ser caracterizada pelo parâmetro da redução da força passiva (ΔF_z , TABELA 13), uma vez que ocorre uma redução do valor do primeiro pico até um mínimo antes de novo crescimento em direção ao segundo pico máximo devida ao balanço do membro inferior livre (AMADIO & SERRÃO, 1992), cuja inércia favorece a transferência do ponto de aplicação da força reação do solo da região posterior para a anterior do pé, preparando o segmento para a geração de forças para a progressão adiante.

Durante a fase da progressão, ao final do apoio, o membro de apoio precisa elevar o membro contra-lateral dois degraus acima, o que requer participação ativa da musculatura. Dessa forma, um pico ativo ($F_z \text{ max } 2$, TABELA 11) aumentado deve ser essencial para a progressão, principalmente considerando-se a altura relativa dos degraus empregados no presente estudo.

Durante o descer escadas, a curva da força vertical apresenta o seguinte perfil (FIGURA 17):

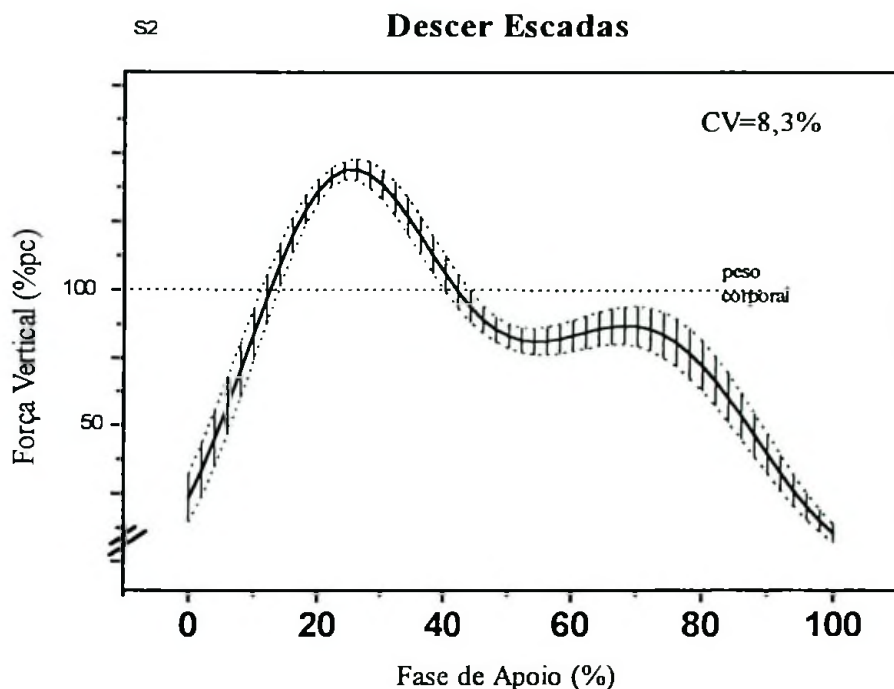


FIGURA 17- Representação do comportamento médio e dos desvios-padrão da componente vertical (F_z) da força reação do solo do sujeito S2 durante o andar descendo escadas, (N=5).

A fase de acomodação do peso também ocorre durante o primeiro terço da duração do apoio. MCFADYEN & WINTER (1988) observaram padrões negativos de potência muscular no tornozelo, joelho e quadril durante esta fase, descrevendo-a como sendo dominada pela absorção de energia principalmente no tornozelo e joelho. Nesta fase, pode-se observar picos passivos aumentados para a componente vertical da força reação do solo (F_z max 1, TABELA 11), além de maiores valores para a taxa de crescimento de F_z (F_z max 1/ Δt_1 , TABELA 14), ambos indicando níveis significativos de sobrecarga em relação ao peso corporal. Tal fato sugere que o controle da estabilidade do membro de suporte no movimento descendente deva ser uma tarefa crítica para os mecanismos de controle, devido à grande força, em relação ao peso corporal, gerada pela ação da gravidade e ao rápido crescimento da força passiva.

A fase de progressão corresponde ao segundo terço do apoio e nela o corpo começa a se mover lentamente para a frente e para baixo. Também pode ser caracterizada pelo

parâmetro da redução da força passiva, já que é nesta fase que a força vertical atinge seu valor mínimo antes de iniciar novo crescimento em direção ao segundo pico máximo.

O último terço do apoio corresponde à fase da descida controlada. No início desta fase, ocorre a transferência de peso para o membro inferior contra-lateral, que já se moveu para o degrau inferior e há a geração de energia para a continuidade do movimento descendente. MCFADYEN & WINTER (1988) relatam uma fase positiva de potência ao final da descida controlada, porém a continuidade do movimento para o próximo degrau é facilitada pela ação da gravidade, evidente nos pequenos valores de pico ativo da componente vertical da força reação do solo (F_z max 2, TABELA 12).

A seguir, tem-se a apresentação dos resultados obtidos para a avaliação das grandezas selecionadas da força vertical de reação do solo para as três tarefas locomotoras (TABELAS 11, 12, 13, 14 e 15), incluindo uma representação de suas variações para um sujeito selecionado do grupo.

A TABELA 11, abaixo, apresenta os resultados para os valores médios e desvios-padrão para o parâmetro dinâmico F_z max 1 (pico passivo) durante o andar no plano, subir e descer escadas.

TABELA 11- Valores médios e de desvios-padrão para F_z max 1 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Fz max 1 (% peso corporal)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	139,8 *+ (7,5)	132,4 *+ (5,9)	128,6 (22,8)	131,2 *+ (9,8)	124,7 *+ (8,4)	189,1 *+ (19,7)
SUBIR	93,3 # (5,6)	104,4 # (9,1)	114,7 # (6,3)	111,8 # (7)	100,6 # (8,9)	116,2 # (7,4)
DESCER	178 (22,6)	178,6 (18,8)	152,1 (14,7)	179,4 (9,9)	187,9 (13,9)	227,6 (10,9)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Os valores para $Fz_{max 1}$ durante o descer foram consistentemente maiores do que para o andar no plano e o subir, inclusive com diferenças estatisticamente significativas, com exceção de S3, que não apresentou diferenças significativas entre o plano ($128,6 \pm 22,8\%$) e o descer ($152,1 \pm 14,7\%$). Estes valores aumentados de $Fz_{max 1}$ para o descer indicam que as condições experimentais impostas por este estudo geraram adaptações na grandeza dinâmica da força vertical de reação do solo, indicando, ainda, que a fase da acomodação do peso é a mais crítica para o sistema de controle durante o andar descendo escadas. Valores consistentemente menores para $Fz_{max 1}$ foram os encontrados para a condição do subir, provavelmente devidos à desvantagem mecânica do posicionamento inferior do CG em relação à superfície de apoio para o desempenho da função da acomodação do peso.

Na FIGURA 18, a seguir, tem-se valores para $Fz_{max 1}$ significativamente maiores para o descer ($179,4 \pm 9,9\%$), comparando-o com os valores do subir ($111,8 \pm 7\%$) e do andar no plano ($131,2 \pm 9,8\%$). Para o descer, GLITSCH *et al.* (1993) relatam valores em torno de 170% do peso corporal para pacientes usando bandagem patelar, enquanto MCFADYEN & WINTER (1988) observaram valores para este parâmetro próximos a duas vezes o peso corporal em indivíduos normais. A condição do andar no plano também apresenta valores estatisticamente maiores do que a do subir escadas.

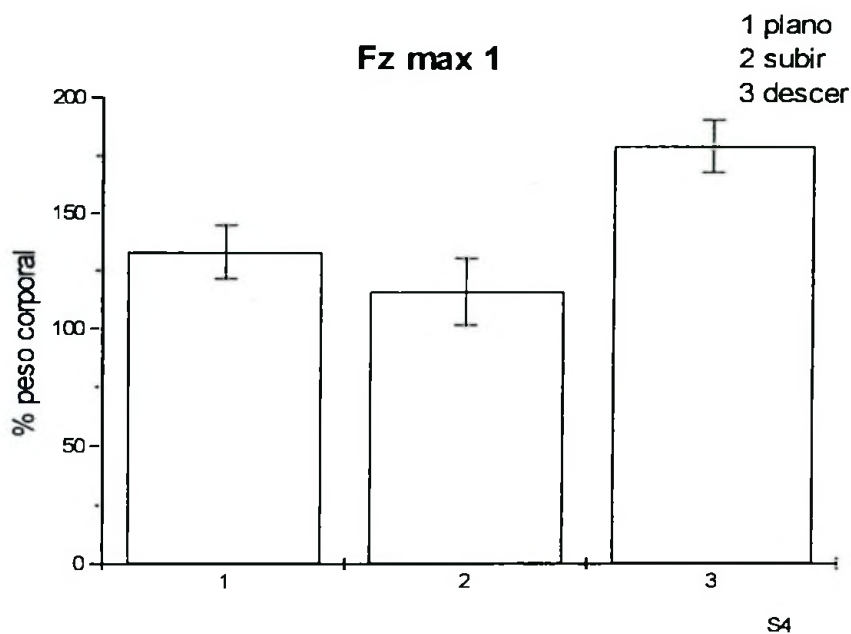


FIGURA 18- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico Fz max 1 relativo ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito (S4), N=5.

Quanto ao parâmetro da força ativa (Fz max 2), a TABELA 12 mostra valores significativamente maiores para o andar subindo escadas comparativamente ao descer e ao andar no plano. Comparando-se a condição do andar no plano com o descer, os resultados para o primeiro apresentaram-se consistentemente maiores do que o segundo, indicando que o pico ativo para o descer não tem função progressiva, sendo, na maioria dos sujeitos aqui estudados, menor do que o peso corporal, com exceção de S1 que apresentou valores de Fz max 2 maiores para o descer ($101,1 \pm 5,6\%$) do que para o plano ($98 \pm 12,8\%$). MCFADYEN & WINTER (1988) também apresentam valores para o pico ativo na subida próximos a 150% do peso corporal, superiores ao descer, cujos valores para o pico ativo são inferiores ao peso corporal em adultos.

Valores aumentados de Fz max 2 para a condição subindo escadas provavelmente refletem a importância da musculatura do membro de suporte na geração de forças para a progressão acima e adiante e, ainda, caracterizam a fase da progressão como a

mais crítica para as estratégias de controle, uma vez que se inicia com as articulações do membro de suporte em flexão, ou seja, em condição de instabilidade, gerando forças acima do peso corporal.

TABELA 12- Valores médios e de desvios-padrão para Fz max 2 relativos ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	Fz max 2 (% peso corporal)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	98 * (12,8)	116,1 *+ (9,8)	116,9 (12,2)	126,1 + (5,9)	113,6 + (14,2)	124,3 *+ (11,9)
SUBIR	139,7 # (22,9)	150,9 # (13,8)	108,7 (7)	123,6 # (25,4)	144,3 # (24,1)	149,4 # (24,7)
DESCER	101,1 (5,6)	84,4 (8,5)	103,6 (11,3)	71,1 (6,9)	82,1 (6,4)	82,6 (12,9)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Na FIGURA 19, a seguir, tem-se a representação da variação do comportamento de Fz max 2 durante as três tarefas locomotoras para um sujeito selecionado do grupo (S6). Pode-se notar valores significativamente maiores para o subir ($149,4 \pm 24,7\%$) do que para o andar no plano ($124,3 \pm 11,9\%$) e para o descer ($82,6 \pm 12,9\%$), enquanto valores no plano foram significativamente maiores do que para o descer.

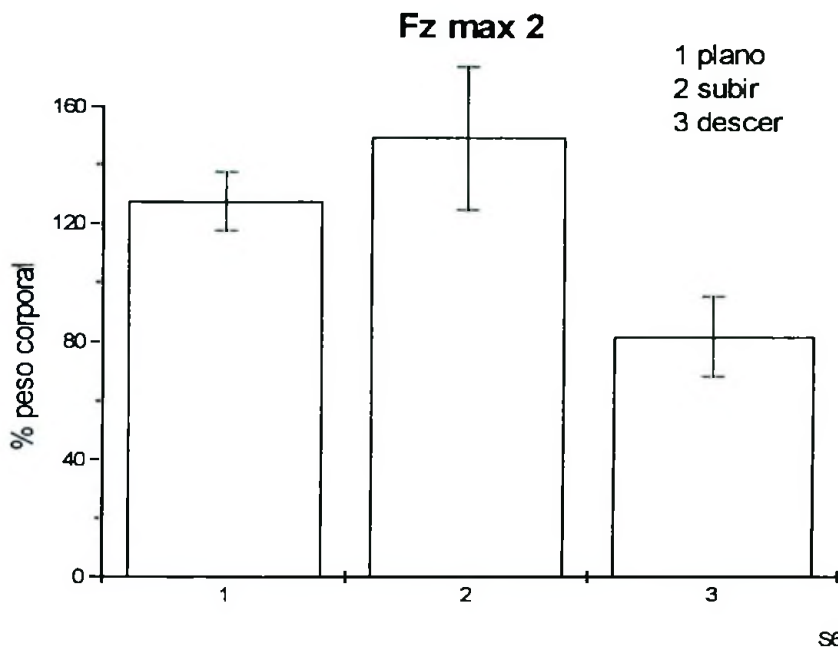


FIGURA 19- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico Fz max 2 relativo ao peso corporal para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S6), N=5.

Para o parâmetro dinâmico da redução da força passiva (ΔFz) observa-se uma tendência para valores maiores durante o descer escadas, apesar de valores estatisticamente significativos serem presentes em S6, comparando-se o descer com o subir. Esta tendência para valores aumentados de ΔFz provavelmente decorre dos valores aumentados para o pico passivo e, inclusive, da contribuição efetiva da inércia da perna livre no movimento descendente. Comparando-se ΔFz no plano e subindo escadas, apenas em S1, S3 e S6 os valores para o andar no plano foram significativamente maiores do que para o subir, enquanto em S2, S4 e S5 as diferenças não foram significativas. Menores deflexões para o subir podem estar relacionadas a limitações impostas ao balanço da perna livre devidas aos degraus do bloco de escadas, que representam obstáculos ao deslocamento do membro de balanço.

TABELA 13- Valores médios e de desvios-padrão para a redução da força passiva (ΔFz) para o andar no plano, subir e descer escadas, (N=5).

	ΔFz (%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	63,5 * (7,2)	52,9 (7,9)	58,2 * (13,6)	51,8 + (6,4)	47,9 + (9,9)	83,7 *+ (5,5)
SUBIR	41,1 (11,3)	50,2 # (12,7)	35,9 # (9,1)	43,9 # (9,8)	39,2 # (7,9)	54,3 # (5,2)
DESCER	56,8 (9,1)	64,4 (8,8)	62,2 (5,6)	63,3 (1,9)	72 (3)	74,4 (5,6)

* plano \neq subir para $p \leq 0,05$

+ plano \neq descer para $p \leq 0,05$

subir \neq descer para $p \leq 0,05$

NA FIGURA 20, a seguir, tem-se uma representação da variação de ΔFz para as três tarefas locomotoras de um sujeito selecionado (S4). Observa-se que o ΔFz no descer é significativamente maior ($63,3 \pm 1,9\%$) do que o subir ($43,9 \pm 9,8\%$) e o andar no plano ($51,8 \pm 6,4\%$). LOBO DA COSTA & AMADIO (1992) relatam valores da ordem de 53 % para crianças durante o andar no plano, correspondendo aos encontrados neste estudo, com exceção de S6, que apresentou valores muito aumentados no plano ($83,7 \pm 5,5\%$), enquanto MARINO & LEAVITT (1987) apresentam valores reduzidos, em torno de 30 %, para o andar no plano em idosos. Estas diferenças levam a uma interpretação do parâmetro da redução da força passiva como importante indicador da capacidade do indivíduo em responder adequadamente às demandas de equilíbrio e estabilidade do andar, garantindo uma adequada desaceleração da velocidade vertical do corpo no sentido descendente durante a fase inicial do apoio. Conseqüentemente, valores aumentados de ΔFz para o descer, evidenciados neste estudo, devem ser essenciais para a frenação da aceleração na descendente e importantes para uma descida controlada. Quanto à tendência para menores valores observados para o subir

comparativamente às outras duas condições, estes indicam baixas velocidades no início do apoio, uma vez que o membro de suporte deslocou-se dois degraus contra a ação da gravidade. AMADIO & SERRÃO (1992) sugerem ainda uma adequada variação angular do membro inferior livre como fundamental na redução do momento de inércia deste segmento para o movimento desejado, levando a maiores reduções da força passiva, influenciando, dessa forma, os valores de ΔFz . Apesar da variação angular não ter sido mensurada neste estudo, este fator provavelmente influencia os valores de ΔFz aqui observados.

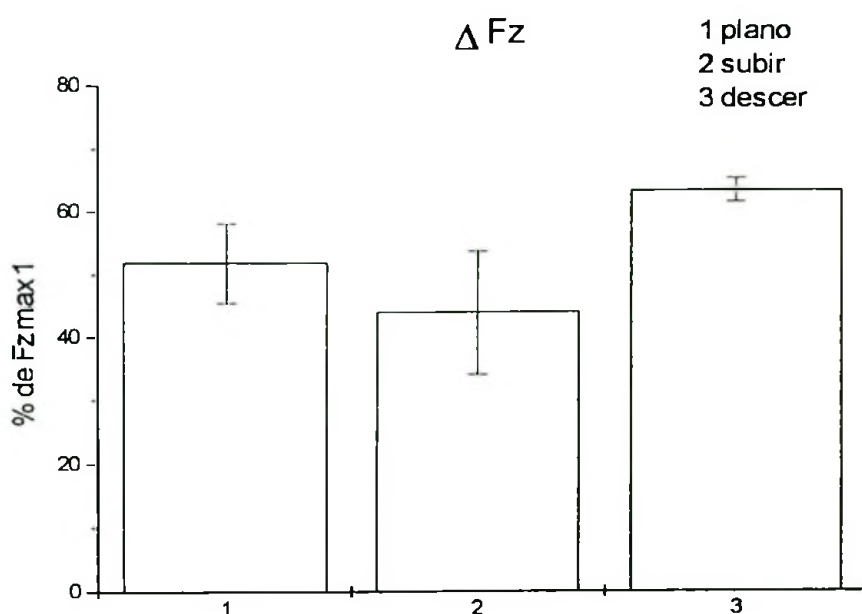


FIGURA 20- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico ΔFz para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.

O parâmetro dinâmico da taxa de crescimento da força passiva ($Fz_{max1} / \Delta t1$) é um índice que fornece a velocidade de crescimento da força vertical até o seu primeiro pico máximo e representa um importante indicador de níveis de sobrecarga passiva ao aparelho locomotor. A TABELA 14 apresenta os resultados obtidos para cada sujeito nas três tarefas locomotoras estudadas.

TABELA 14- Valores médios e de desvios-padrão para a taxa de crescimento da força passiva (Fz max l/ Δt1) para o andar no plano, subir e descer escadas. (N=5).

	Fz max l/ Δt1					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	0,25 *+ (0,02)	0,3 *+ (0,03)	0,22 *+ (0,07)	0,23 *+ (0,04)	0,33 *+ (0,07)	0,46 * (0,08)
SUBIR	0,12 # (0,04)	0,13 # (0,02)	0,13 # (0,04)	0,11 # (0,03)	0,16 # (0,04)	0,15 # (0,04)
DESCER	0,4 (0,04)	0,45 (0,09)	0,4 (0,06)	0,38 (0,05)	0,47 (0,07)	0,48 (0,09)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

Observa-se que os valores de Fz max l/ Δt1 foram consistentemente maiores para o descer entre as três tarefas analisadas, com intensidades variando em torno de 0,40. Estes valores aumentados para a descida sugerem que o aparelho locomotor dos sujeitos participantes deste estudo esteve submetido a consideráveis sobrecargas durante a tarefa de descer o bloco de escadas, gerando adaptações no padrão do andar, principalmente quanto à redistribuição temporal da força passiva. Por outro lado, a condição de subida apresentou os menores valores, devido ao lento crescimento e baixos valores para o primeiro pico de Fz, relativamente ao peso corporal.

Na FIGURA 21, a seguir, tem-se uma representação da variação do parâmetro da taxa de crescimento da força passiva nas três tarefas locomotoras para um sujeito selecionado do grupo. Para S4, Fz max l/Δt1 durante o descer ($0,38 \pm 0,05$) foi estatisticamente maior do que o durante o subir ($0,11 \pm 0,03$) e o andar no plano ($0,23 \pm 0,04$). O menor valor foi o encontrado para a condição da subida, sendo, inclusive, significativamente menor do que a condição do plano. Apenas para S6 os valores para o descer ($0,48 \pm 0,09$) e o plano ($0,46 \pm 0,08$) não diferiram estatisticamente. Maiores valores para a condição da descida

refletem a necessidade de mecanismos eficientes de controle da distribuição de forças no início do apoio, no sentido de proteger as estruturas passivas do aparelho locomotor envolvidas nesse mecanismo de absorção do choque mecânico.

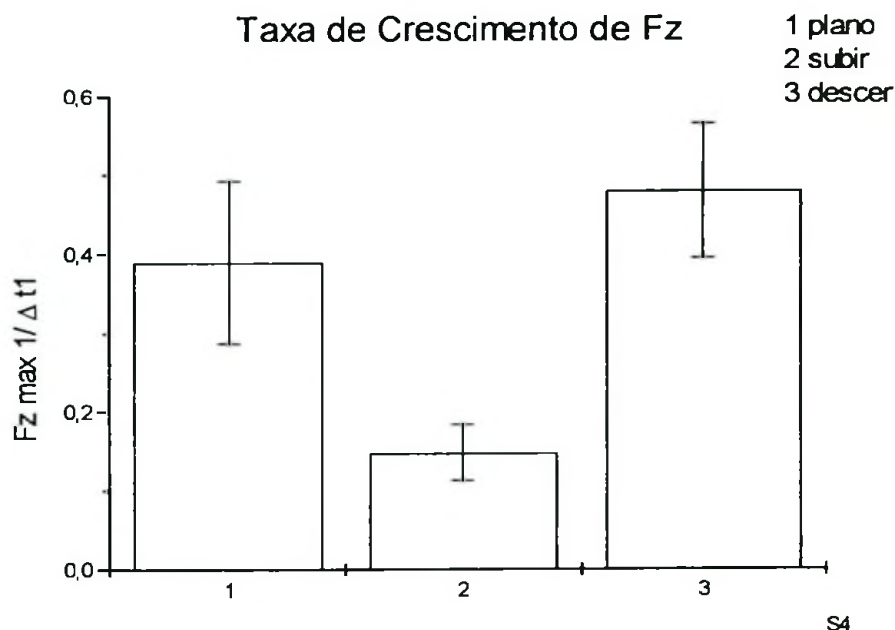


FIGURA 21- Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico da taxa de crescimento de Fz ($Fz \max 1/\Delta t1$) para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.

O parâmetro dinâmico do impulso vertical relativo pode ser empregado como um indicador dos níveis de troca de energia entre o sujeito e a superfície de contato, ou seja, de sua capacidade de sustentar o corpo no apoio (QUADE & GLITSCH, 1991). O impulso vertical relativo descreve quantas vezes o impulso vertical (integral no tempo da força vertical de reação do solo) é maior do que o produto da força peso pelo tempo de contato durante a fase de apoio de uma perna. Portanto, este representa um parâmetro biomecânico global com importante função na identificação das interdependências do sistema motor com o ambiente externo e de suas interações na produção do movimento observado.

A TABELA 15 apresenta os resultados obtidos para a grandeza do impulso vertical relativo nas três tarefas locomotoras e para os seis sujeitos participantes.

TABELA 15- Valores médios e de desvios-padrão para o impulso vertical relativo para o andar no plano, subir e descer escadas (N=5).

	Impulso Vertical Relativo					
	(%)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
PLANO	79 (2)	89 (15)	76 (8)	83 (8)	77 (4)	91 ** (4)
SUBIR	75 (2)	83 (7)	79 (2)	80 (8)	79 (2)	83 (6)
DESCER	80 (6)	82 (5)	82 (4)	81 (2)	80 (2)	77 (6)

* plano ≠ subir para $p \leq 0,05$

+ plano ≠ descer para $p \leq 0,05$

subir ≠ descer para $p \leq 0,05$

A FIGURA 22, a seguir, apresenta a variação do impulso vertical relativo durante a execução do andar no plano, subir e descer escadas para um sujeito selecionado. Pode-se observar que os valores para S4 não foram estatisticamente diferentes entre as três condições, com o valor do impulso vertical relativo para o andar de $83 \% \pm 8$, para o subir de $80 \% \pm 8$ e para o descer de $81 \% \pm 2$.

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as três tarefas, sendo que os valores mantiveram-se na ordem de 80 %.

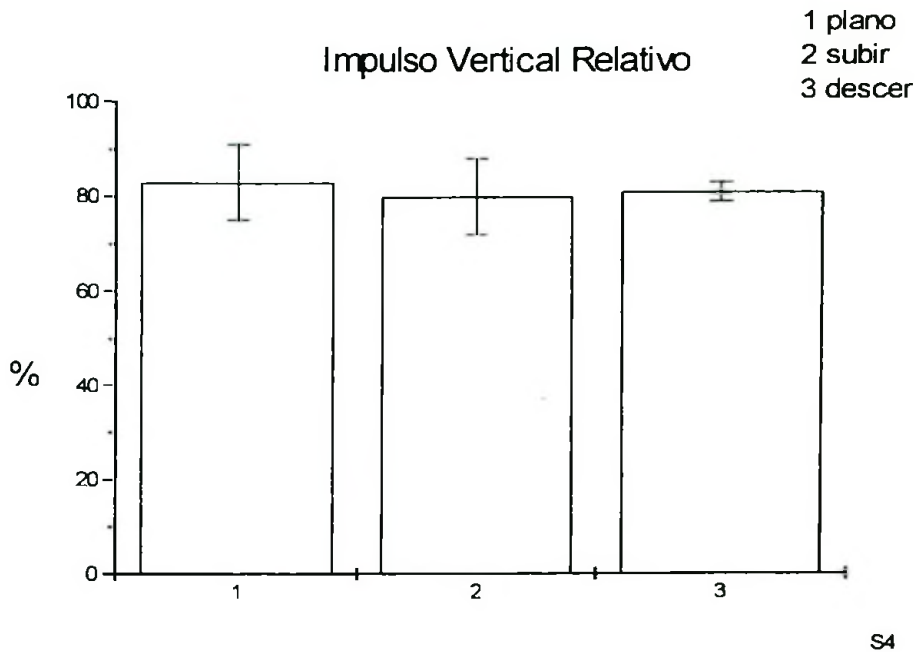


FIGURA 22 - Representação dos comportamentos médios e de desvios-padrão do parâmetro dinâmico do impulso vertical relativo para o andar no plano, subir e descer para um sujeito (S4), N=5.

GLITSCH *et al.* (1993) apresentam resultados 90 % para o impulso vertical relativo durante o descer escadas em pacientes usando bandagem patelar. A consistência destes valores de impulso vertical relativo entre as três tarefas locomotoras indica provavelmente mais um parâmetro descritor do padrão do andar como invariante e que precisa ser mantido dentro de certos limites para a garantia das funções locomotoras normais. Valores muito distintos destes sugerem distúrbios no padrão normal.

4.3 Parâmetros da atividade eletromiográfica

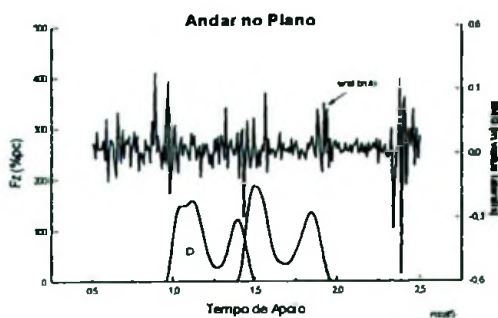
A análise dos padrões da atividade eletromiográfica permite acesso às sinergias musculares e é componente essencial para o estudo biomecânico da locomoção humana, assim, a investigação de sinergias musculares tem sido rotina nos relatos científicos, evidenciando-se, inclusive, uma grande variedade de protocolos experimentais, métodos empregados para a coleta do sinal eletromiográfico e para o seu processamento.

Idealmente dever-se-ia analisar todos os músculos do segmento inferior durante a locomoção. O total de 47 músculos torna difícil esta tarefa (TITTEL, 1976). Então, assume-se que os músculos selecionados neste estudo sejam representativos para a função locomotora dos membros inferiores. Portanto, a análise da atividade destes músculos baseou-se numa concepção anatômica dinâmica que parte do conceito de cintas musculares de TITTEL (1976) que considera inapropriada para o estudo do movimento corporal a noção de que um músculo exerça uma única função em relação à articulação correspondente. Segundo este autor, a compreensão da função muscular deve estar vinculada a um sistema de conexões entre grupos musculares que exercem uma mesma tarefa na execução de um dado movimento. Assim, o conceito de cintas anatômicas considera o carácter complexo das sinergias musculares.

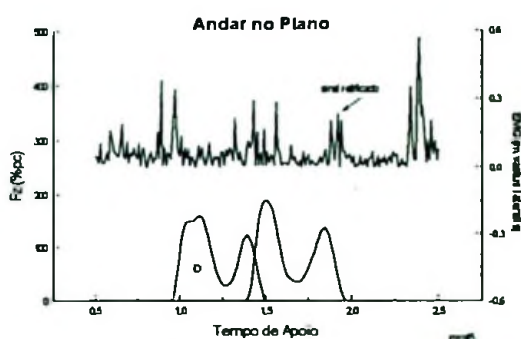
A representação da atividade eletromiográfica através de médias de envelopes lineares é considerada como a melhor técnica para padrões locomotores (SHIAMI *et al.*, 1986) e é a mais freqüentemente empregada. Consiste em representar perfis individuais ou padrões das diferentes tentativas de um sujeito através do mesmo número de pontos, ou seja, perfis normalizados na base de tempo, o que facilita a interpretação da eletromiografia e fornece uma estimativa do nível médio de ativação muscular e, assim, do componente fásico da resposta. Nesse sentido, os instantes de ocorrência dos eventos eletromiográficos são normalizados pela porcentagem da duração do tempo total de apoio para cada sujeito, que neste estudo correspondeu à passagem pelas duas plataformas de força, ou seja, dois apoios sucessivos, um do pé ipsilateral, que foi monitorado e outro do contralateral.

A obtenção de envelopes lineares a partir dos dados brutos da eletromiografia está representada na FIGURA 23, a seguir:

A) Dados brutos coletados a 100 Hz;



B) Retificação de onda completa do sinal bruto;



C) FFT com frequência de corte de 5 Hz e normalização na base de tempo por interpolação.

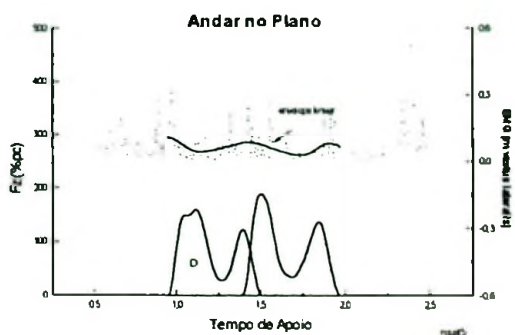


FIGURA 23- Representação da aquisição simultânea da componente vertical da força de reação do solo e da eletromiografia para o *m. vastus lateralis* e processamento dos dados brutos do EMG (A) para obtenção de envelopes lineares (C).

Neste estudo foram analisadas as atividades elétricas dos músculos de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* para as tarefas locomotoras do andar no plano, subir e descer escadas. O *m. tibialis anterior* não teve sua atividade registrada como pretendida devido a problemas no canal do eletromiógrafo.

São apresentados os perfis médios e desvios-padrão dos envelopes lineares para as cinco tentativas de um mesmo sujeito, obtendo-se, dessa forma, uma representação da variabilidade intra-sujeito da atividade de cada músculo nas três tarefas locomotoras estudadas.

A seguir, perfis da atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* para o andar no plano (FIGURA 24).

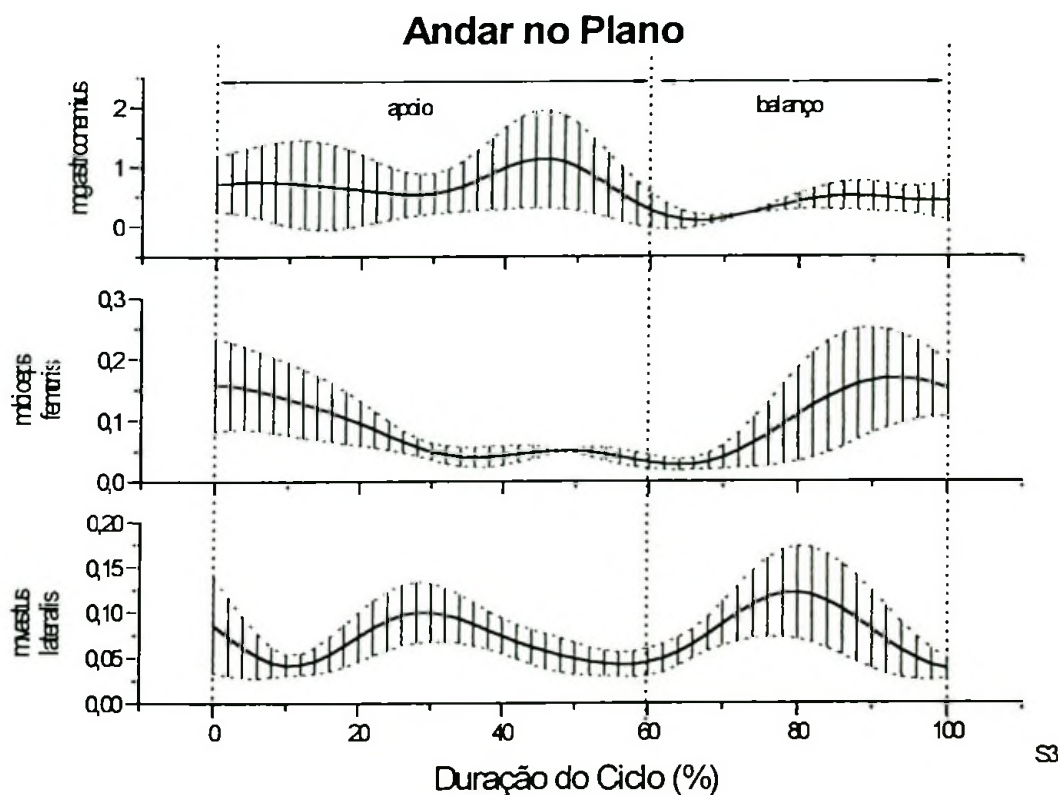


FIGURA 24- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante o andar no plano para S5, (N=5).

Na transição do balanço para o apoio, ou seja, na fase de acomodação do peso, observa-se uma atividade aumentada do *m. vastus lateralis*, coordenada à atividade do *m.*

biceps femoris, resultando em uma sinergia extensora que garante a estabilidade do joelho durante o instante do impacto com o solo. Nesta fase, o *m. biceps femoris* auxilia na extensão do quadril através de atividade concêntrica e tende a flexionar o joelho. Às atividades flexoras de joelho do *m. biceps femoris* e do choque mecânico no instante do contato contrapõe-se a contração excêntrica do *m. vastus lateralis*, extendendo o joelho. A co-contração de *m. vastus lateralis* e *m. biceps femoris* no início do apoio está de acordo com outros autores (SHIAMI, 1985; TOWNSEND *et al.*, 1978;). Estes eventos estão apresentados nas FIGURAS 25, 26 e 27.

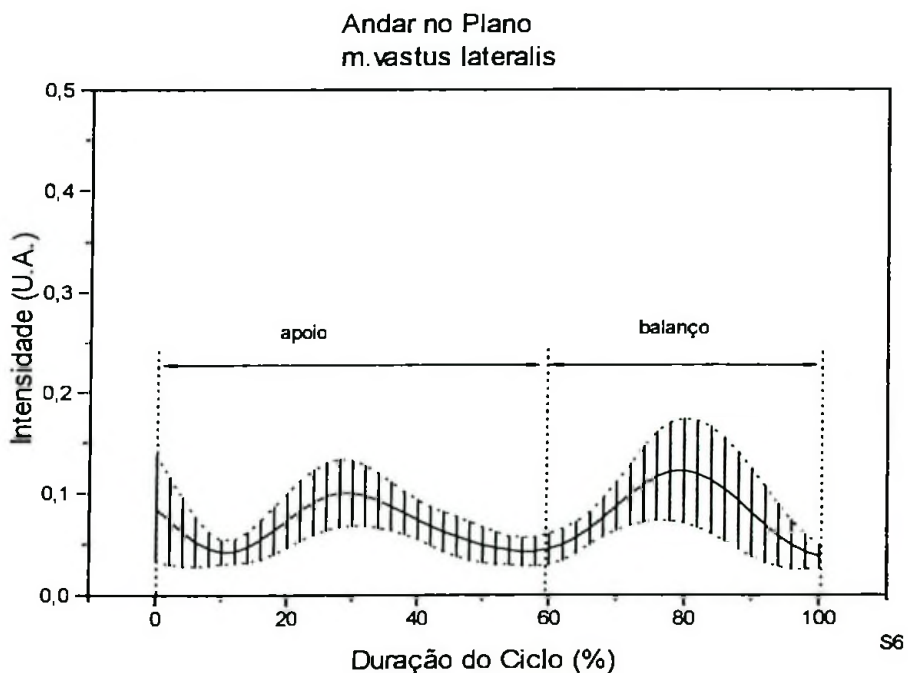


FIGURA 25- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.vastus lateralis* durante o andar no plano para S5, (N=5).

A partir do segundo terço do apoio, ou seja, no início do apoio simples, o *m. gastrocnemius* passa a predominar no movimento, contraindo-se excêntrica, forçando a flexão plantar do tornozelo para o controle do momento de translação do segmento inferior. A atividade aumentada no início do apoio simples está de acordo com os resultados apresentados por TOWNSEND *et al.* (1978) e MCFADYEN & WINTER (1988). Sua principal fase ativa termina antes da fase de propulsão, ao final do apoio.

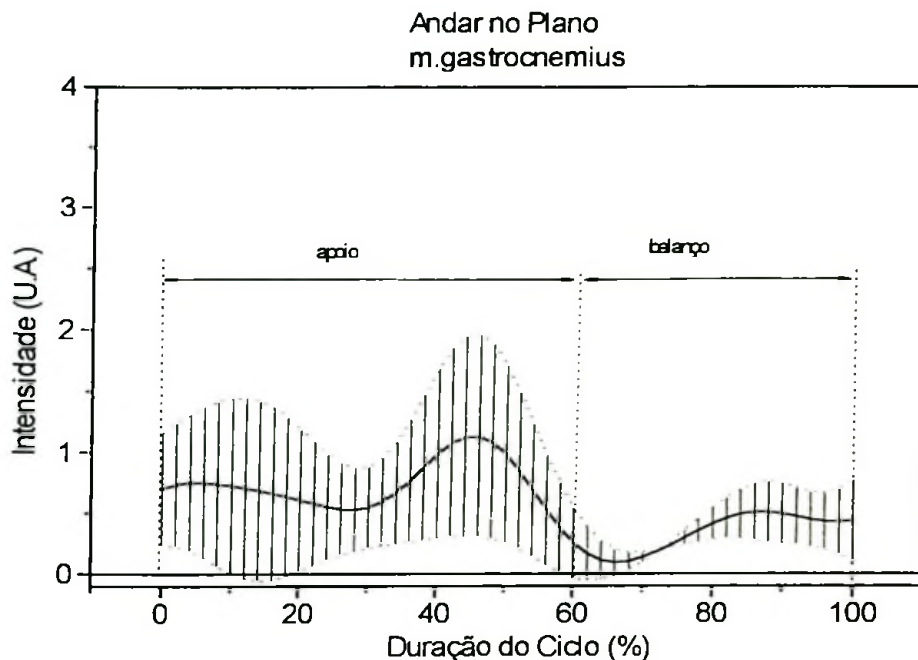


FIGURA 26- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.gastrocnemius* durante o andar no plano para S5 (N=5).

Ao final do apoio, no último terço, há uma redução na atividade do *m. gastrocnemius*, que contrai-se concentricamente para gerar energia para a progressão na transição do apoio para o balanço.

Na fase de balanço, há um aumento da atividade do *m. vastus lateralis* que deve acelerar o segmento, enquanto que ao final desta fase predomina a atividade do *m. biceps femoris*, contraindo-se excentricamente para controlar a velocidade descendente do segmento antes do apoio.

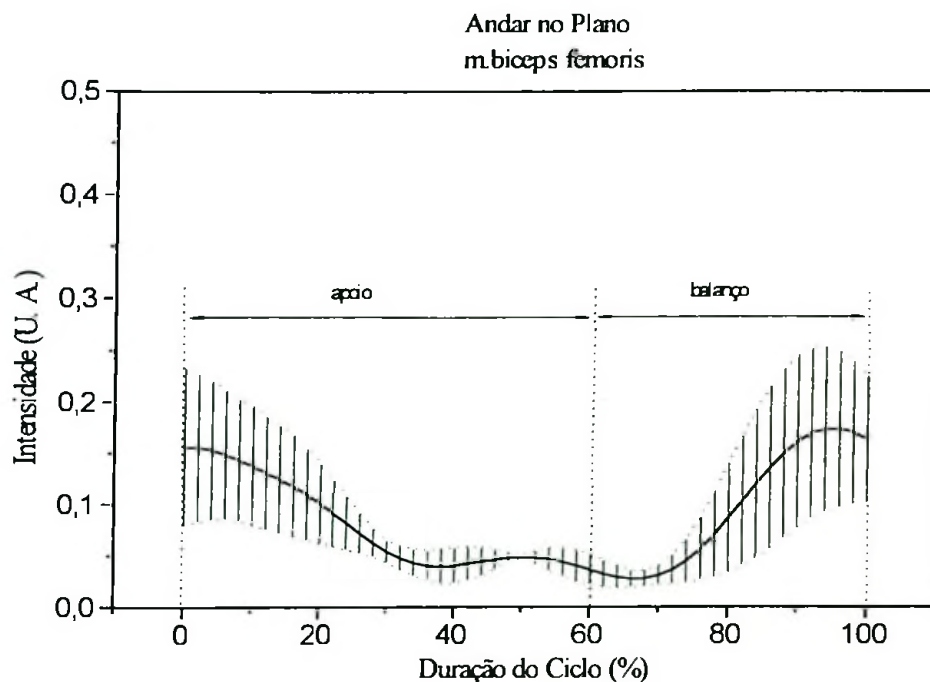


FIGURA 27- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.biceps femoris* durante o andar no plano para S5, (N=5).

A seguir, atividade elétrica dos músculos *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante a subida (FIGURA 28). A fase de acomodação do peso não é tão crítica em relação à tarefa de controle da estabilização do joelho, devido ao movimento lento do contato inicial com o solo, porém há atividade aumentada do *m. vastus lateralis* e *m. biceps femoris*, produzindo uma sinergia extensora para garantir elevação e sustentação do corpo durante a subida.

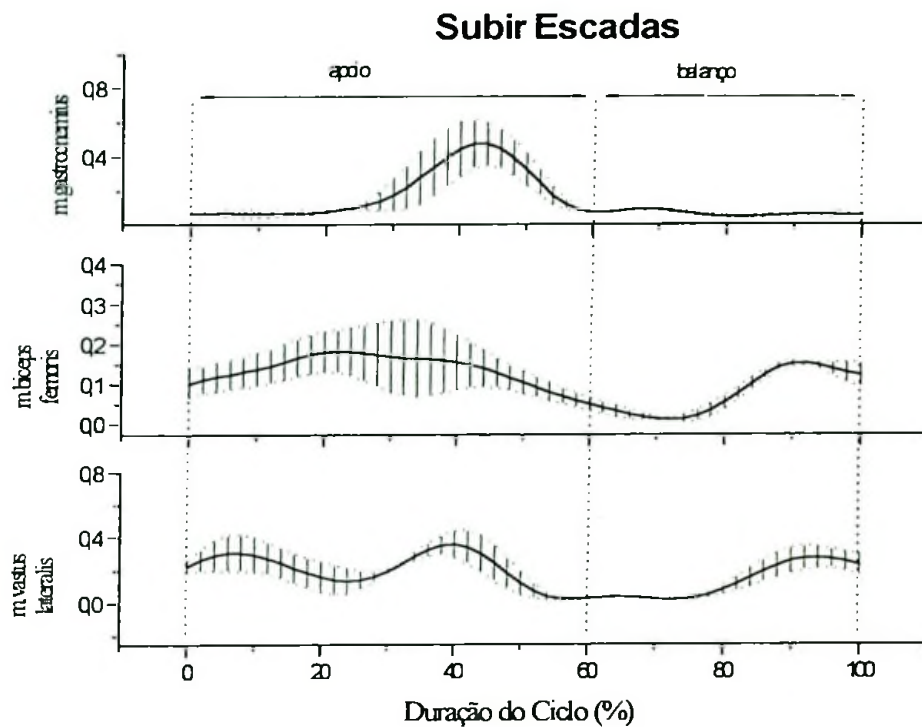


FIGURA 28- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante o andar subindo escadas, para S5, (N=5)

Na fase de propulsão, o *m. gastrocnemius* é o principal ativo, promovendo flexão plantar do tornozelo e, dessa forma, gerando parte da energia necessária à continuação do movimento ascendente. A ênfase nas atividades do *m. gastrocnemius* e *m. vastus lateralis* na fase de propulsão bem caracteriza o padrão da subida em escadas e já foi descrita por outros autores (MCFADYEN & WINTER, 1988; MORRISON, 1969; SHINNO, 1971). Estes eventos estão apresentados nas FIGURAS 29, 30 e 31.

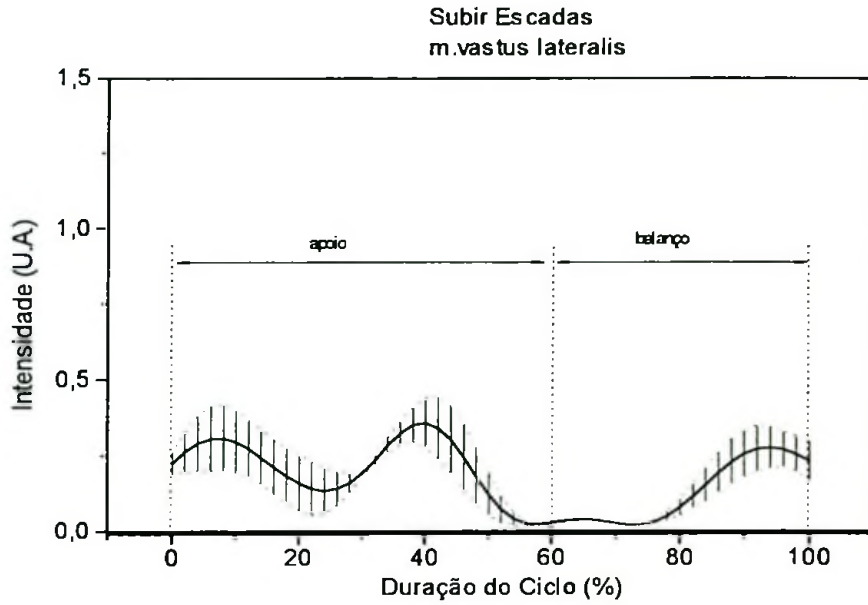


FIGURA 29- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.vastus lateralis* durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).

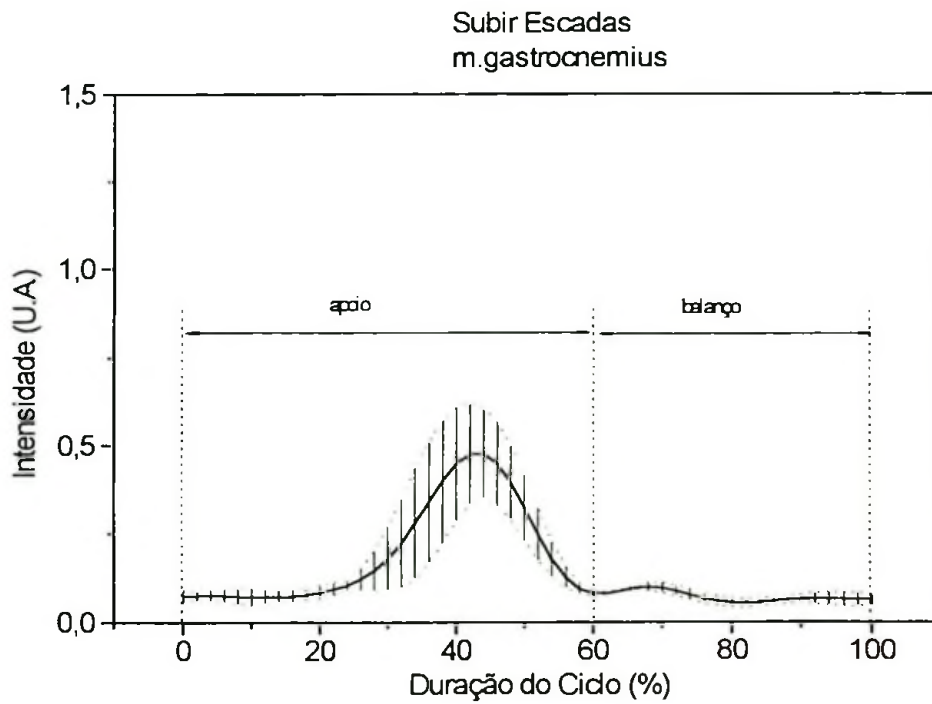


FIGURA 30- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.gastrocnemius* durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).

Já no início da fase de balanço, o *m. biceps femoris* ativa-se concentricamente para permitir a flexão do joelho e elevação da perna atrás, garantindo a ultrapassagem do membro de balanço pelo degrau.

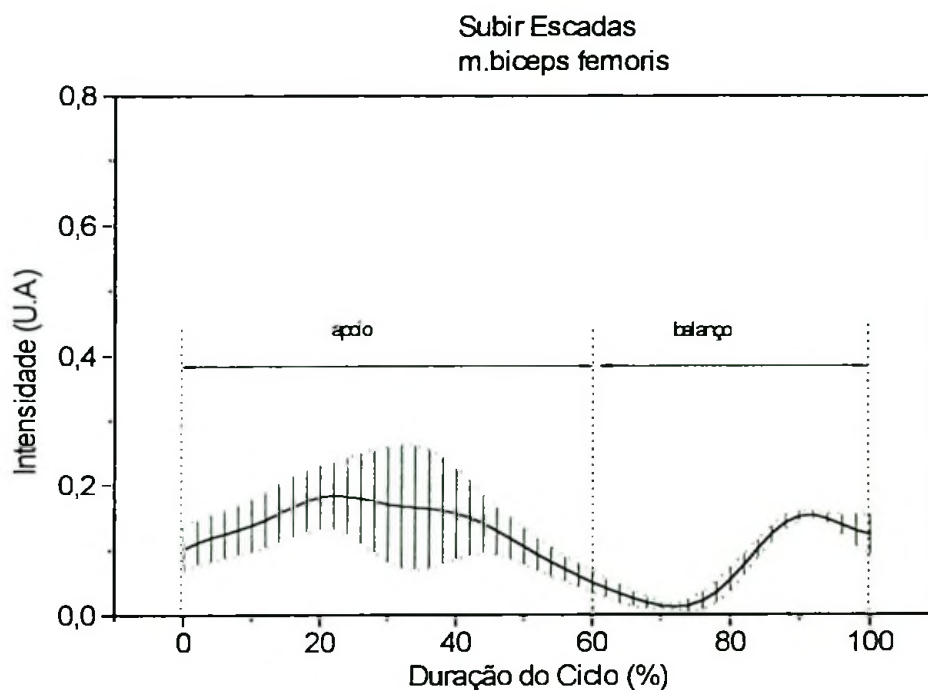


FIGURA 31- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m. biceps femoris* durante o andar subindo escadas para S5, (N=5).

A seguir (FIGURA 32), demonstrativo da co-ativação dos músculos *m. vastus lateralis* e *m. biceps femoris* durante o movimento de descer escadas. No primeiro terço do passo, ocorre a acomodação do peso, fase de absorção de energia pelo joelho e tornozelo (MCFADYEN & WINTER 1988).

A absorção de energia se inicia pelo tornozelo, através do *m. gastrocnemius*, que aumenta sua atividade antes do contato inicial, garantindo a estabilização do tornozelo no instante do impacto com o solo.

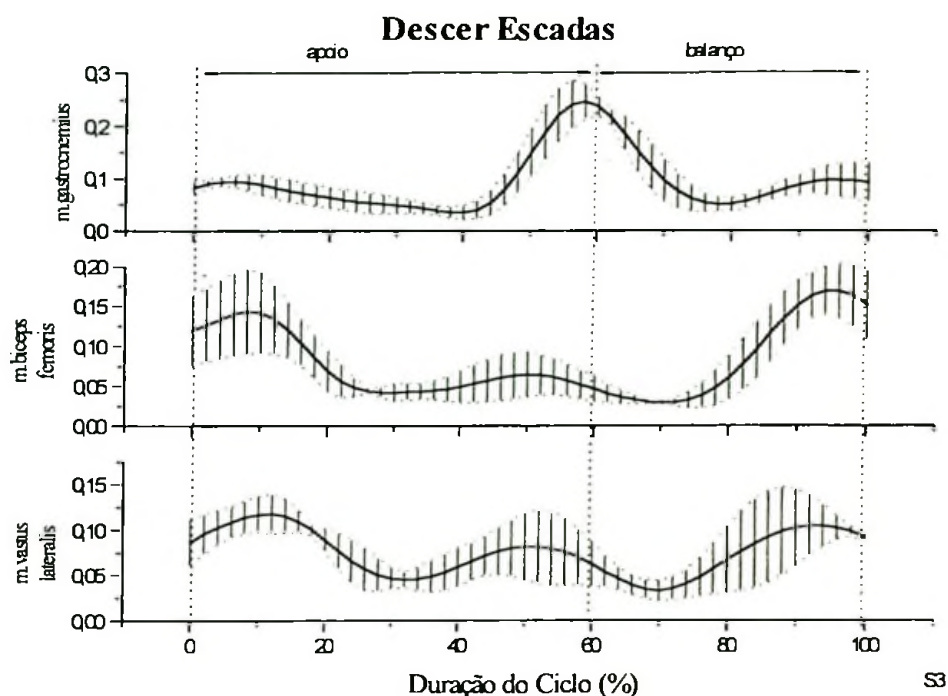


FIGURA 32- Perfis médios e desvios-padrão de envelopes lineares para a atividade eletromiográfica de *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris* e *m. gastrocnemius* durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).

A absorção da energia continua na acomodação do peso pela atividade excêntrica aumentada do *m. vastus lateralis*, que controla a flexão do joelho no instante do contato inicial (FIGURA 33). A co-contração do *m. biceps femoris* auxilia na extensão do quadril e também no controle da flexão do joelho (FIGURA 34).

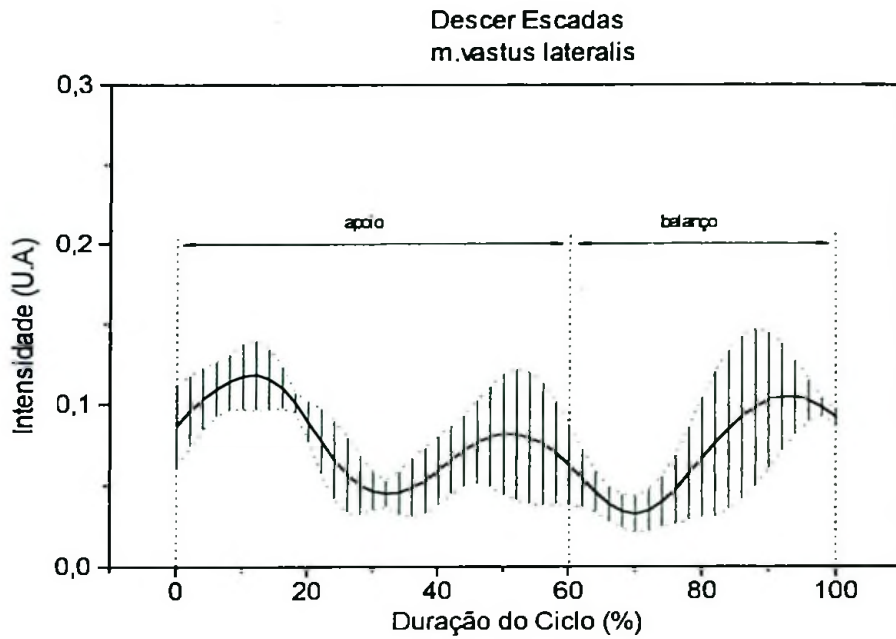


FIGURA 33- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.vastus lateralis* durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).

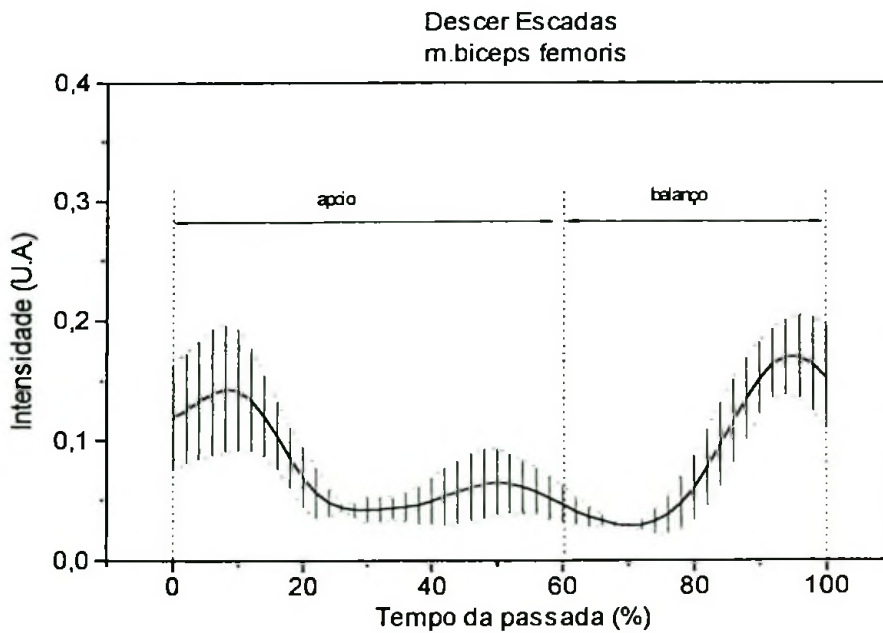


FIGURA 34- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.biceps femoris* durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).

A fase da descida controlada é a principal fonte de progressão na locomoção descendo escadas, representada pela atividade aumentada dos músculos *m. vastus lateralis*, que atua excentricamente para o controle da flexão do joelho e do *m. gastrocnemius*, que contribui para a translação e garante o movimento descendente do segmento inferior.

No início da fase de balanço, o degrau seguinte não representa obstáculo à translação do segmento inferior como é o caso para o subir, sendo que há uma redução da atividade do *m. gastrocnemius* (FIGURA 35).

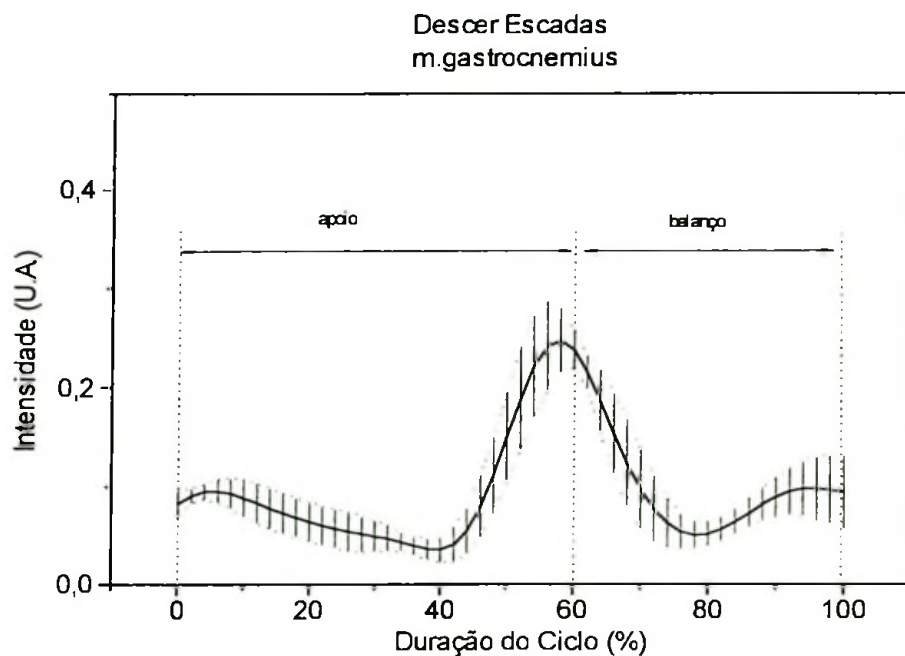


FIGURA 35- Média de envelopes lineares e desvios-padrão da atividade eletromiográfica do *m.gastrocnemius* durante o andar descendo escadas para S5, (N=5).

No final do balanço ocorre uma atividade aumentada do *m. biceps femoris* para controlar o movimento descendente, desacelerando a extensão do segmento inferior e garantindo o posicionamento da perna para a acomodação do peso no apoio seguinte.

O propósito da análise a seguir é o de destacar alguns aspectos da atividade dos grupos musculares selecionados que possam ser indicadores da variabilidade das sinergias musculares a fim de responderem às tarefas locomotoras distintas do andar no plano, subir e

descer escadas. A TABELA 15 e a TABELA 16 apresentam os coeficientes de variabilidade para as médias de envelopes lineares para os músculos estudados e para os seis sujeitos participantes deste estudo durante as três tarefas locomotoras.

TABELA 16- Coeficientes de variabilidade (%) da média de envelopes lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S1, S2 e S3 (N=5).

Coeficientes de Variabilidade (%)									
	S1			S2			S3		
	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer
m.vastus lateralis	43,9	21,1	28,6	33,2	33,1	33	40,7	33	27,8
m.biceps femoris	53,1	35,9	31,7	56,7	38,7	37,2	54,7	50	35,4
m.gastrocnemius	50,1	39,1	45,9	-	36,8	46	-	52,8	34,2

TABELA 17- Coeficientes de variabilidade (%) da média de envelopes lineares da atividade elétrica dos músculos selecionados durante o andar no plano, subir e descer escadas para S4, S5e S6 (N=5).

Coeficientes de Variabilidade (%)									
	S4			S5			S6		
	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer	Plano	Subir	Descer
m.vastus lateralis	62,9	33,1	33,1	43,1	36,7	34,2	43,1	-	43
m.biceps femoris	67,1	29,8	40,7	52,5	38,7	43	52,5	-	57,3
m.gastrocnemius	88,3	58,7	65,4	36,8	46	47,9	73,9	-	47,9

Alguns coeficientes de variabilidade não foram apresentados nas tabelas pois problemas de aquisição no canal do eletromiógrafo relativo ao músculo em questão impossibilitaram a presença de cinco tentativas adequadas para a análise deste parâmetro.

Observa-se uma tendência para maiores coeficientes de variabilidade para *m.biceps femoris* e *m. gastrocnemius* pela natureza bi-articular destes que torna-os mais

flexíveis devido às suas funções em relação a duas diferentes articulações. O mesmo foi observado por WINTER (1984) para o andar em menores cadências.

As diferentes posições corporais adotadas durante cada tarefa locomotora levam a uma reorganização das funções musculares, gerando padrões distintos de atividade muscular devidos às diferentes cargas impostas ao aparelho locomotor durante o movimento. Por exemplo, ANDRIACCHI *et al.* (1980) relatam que os momentos flexores no joelho durante a descida são maiores quando comparados com os momentos para o andar no plano e o andar subindo escadas, fato que requer forças musculares correspondentes na musculatura extensora de joelhos. Maiores magnitudes para os momentos de suporte, que correspondem ao padrão extensor total do membro inferior no apoio, durante o subir e o descer em relação ao andar no plano também foram encontrados por MCFADYEN & WINTER (1988). Pode-se, então, analisar as variações nas atividades físicas da musculatura à luz desta abordagem, em se considerando a magnitude dos momentos externos como indicadores relativos das forças musculares envolvidas. Neste estudo, os parâmetros dinâmicos da força vertical de reação do solo fornecem também um indicador equivalente ao nível de atividade muscular necessária para sobrepôr-se às sobrecargas impostas externamente.

As figuras a seguir apresentam conjuntamente as médias e desvios-padrão de envelopes lineares de cada músculo estudado para as três tarefas locomotoras, a fim de que se obtenha um perfil da reorganização da atividade muscular.

O andar subindo escadas envolve a elevação do corpo sobre o degrau acima durante a fase de apoio, o que é atingido por atividades aumentadas do *m.vastus lateralis* e *m.gastrocnemius* em contrações concêntricas, enquanto a descida é caracterizada pelo movimento descendente do corpo durante a fase de apoio, realizado principalmente pela ação excêntrica destes mesmos músculos. JOSEPH & WATSON (1967) chamam esta atividade excêntrica de alongamento controlado, também observando aumentos nos níveis de ativação destes músculos durante o apoio na descida.

Pode-se observar tendências gerais de maiores níveis de atividade eletromiográfica durante a subida, comparativamente ao andar no plano e ao descer. Também a posição mais favorável do centro de gravidade durante a descida, mais próximo do ponto de apoio, resulta em menores níveis de atividade muscular para o descer do que o subir. Apesar de

haver maiores momentos flexores de joelhos para o descer, o controle destes não é tarefa isolada da musculatura extensora, caso contrário haveria maiores aumentos da atividade do *m. vastus lateralis* para o descer do que o subir. Dessa forma, grupos musculares funcionalmente distintos provavelmente atuam como uma unidade, fazendo da atividade do *m. vastus lateralis* no início do apoio durante a descida um dos componentes de uma sinergia extensora de joelho.

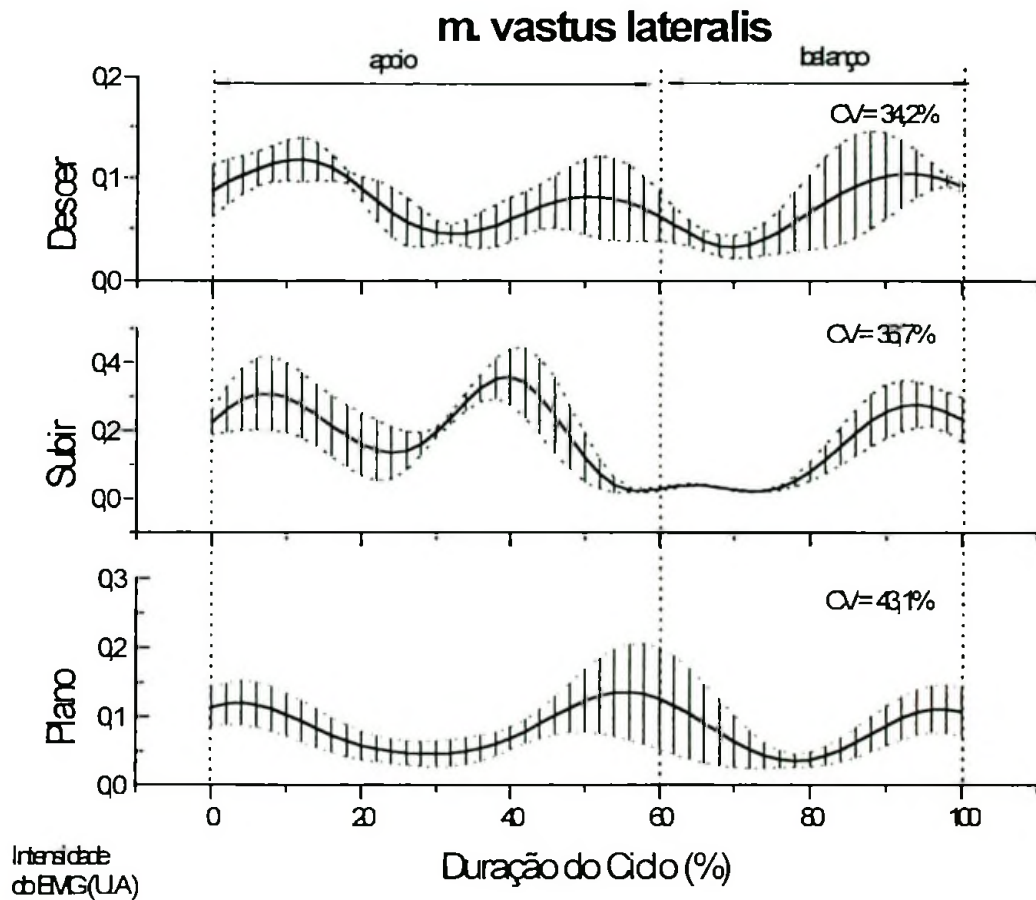


FIGURA 36- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de *m. vastus lateralis* para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5).

Na FIGURA 36 pode-se observar a atividade eletromiográfica do *m. vastus lateralis* durante o andar no plano, subindo e descendo escadas. No andar no plano, a atividade aumentada do *m. vastus lateralis* inicia-se na transição da fase de balanço para a de apoio, promovendo a estabilidade do joelho durante a acomodação do peso, enquanto na subida sua

atividade é mais evidente durante todo o apoio simples, garantindo a extensão do joelho e sustentação do corpo nesta fase, quando todo o peso está sendo mantido pelo membro de apoio em flexão, ao mesmo tempo em que ocorre a oscilação do membro de balanço. SHIAMI (1985) considera irônico o fato deste músculo reduzir sua atividade durante a extensão do joelho, no entanto, este fato pode ser parcialmente justificado pela contribuição dos flexores plantares do tornozelo (*m. gastrocnemius*, *m. soleus*, *m. tibialis posterior*, *m. peroneus brevis*) na estabilização do joelho no apoio médio, como mostram SUTHERLAND *et al.* (1980). Já na descida, o *m. vastus lateralis* aumenta seu nível de ativação antes do apoio, preparando o joelho para a absorção do choque mecânico no contato inicial com o solo, absorvendo a energia gerada no instante do impacto.

A discussão dos coeficientes de variabilidade comparativamente a outros estudos será feita com base em resultados representativos de um sujeito selecionado do grupo (S5).

O coeficiente de variabilidade encontrado para *m. vastus lateralis* na condição do plano foi de 43,1 %, o que equivale aos 46 % encontrado por WINTER (1991). Para o subir tem-se um CV de 36,7 % que pode ser comparado aos 36,4 % de MCFADYEN & WINTER (1988). Já na descida, este sujeito apresenta um coeficiente de variabilidade de 34,2 %, enquanto que 37,3 % são apresentados por MCFADYEN & WINTER (1988). Aqui é clara a noção de que maiores necessidades de controle, representadas, no caso, pela magnitude das forças reação do solo e suas características temporais na locomoção subindo e descendo escadas, estão associadas a menores coeficientes de variabilidade, reforçando o emprego deste parâmetro como indicador da menor flexibilidade da função coordenativa em situações críticas de controle motor. Ou seja, outras formas de locomoção requerem maiores níveis de atenção do sujeito devidas às suas relativas baixas incidências no cotidiano, comparativamente ao andar no plano e esta atenção aumentada deve reduzir a variabilidade para as situações do subir e descer escadas.

Na FIGURA 37, o *m. biceps femoris* fornece sustentação ao tronco durante o apoio nas fases em que o tronco está mais adiante do que a perna, como ao final do apoio durante a subida. O aumento gradativo de sua atividade na fase de apoio durante a subida provavelmente está relacionado à geração de extensão no quadril. TOWNSEND *et al.* (1978) encontraram atividade deste músculo também durante o final da fase de apoio na subida.

Quando esta atividade aumenta ao final da fase de balanço no plano e antecipadamente na descida, produz o controle da velocidade da extensão do segmento para o posicionamento no solo. O padrão bifásico de atividade, com um aumento na acomodação do peso e outro na transição da fase de balanço para a de apoio, típicos do andar no plano é mantido nas condições de subir e descer, sendo que o subir apresenta as maiores ganhos em intensidade.

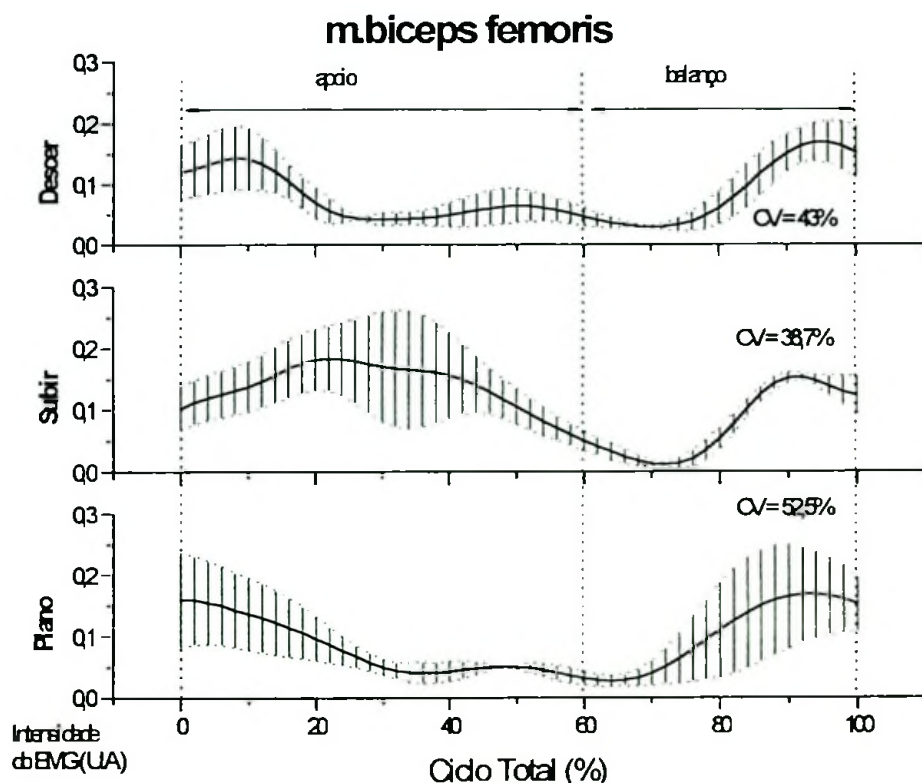


FIGURA 37- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de *m. biceps femoris* para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5)

Os coeficientes de variabilidade para este músculo no andar no plano, subir e descer escadas foram de 52,5%, 38,7% e 43% respectivamente, sendo que WINTER (1991) relata valores de 62% para o andar no plano e MCFADYEN & WINTER (1988) relatam, embora para o *m. semitendinosus*, valores de 34,5% para o subir e de 35,4% para o descer.

Apesar destes autores terem determinado variabilidades intra-sujeitos a partir da análise de um grande número de tentativas comparadas com as cinco tentativas deste estudo, a tendência geral descrita por estes de maiores variabilidades para a atividade muscular durante o andar no plano comparativamente ao andar subindo e descendo escadas mantém-se no presente estudo.

Na FIGURA 38 tem-se a atividade eletromiográfica do *m. gastrocnemius* durante o andar no plano, subindo e descendo escadas.

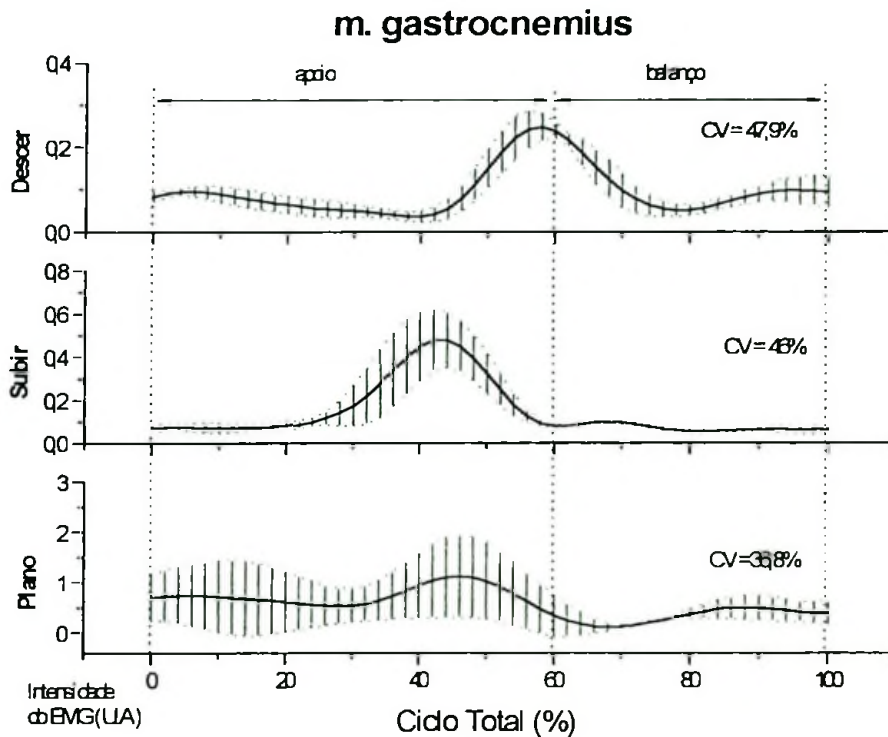


FIGURA 38- Médias e desvios-padrão de envelopes lineares da atividade de *m. gastrocnemius* para o andar no plano, subir e descer escadas, com respectivos coeficientes de variabilidade. Para S5 (N=5).

A atividade fásica do *m. gastrocnemius* tende a aumentar quando o centro de pressão plantar está mais anteriormente localizado (NASHNER, 1980). Este evento é claramente visualizado durante as fases de apoio simples do andar no plano e do descer escadas. Há uma antecipação do aumento da atividade ao final do balanço durante a descida, provavelmente a fim de preparar a articulação do tornozelo para a absorção do choque no contato com o solo. Comparativamente ao andar no plano e ao subir, há uma atividade

evidentemente bifásica deste músculo durante a descida, notadamente ao início e final da fase de apoio, provavelmente para frear o momento de translação do segmento inferior na descendente.

No andar no plano, este músculo aumenta de atividade durante o apoio simples, controlando o momento de translação do segmento inferior, enquanto no subir ele está mais ativo ao final do apoio, gerando parte da energia para a elevação do corpo sobre o degrau seguinte. No descer, sua atividade antecede o apoio, estabilizando a articulação do tornozelo para a absorção da energia mecânica do contato inicial com o solo, restringindo, neste instante, a oscilação vertical no sentido descendente do centro de gravidade do corpo.

O coeficiente de variabilidade encontrado para S5 na condição do plano foi de 36,8%, enquanto o CV relatado por WINTER (1991) foi de 37%. Para o subir obteve-se um CV de 46%, sendo que MCFADYEN & WINTER (1988) apresentam um CV de 26,2%, todavia para o *m. soleus*. Na descida, o coeficiente de variabilidade obtido foi de 47,9%, enquanto os autores acima citados relatam 36,1%. Esta maior variabilidade observada intra-sujeito para este músculo durante o andar no plano não está de acordo com a noção de que maiores níveis de atividade eletromiográfica estariam associados a menores percentuais de variabilidade intra-sujeito devido às exigências de controle necessárias ao cumprimento do andar subindo e descendo escadas. Dessa forma, maiores variabilidades estão relacionadas a maiores graus de liberdade ao nível das articulações e menores demandas de controle e, conseqüentemente a um maior número de possíveis estratégias para a adaptação do padrão. Menores variabilidades referem-se, portanto, a condições mais críticas para o sistema de controle motor, impondo respostas musculares menos flexíveis. Uma vez que a tendência para maiores valores de CV para o andar no plano comparado ao subir e descer escadas foi observada tanto para o *m. vastus lateralis* quanto para o *m. biceps femoris*, a maior consistência do *m. gastrocnemius* encontrada neste estudo para o andar no plano não pode ser justificada com base neste fundamento, mas só pode ser explicada à luz da noção de variabilidade derivada de TOWNSEND *et al.* (1978), segundo os quais variabilidade é sinônimo do erro e, assim, para os padrões da atividade muscular durante o andar do plano ela é de praticamente zero, devida à regularidade deste movimento. A noção de variabilidade como característica indesejada da resposta ou erro tem sido inclusive utilizada para explicar o

aumento na consistência do padrão do andar ao longo do desenvolvimento motor infantil (ROSE-JACOBS, 1983). Entretanto, este estudo adota a noção de variabilidade como uma característica favorável à adaptação do padrão a diferentes demandas da tarefa, ou seja, como um indicador do grau de liberdade dos padrões musculares na realização de um movimento. Conseqüentemente, menores valores de coeficiente de variabilidade seriam indicativos de maior rigidêz nos mecanismos de controle em virtude da dificuldade coordenativa de uma dada tarefa.

Esta análise caracteriza adaptações nos padrões de atividade muscular conseqüentes da mudança nas condições ambientais do andar no plano para o andar subindo e descendo escadas. Sinais eletromiográficos processados através de retificação de onda completa e filtros do tipo passa-baixo, como os aqui apresentados, refletem o impulso neural à musculatura esquelética durante o curso de um movimento (WINTER, 1991) e aproximam a análise das possíveis causas do movimento. Este procedimento fundamenta-se na noção de que o sistema nervoso precisa ser flexível o suficiente para acomodar adaptações no padrão locomotor, produzindo um conjunto de padrões de atividade muscular fásica com variabilidade intrínseca.

5 CONCLUSÕES

O estudo da magnitude das modificações na resposta locomotora em função de diferentes formas de andar, como no caso do andar subindo e descendo escadas empregado neste estudo, produz importantes informações sobre parâmetros biomecânicos variantes e invariantes da locomoção e, assim, contribui para a compreensão de suas características organizacionais.

As diversas situações da vida cotidiana, como os diferentes terrenos, as inclinações na superfície e os degraus de escadas, exigem constantes adaptações nas características do andar, desde seus parâmetros temporais, até os dinâmicos e de atividade muscular, que precisam ser facilmente reelaborados pelo sistema de controle motor, já que o cumprimento da função locomotora nas diferentes demandas ambientais é atingido independentemente de experiência prévia com a situação, garantindo a manutenção da postura vertical e a progressão do corpo.

As alterações identificadas neste estudo para os parâmetros temporais em termos absolutos refletem mudanças gerais no ciclo total do andar que estão associadas às perturbações geradas pela situação das escadas. O aumento da fase de apoio simples e duplo para o subir e de balanço para o subir e o descer em relação ao andar no plano, quando consideradas estas fases em valores absolutos, bem exemplificam esta tendência adaptativa. Assim, o sistema de controle motor cria estratégias para redistribuir as durações destas fases de tal maneira a garantir uma locomoção normal. Estes parâmetros, então, podem ser considerados como parâmetros variantes do andar normal e assim, assumir uma grande amplitude de valores, dependendo de fatores como a estatura do sujeito, a velocidade de deslocamento, as características do terreno.

Com respeito aos parâmetros variantes, pode-se também relacionar as forças verticais de reação do solo. Já que estas fornecem um indicador da resposta do sistema motor às demandas relativas à aceleração total do corpo em resposta à ação da gravidade, é importante que esta resposta dinâmica também seja equacionada às características ambientais da tarefa, caso contrário, o organismo não apresentaria uma resposta caracterizada como o andar normal.

Por outro lado, o sistema motor precisa partir ainda de critérios descritores do andar normal. Estes são parâmetros invariantes que precisam ser mantidos para a garantia da função locomotora e de seu sucesso. Neste sentido, os parâmetros temporais considerados em termos relativos são candidatos a descritores básicos do andar, uma vez que estes permanecem com os mesmos valores absolutos entre as três condições aqui estudadas. Alterações nestas relações temporais podem indicar padrões anormais do andar. Por exemplo, para o sujeito S4, a fase de apoio simples em termos absolutos foi maior para o subir ($742,5 \pm 65,5\text{ms}$) do que para o plano ($610 \pm 23,7\text{ms}$) e o descer ($560 \pm 29,4\text{ms}$), porém, considerada em termos relativos à duração total do apoio, estes valores não foram estatisticamente diferentes. A duração da fase de balanço para S5 foi significativamente menor para o plano ($396 \pm 29,5\text{ms}$) do que para o subir ($495 \pm 40,4\text{ms}$) e o descer ($520 \pm 63,2\text{ms}$) em valores absolutos que, mais uma vez, mantiveram-se inalterados quando comparados em termos relativos à duração total do ciclo. Os dois picos característicos da componente vertical da força de reação do solo também mantiveram-se durante o subir e descer escadas, apesar da reorganização do padrão quanto à

magnitude relativa e distribuição temporal, como destacados neste estudo. Por outro lado, o impulso vertical relativo permaneceu com valores semelhantes e, mais uma vez, esta característica pode representar um parâmetro invariante e critério fundamental para a função coordenativa do andar. Para os sujeitos testados, $Fz_{max} 1$ foi consistentemente maior para o descer escadas entre as três tarefas, por exemplo, S4 apresentou valores de $179,4 \pm 9,9\%$ para o descer, $111,8 \pm 7\%$ para o subir e $131,2 \pm 9,8\%$ para o plano, enquanto os valores para o impulso vertical relativo mantiveram-se nas três tarefas em torno dos 80%.

A redistribuição da atividade muscular para as três tarefas locomotoras estudadas sugere que as alterações nas estruturas temporais em função das diferentes demandas ambientais resultam em diferentes combinações de atividade muscular. Como exemplo, tem-se a antecipação do aumento do nível de atividade do *m. vastus lateralis* durante a descida para a metade da fase de balanço, comparada à sua atividade aumentada na transição do balanço para o apoio durante o andar no plano, enquanto na subida este músculo ativa-se principalmente a partir do início do apoio simples.

Assim, pode-se observar que a ordem de ativação muscular segue critérios funcionais e deve ser dependente da tarefa, no entanto, padrões gerais de sinergias flexoras e extensoras precisam ser mantidos de acordo com as funções de cada fase do andar. Neste sentido, os valores apresentados de coeficientes de variabilidade para a atividade eletromiográfica são indicativos do nível de flexibilidade na resposta da atividade muscular, fator fundamental para responder às alterações evidentes nos parâmetros temporais e dinâmicos estudados. Tarefas motoras que requeiram maiores demandas de controle geram menores coeficientes de variabilidade da atividade eletromiográfica, uma vez que há restrição dos graus de liberdade para a garantia do objetivo ambiental do movimento. Como exemplo, pode-se destacar os valores de CV do *m. vastus lateralis* para S5 no andar no plano (43,1%), subir (36,7) e descer escadas (34,2%).

BERNSTEIN (1967) em seus clássicos estudos apontou há muitos anos que um movimento coordenado é atingido através de uma interação cooperativa dos fenômenos reativos e das forças musculares, no entanto, pouco se sabe ainda hoje a respeito das contribuições relativas destes elementos como informação dinâmica ao sistema de controle, bem como das tendências desenvolvimentistas da capacidade de modulação de forças internas a

partir das forças externas. Neste estudo envolvendo crianças empregou-se simultaneamente procedimentos biomecânicos dinamométricos, como representativos das forças externas e eletromiográficos, representativos do nível de atividade muscular, a fim de se identificar parâmetros variantes e invariantes da locomoção, indicadores da função coordenativa e da natureza flexível das estratégias de controle motor, sem, porém, que se pudesse fazer afirmações acerca das causas dos padrões observados.

Idealmente, a identificação da função coordenativa deve ser feita a partir de variáveis da cinética que mais se aproximem das causas do movimento, abordando o problema em função das forças líquidas e momentos e de suas variáveis derivadas como trabalho e energia. Entretanto, este estudo adota o nível comportamental de análise e pretende ser uma contribuição ao estudo biomecânico do andar subindo e descendo escadas por identificar simultaneamente características temporais, dinâmicas e eletromiográficas deste padrão em crianças e, ainda, caracterizar a análise biomecânica como um instrumental importante para a compreensão de mecanismos complexos responsáveis pela locomoção humana.

No entanto, este estudo reforça a noção de que parâmetros temporais e dinâmicos globais do andar permanecem invariáveis apesar de diferentes demandas ambientais desencadearem adaptações em componentes biomecânicos individuais da resposta. A variabilidade evidente ao nível da atividade muscular representa a flexibilidade das estratégias coordenativas e a capacidade do sistema locomotor para gerar adaptações no padrão básico diante diferentes condições ambientais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGARWAL, G. C.; GOTTLIEB, G. L. Complexity in control of movements. Behavioral and Brain Sciences, v.9, p.599-600, 1986. Open Peer Commentary.
- AMADIO, A. C. Biomechanische Analyse des Dreisprungs. Köln, 1985. 275p. Dissertation (Doktor der Sportwissenschaften) - Deutsche Sporthochschule Köln.
- _____. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento. São Paulo, 1989. 119p. Tese (Livre Docência) - Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.
- AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Estudo de parâmetros relacionados à força reação do solo durante a locomoção com idosos normais. CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4., São Paulo, 1992. Anais, São Paulo, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 1992. p.224-29.
- ANDRIACCHI, T. P.; ANDERSSON, B. J.; FERMIER, R. W.; STERN, D.; GALANTE, J. O. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.62A, n.5, p.749-57, 1980.
- ANDRIACCHI, T. P.; GALANTE, J. O.; FERMIER, R. W. The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.64A, n.9, p.1328-35, 1982.
- BASMAJYAN, J. V. Muscle alive. Baltimore, MA, Williams & Wilkins, 1966.
- BAUD, G. Manual de pequenas construções. Trad. de Joshua Soares. São Paulo, Hemus, 1980.
- BAUMANN, W. Über ortsfeste und telemetrische Verfahren zur Messung der Abstoßkraft des Fußes. In: BIOMECHANICS I. Basel, Karger, 1968. p.78-82.
- _____. Grundlagen der Biomechanik: Studienbrief 14. Köln, Trainerakademie, 1989.
- BELANGER, M.; PATLA, A. E. Corrective responses to perturbation applied during walking in humans. Neuroscience Letters, v.49, p.291-5, 1984.
- BERKINBLIT, M. B.; FELDMAN, A. G.; FUKSON, O. I. Adaptability of innate motor patterns and motor control mechanism. Behavioral and Brain Sciences, v.9, p.585-638, 1986.

- BERNSTEIN, N. The co-ordination and regulation of movements. London, Pergamon Press, 1967.
- BOTTOMS, D. J. Design guidelines for operator entry-exit systems on mobile equipment. Applied Ergonomics, v.14, n.2, p.83-90, 1983.
- BRANDELL, B. R. Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. American Journal of Physiological Medicine, v.56, p.59-74, 1977.
- CAPPOZZO, A. Mechanics of human walking. In: PATLA, A. E., ed. Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion. North-Holland, Elsevier Science, 1991. p.167-186.
- CAPPOZZO, A.; FIGURA, F.; MARCHETTI, M. The interplay of muscular and external forces in human ambulation. Journal of Biomechanics, v.9, p.35-43, 1976.
- CAPPOZZO, A.; MARCHETTI, M. Borelli's heritage. In: CAPPOZZO, A.; MARCHETTI, M.; TOSI, V., eds. Biocomotion: a century of research using moving pictures. Roma, Promograph, 1992. p.33-47.
- CHAO, E. Y. S. Biomechanics of human gait. In: SCHMID-SCHÖNBEIN, G. W.; WOO, S. L. Y.; ZWEIFACH, eds. Frontiers in biomechanics. New York, Springer, 1986. p.225-42.
- CHAO, E. Y. S.; LAUGHMAN, R. K.; SCHNEIDER, E.; STAUFFER, R. N. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. Journal of Biomechanics, v.16, p.219-33, 1983.
- COSTIGAN, P.; WYSS, V. P.; LI, J.; COOKE, T. D. V.; OLNEY, S. J. Forces and moments at the knee during stairclimbing. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 14., Paris, 1993. Book of Abstracts. Paris, International Society of Biomechanics, 1993. p.288-9.
- DAINTY, D. A.; NORMAN, R. W. Standardizing biomechanical testing in sport. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- DUL, J.; TOWNSEND, M. E.; SHIEVI, R.; JOHNSON, G. E. Muscular synergism. Part II. Criteria for load sharing between synergistic muscles. Journal of Biomechanics, v.17, p.663-73, 1984.

- ELBLE, R. J.; THOMAS, S. S.; HIGGINS, C.; COLLIVER, J. Stride-dependent changes in gait of older people. Journal of Neurophysiology, v.238, p.1-5, 1991.
- FINLEY, F. R.; CODY, K. A. Locomotive characteristics of urban pedestrians. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.51, p.423-26, 1970.
- FITCH, M.; TEMPLER, J.; CORCORAN, P. The dimensions of stairs. Scientific American, v.231, p.82-90, 1974.
- FLASHNER, H.; BEUTER, A., ARABYAN, A. Modeling of control and learning in a stepping motion. Biological Cybernetics, v.55, p.387-96, 1987.
- GLITSCH, U.; FARKAS, R.; PARIS, M. Biomechanische Untersuchung der Auswirkung einer Kniebandage (Kasseler Patellarsehnenbandage) auf das Bewegungsverhalten von Patienten. Köln, Deutsche Sporthochschule, 1993. Forschungsbericht der Institut für Biomechanic.
- GRIEVE, D. W.; CAVANAGH, P. R. The validity of quantitative statements about surface electromyograms recorded during locomotion. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, v.3, p.19-25, 1974.
- GRIEVE, D. W.; GEAR, R. J. The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. Ergonomics, v.9, p.379-99, 1966.
- HANAVAN, K. A mathematical model of the human body. AMRL-TR-64-102. Ohio, Wright Patterson Air Force Base, 1964.
- HERZOG, W.; NIGG, B. M.; READ, L. J.; OLSSON, E. Asymmetries in ground reaction force patterns in human gait. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.21, p.110-14, 1989.
- HOCHMUTH, G. Biomechanica de los movimientos esportivos. Madrid, Doncel, 1973.
- HOLT, K. G.; HAMILL, J.; ANDRES, R. O. Predicting the minimal energy cost of human walking. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.23, n.4, p. 491-98, 1991.
- ILMARINEN, J.; LOUHEVAARA, V. Oxigen consuption and heart rate in different modes of manual post delivery. Ergonomics, v.27, n.3, p.331-9, 1984.
- JORNA, G.C.; MOHAGEG, M. F.; SNYDER, H. L. Performance, perceived safety and comfort of the alternating tread stair. Applied Ergonomics, v.20.1, p.26-32, 1989.

- JOSEPH, J.; WATSON, R. Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.49B, n.4, p.774-80, 1967.
- KANEKO, M.; MORIMOTO, Y.; KIMURA, M.; FUSHIMOTO, K.; FUSHIMOTO, T. A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. Canadian Journal of Sports Sciences, v.16, n.3, p.223-28, 1991.
- KAWATO, M.; FURUKAWA, K.; SUZUKI, R. A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. Biological Cybernetics, v.57, p.169-85, 1987.
- KELMAN, G. J.; BIDEN, E. N.; WYATT, M. P.; RITTER, M. A.; COLWELL Jr., C. W. Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. Clinical Orthopaedics and Related Research, n.248, p.21-8, 1989.
- KELSO, J. A. S.; SOUTHARD, D. J.; GOODMAN, D. On the nature of human interlimb coordination. Science, v.203, n.9, p.1029-31, 1979.
- KOMI, P. V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; PARTIO, E. Optic fiber as a transducer for direct in vivo measurements of human tendomuscular forces. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 15., Jyväskylä, 1995. Book of Abstracts. Jyväskylä, International Society of Biomechanics, 1995. p.494-5.
- LAUBENTHAL, K. N.; SMIDT, G.; KETTELKAMP, D. B. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. Physical Therapy, v.52, n.1, p.34-42, 1972.
- LIVINGSTON, L. A.; STEVENSON, J. M.; OLNEY, S. J. Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.72, p.398-402, 1991.
- LOBO DA COSTA, P. H.; AMADIO, A. C. Análise de fatores dinâmicos selecionados do andar e correr em crianças. CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4., São Paulo, 1992. Anais, São Paulo, Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, 1992. p.198-206.
- MACFADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. Journal of Biomechanics, v.21, p.733-44, 1988.
- MACPHERSON, J. M. How flexible are muscle synergies? In: HUMPHREY, D. H.; FREUND, H. J., eds. Motor control: concepts and issues. Chichester, John Wiley & Sons, 1991. p.33-47.

- MAGILL, R. Aprendizagem motora: conceitos e aplicações. Trad. de E. G. Hanitzsch. São Paulo, Edgard Blücher, 1984.
- MARINO, G. W.; LEAVITT, J. L. Ground reaction forces in the walking patterns of older adults. In: JOHNSON, B., ed. Biomechanics X-A. Champaign, Human Kinetics, 1987. p.413-417.
- MINETTI, A. E.; SAIBENE, F. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. Journal of Experimental Biology, v.170, p.19-34, 1992.
- MOFET, H.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F.; BRAVO, G. Load carrying during stair ascent: a demanding functional test. Gait & Posture, v.1, p.35-44, 1993.
- MORRISON, J. B. Function of the knee joint in various activities. Biomedical Engineering, v.4, p.573-80, 1969.
- MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H.; SEPIC, S. B. Comparison of free and fast speed of walking patterns of normal men. American Journal of Physycal Medicine, v.45, p.8-24, 1966.
- MUYBRIDGE, E. The human figure in motion. New York, Dover, 1955.
- NASHNER, L. M. Balance adjustment of humans perturbed while walking. Journal of Neurophysiology, v.44, p.650-64, 1980.
- NEUFERT, E. Arte de projetar em arquitetura. 6. ed. Gustavo Gili, 1978.
- NIGG, B. M. Loads in selected activities: an overview. In: WINTER, D. A.; NORMAN R. W., eds. BIOMECHANICS IX-B. Champaign, Human Kinetics, 1985. p 91-6.
- OJA, P.; ILMARINEN, J.; LOUHEVAARA, V. Heart rate as an estimator of oxigen consumption during manual post delivery. Scandinavian Journal of Working Environmental Health, v.8, p.29-36, 1982.
- PAULS, J. L. Review of stair-safety research with emphasis on canadian studies. Ergonomics, v.28, n.7, p.990-1010, 1985.
- PEZZACK, J. C.; NORMAN, R. W.; WINTER, D. A. An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. Journal of Biomechanics, v.10, p.377-82, 1977.
- POTMA, T. Dehnungsmessstreifenmesstechnik. Hamburg, Philips Taschenbücher, 1968.

- QUADE, K.; GLITSCH, U. Prothesenfüße für die Leichtathletik aus biomechanischer Sicht. Orthopädie Technik, v.12, p.880-2, 1991.
- RAMANATHAN, L.; KAMON, E. The application of stairclimbing to ergonometry. Ergonomics, v.17, n.17, p.13-22, 1974.
- RAMSEY, C. G.; SLEEPER, H. R. Architectural graphic standards. New York, Wiley, 1970.
- ROSE-JACOBS, R. Development of gait at slow, free and fast speeds in 3 and 5 year-old children. Physical Therapy, v.63, p.1251-59, 1983.
- SEPULVEDA, F.; WELLS, D. M.; VAUGHAN, C. L. A neural network representation of electromyography and joint dynamics in human gait. Journal of Biomechanics, v.26, p.101-9, 1993.
- SHAPIRO, D. C.; ZERNICKE, R. F.; GREGOR, R. J.; DIESTEL, J. D. Evidence of generalised motor programs using gait pattern analysis. Journal of Motor Behavior, v.13, p.33-47, 1981.
- SHIAVI, R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. Journal of Rehabilitation Research and Development, v.22, p. 85-98, 1985.
- SHIAVI, R.; BOURNE, J.; HOLLAND, A. Automated extraction of activity features in linear envelopes of locomotor electromyographic patterns. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.33, p.594-600, 1986.
- SHIAVI, R.; CHAMPION, S.; FREEMON, F.; GRIFFIN, P. Variability of electromyographic patterns for level-surface walking through a range of self-selected speeds. Bulletin of Prosthetic Research, v.18, n.1, p.5-14, 1981.
- SHIAVI, R.; GREEN, N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation. Medical and Biological Engineering and Computing, v.21, p.573-8, 1983.
- SHIAVI, R.; GRIFFIN, P. Changes in electromyographic gait patterns of calf muscles with walking speed. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v.30, n.1, p.73-6, 1983.
- SHINNO, N. Analysis of the knee function in ascending and descending stairs. In: BIOMECHANICS II. Basel, Karger, 1971. p.202-7.
- STATHAN, L.; MURRAY, M. P. Early walking patterns of normal children. Clinical Orthopaedics and Related Research, v.19, p.8-24, 1971.

- SUTHERLAND, D. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.48A, p.66-71, 1966.
- SUTHERLAND, D.; COOPER, L.; DANIEL, D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. The Journal of Bone and Joint Surgery, v.62A, p.354-63, 1980.
- TAGA, G.; YAMAGUCHI, Y.; SHIMIZU, H. Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. Biological Cybernetics, v.65, p.147-59, 1991.
- THELEN, E. Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. Child Development, v.57, p.1498-1506, 1986.
- TITTEL, K. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Stuttgart, Gustav Fischer, 1976.
- TOWNSEND, M. A.; LAINHART, S.P.; SHIAMI, R.; CAYLOR, J. Variability and biomechanics of synergy patterns of some lower-limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. Medical & Biological Engineering & Computing, v.16, p.681-88, 1978.
- VAN DER WALT, W.; WYNDHAM, C. H. An equation for prediction of energy expenditure of walking and running. Journal of Applied Physiology, v.34, n.5, p.559-63, 1973.
- WARREN, W. H. Perceiving affordances: visual guidance of stair climbing. Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance, v.10, p.683-703, 1984.
- WILLIAMS, K.; WILLIAMS, L.; STROHMEYER, S. H. Stair climbing in young boys: a longitudinal study. Pediatric Exercise Science, v.6, p.246-56, 1994.
- WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. Journal of Motor Behavior, v.15, p.302-30, 1983.
- _____. Biomechanics and motor control of human movement. Waterloo, University of Waterloo Press, 1991.
- _____. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. Human Movement Science, v.3, p.51-76, 1984.
- _____. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. Journal of Biomechanics, v.13, p.923-27, 1980.

- WOLTRING, H. J. On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics. Human Movement Science, v.4, n.3, p.229-45, 1985.
- YANG, J. F.; WINTER, D. A. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. EEG Clinical Neurophysiology, v.60, p.485-91, 1985.
- ZATSIORSKY, V. M.; WERNER, S. L.; KAIMIN, M. A. Basic kinematics of walking. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, v.34, n.2, p.109-34, 1994.
- ZSCHORLICH, V. Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsvorschung: ein systemanalytischer Ansatz zur Untersuchung der Bewegungskoordination. Ahrensburg, Ingrid Czwalina, 1987.

ANEXO I

AVALIAÇÃO: MEDIDAS ANTROPOMÉTRICASLABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA-EEFUSP

Data:

NOME:

SEXO: DATA DE NASCIMENTO:

1-MASSA(kg)			
2- ESTATURA(cm)			
	DIREITO	ESQUERDO	MEDIA
3-COMP. SEG. INF.			
4-COMP. PERNA			
5-COMP. PÉ			
6-PER. MALEOLAR			
7-PERÍMETRO JOELHO			
8-PERÍMETRO COXA			
9-ALTURA MALEOLAR			
10-ALTURA SENTADO			
11-ALTURA PÉLVICA			
12-DIÂMETRO PÉLVICO			
13-DIÂMETRO GLÚTEO			
14-DIÂMETRO CINTURA			

OBSERVAÇÕES:

ANEXO II

AVALIAÇÃO: FORÇA REAÇÃO DO SOLO E ELETROMIOGRAFIA

LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA-EEFUSP

DATA:

NOME:

SEXO:

DATA DE NASCIMENTO:

IDENTIFICAÇÃO DO TESTE	PÉ DE APOIO: PLAT. I	PÉ DE APOIO: PLAT. II	TEMPO DE DESLOCAMENTO	OBSERVAÇÕES

OBSERVAÇÕES:-----

