

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA LOCOMOÇÃO INFANTIL:
GRANDEZAS CINÉTICAS NO ANDAR E NO CORRER**

PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA

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

**ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO
CO – ORIENTADOR: PROF. DR. WOLFGANG BAUMANN**

Lobo da Costa, Paula Hentschel
Aspectos biomecânicos da locomoção infantil:
grandezas cinéticas no andar e no correr / Paula
Hentschel Lobo da Costa. -- São Paulo : [s.n.], 2000.
xxiii, 189p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof.Dr. Alberto Carlos Amadio.
Co-orientador: Prof.Dr. Wolfgang Baumann.

1. Biomecânica 2. Locomoção infantil I. Título.

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos dirigem-se a todos aqueles que considero co-responsáveis por este produto final, resultado de uma jornada que se iniciou no ano de 1983, quando ingressei nesta Escola para me graduar em Educação Física. Ao longo destes anos todos, meu muito obrigada:

Aos professores que se tornaram amigos e aos amigos que se tornaram professores;

Ao Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos por conceder-me afastamentos ininterruptos desde meu mestrado;

Às amigas e professoras do Departamento de Educação Física e Motricidade Humana da Universidade Federal de São Carlos Dra. Ana R. Dâmaso e Selva Maria G. Barreto por todo apoio dado enquanto eu me encontrava no exterior e durante a redação final deste trabalho;

Ao Serviço Alemão de Intercâmbio Acadêmico (DAAD) e à Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES) pela concessão de bolsa sanduíche para a Alemanha;

Ao Prof. Dr. Baumann por me ter aceito e orientado durante minha bolsa sanduíche;

Ao Dr. Glitsch e toda a equipe do Institut für Biomechanik da Escola Superior de Esportes de Colônia pela orientação dada durante os procedimentos experimentais deste projeto;

Aos pais e às crianças que participaram deste trabalho que não mediram esforços para que as coletas de dados fossem bem sucedidas;

Ao Karsten Mathiebe, à Maria Löbenbrüch, ao Giampiero De Monte e ao Yasser Sandoca, pelo companheirismo durante os anos de Alemanha;

À Maria de Lourdes da Silva e Célia Yamaoka pelo carinho e atenção no relacionamento conosco, alunos da Pós, e pela competência no trato dos assuntos

da Secretaria da Pós-Graduação da EEFÉUSP;

À Maria Lúcia Vieira Franco e toda equipe da Biblioteca da EEFÉUSP pela grande colaboração à minha formação desde a Graduação e pela revisão final deste documento;

À Márcia Regina de Sá pela sua paciência em nos agüentar durante todos estes anos de pós-graduação, conseguindo sempre unir competência à rapidez e senso de humor ao senso estético;

A toda equipe do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP. Compartilhar deste ambiente de pesquisa e criação foi minha maior fonte inspiradora e espero que este trabalho faça jus a tudo que aprendi com cada um deles dia após dia;

Ao Prof. Dr. Marcos Duarte por estar sempre disponível nas horas mais decisivas;

Ao Prof. Dr. Amadio que sempre foi, além de professor, amigo para todas as horas, maior incentivador de todos nós e exemplo de dedicação e competência. Esta relação especial professor-aluno não se encerra com este trabalho de doutorado, posto que é para sempre.

Aos meus pais, Camila e Fábio a quem devo realmente tudo.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS	vi
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE QUADROS	xix
1 INTRODUÇÃO	1
2. Revisão da literatura.....	4
2.1 Locomoção humana: andar e correr como padrões de movimento em função da idade.....	5
2.2 Fatores biomecânicos na formação de padrões coordenados de movimentos	25
2.3 Fatores mecânicos e a construção do aparelho locomotor	30
2.4 Momentos articulares resultantes no andar e correr infantis	34
2.5 Sobre a problemática da determinação dos momentos articulares resultantes	39
2.5.1 Sobre a determinação das sobrecargas no aparelho locomotor	40
2.5.2 Características do procedimento da dinâmica inversa	45
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
3.1 Modelo segmentar da extremidade inferior	51
3.1.1 Determinação dos sistemas de coordenadas espaciais (global e local)..	52
3.1.2 Centro articular	55
3.1.3 Eixo articular.....	55
3.1.4 Determinação de pontos invisíveis	57
3.1.5 Medidas antropométricas diretas.....	58
3.2 Propriedades inerciais: definição do modelo	59
3.3 Seleção das grandezas medidas diretamente.....	62
3.4 Cálculo dos momentos articulares resultantes	64
3.5 Métodos para a aquisição experimental de grandezas biomecânicas.....	68
3.5.1 Dinamometria	70
3.5.2 Cinemetria	72

	Página
3.6	Determinação da variação angular..... 80
3.7	Definição de variáveis selecionadas..... 81
3.8	Procedimento estatístico 89
3.9	Limitações metodológicas dos procedimentos experimentais..... 91
3.10	Caracterização dos sujeitos e protocolo experimental 96
3.11	Influência dos procedimentos de normalização nos momentos articulares resultantes 97
4	ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS 100
4.1	Andar..... 102
4.1.1	Forças de reação do solo 102
4.1.2	Variação angular 116
4.1.3	Momentos articulares resultantes..... 125
4.2	Correr 140
4.2.1	Forças de reação do solo 140
4.2.2	Variações angulares..... 150
4.2.3	Momentos articulares resultantes..... 157
5	CONCLUSÕES 172
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 175
	ANEXOS..... 188

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Caracterização dos sujeitos.	96
TABELA 2 - Velocidades médias e desvios-padrão de deslocamentos para seis tentativas do andar e do correr de cada sujeito.	101
TABELA 3 - Magnitudes das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas para o andar (S58).	104
TABELA 4 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de F_y (TC F_y), impulsos verticais relativos (Imp _y) e velocidade de deslocamento para seis tentativas do andar (S58).	105
TABELA 5 - Valores para o tempo de pico das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas do andar (S58).	106
TABELA 6 - Magnitudes das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas para o andar (S54).	107
TABELA 7 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de F_y (TC F_y), impulsos verticais relativos (Imp _y) e velocidade de deslocamento para seis tentativas do andar de (S54).	109
TABELA 8 - Valores para o tempo de pico das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas do andar (S54).	111
TABELA 9 - Coeficiente de variação da componente vertical (F_y), ântero-posterior (F_x) e médio-lateral (F_z) das forças de reação do solo para seis tentativas do andar.	112
TABELA 10 -Variação angular no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar do adulto (S58, N=6).	
TABELA 11- Tempos de pico para as variações angulares para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) no plano sagital para o andar de S58 (N=6).	118

	Página
TABELA 12 -Variação angular no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar da criança (S54, N=6).	119
TABELA 13 -Tempos de pico para as variações angulares no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar da criança (S54, N=6).	120
TABELA 14 -Coeficientes de variação das variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho nas seis tentativas do andar.	123
TABELA 15 -Magnitudes dos momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S58 (N=6).	131
TABELA 16 -Tempos de pico para os momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S58 (N=6).	132
TABELA 17 -Magnitudes dos momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S54 (N=6).	132
TABELA 18 -Tempos de pico para os momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S54 (N=6).	133
TABELA 19 -Coeficientes de variação para os momentos articulares resultantes.	138

	Página
TABELA 20 -Magnitudes das variáveis selecionadas das componentes vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da força de reação do solo para o correr de S58 (N=6).....	142
TABELA 21 -Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de Fy (TC Fy), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidades de deslocamentos para seis tentativas do correr (S58).	145
TABELA 22 -Valores para o tempo de pico das variáveis selecionadas da força de reação do solo em seis tentativas do correr (S58).	146
TABELA 23 -Magnitudes das variáveis selecionadas das componentes vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da força de reação do solo para o correr de S54 (N=6).....	146
TABELA 24 -Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de Fy (TC Fy), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidades de deslocamentos para seis tentativas do correr (S54).	147
TABELA 25 -Tempos de pico das variáveis selecionadas das componentes vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da força de reação do solo para o correr de S54 (N=6).....	147
TABELA 26 -Coeficientes de variação para as componentes vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da força de reação do solo no correr.	149
TABELA 27 -Magnitudes das variações angulares para o tornozelo (T-max, T-min) e joelho (J-max e J-min) para o correr de S58 (N=6).	152

TABELA 28 -Tempos de pico para as variáveis selecionadas das variações angulares no plano sagital para o tornozelo e o joelho para S58 (N=6).	152
TABELA 29 -Magnitudes das variações angulares para o tornozelo (T-max, T-min) e joelho (J-max e J-min) para o correr de S54 (N=6).	154
TABELA 30 -Tempos de pico para as variações angulares no plano sagital para o tornozelo e o joelho para seis tentativas do correr de S54.	154
TABELA 31 -Coeficientes de variação para variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho durante o correr.	157
TABELA 32 -Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S58. Magnitudes das variáveis selecionadas.	159
TABELA 33 -Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S58. Tempos de pico para as variáveis selecionadas.	159
TABELA 34 -Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S54. Magnitudes das variáveis selecionadas.	160
TABELA 35 -Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S54. Tempos de pico para as variáveis selecionadas.	161
TABELA 36 -Coeficientes de variação para os momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho nos planos sagital e frontal para o correr.	167

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 1 - Vista sagital de padrões do andar em uma criança de um ano (em cima) e outra de sete anos (em baixo). FS= apoio inicial, OTO= saída do solo do pé contra-lateral (em branco), OFS= apoio inicial do pé contra-lateral, TO= saída do solo do pé ipsilateral (em cinza), FS= novo apoio inicial. Adaptado de SUTHERLAND <i>et al.</i> (1988).....	2
FIGURA 2 - Representação esquemática dos subsistemas que participam do controle da locomoção e suas interações. As setas indicam as direções das interações. Adaptado de VAAL <i>et al.</i> (1995).....	9
FIGURA 3 - Fotografias de Muybridge realizadas em 1901, mostrando o andar de uma criança nos planos sagital (acima) e frontal (abaixo).	11
FIGURA 4 - Ilustração do ciclo do andar com suas fases e eventos. A descrição das fases e eventos está no texto (Adaptado de ÖUNPUU <i>et al.</i> 1991).....	13
FIGURA 5 - Momentos articulares resultantes no quadril, joelho e tornozelo nos três planos de movimento durante o andar normal (KABADA <i>et al.</i> , 1989).....	14
FIGURA 6 Desenvolvimento de movimentos locomotores em humanos (Adaptado de BERNSTEIN,1967).	21
FIGURA 7 - Ilustração do ciclo do correr. Detalhes sobre as fases e eventos estão no texto. Adaptado de ÖUNPUU (1990).....	22

FIGURA 8	Representação simplificada da distribuição quantitativa dos estresses flexores ao longo da tíbia durante a fase de apoio simples do andar. S = linha do peso corporal; Ms = área representando o momento flexor sobre a tíbia causado pelo peso corporal; Mr = área representando o momento flexor resultante sobre a tíbia causado pela combinação entre peso corporal e força muscular. Princípio de construção: minimização do stress flexor (adaptado de PAUWELS, 1980).	31
FIGURA 9	Crescimento adaptativo da perna em "O" do recém-nascido até o alinhamento da perna adulta. a) recém-nascido; b) 1-18 meses de idade; c) 2-4 anos de idade, fase da perna alinhada; d) 3-6 anos de idade, fase da perna em "X"; e) a partir dos 5 anos de idade, com alinhamento progressivo até o final do estirão do crescimento, chegando à forma definitiva. Adaptado de WITT et al. (1980).	32
FIGURA 10	-Representação da determinação analítica de forças musculares e articulares em duas etapas: a determinação de forças e momentos resultantes e a distribuição de forças (Adaptado de AN et al. 1995).	46
FIGURA 11	Dados de entrada para a computação dos momentos articulares resultantes.	50
FIGURA 12	Representação das coordenadas XR, YR e ZR do sistema global de referências espaciais.	53
FIGURA 13	Representação dos eixos XF, YF, ZF do sistema de coordenadas fixo ao pé.	54
FIGURA 14	Representação dos eixos XU, YU e ZU do sistema de coordenadas fixo à perna.	54

FIGURA 15 - Posição dos eixos da articulação do tornozelo de acordo com INMAN (1976). Em A) tem-se o ângulo frontal, medindo 82° (3,8) e em B) o ângulo transversal, medindo 86° (3).....	56
FIGURA 16 - Posição do eixo articular do joelho de acordo com KALFHUES (1971).....	56
FIGURA 17 Influência da massa do segmento e do momento de inércia sobre os momentos articulares (em Nm) durante a fase de apoio do correr a 5 m/s. S = tornozelo, K = joelho, H = coxo-femoral, SB = início do apoio, SE = final do apoio. Linha tracejada: com a influência da inércia; linha contínua: sem a influência da inércia (Adaptado de GLITSCH, 1992).....	61
FIGURA 18 Representação esquemática da plataforma de força e grandezas diretamente mensuráveis. 1, 2, 3 e 4 = transdutores piezoelétricos, F_x = componente ântero-posterior, F_z = componente médio-lateral, F_y = componente vertical, F_R = resultante da força de reação do solo, M_y = momento livre, a_x = coordenada no eixo x do ponto de aplicação da resultante da força de reação do solo, a_z = coordenada no eixo z do ponto de aplicação da resultante da força de reação do solo, O = origem do sistema referencial da plataforma de força.	63
FIGURA 19 Representação da delimitação do sistema para o cálculo do momento resultante no tornozelo, onde o momento gerado pela força de reação ($F_{R/R}$) é compensado pelo momento dos flexores plantares (F_{A/R_A}). (Adaptado de material didático, Instituto de Biomecânica - Colônia, 1998).	65
FIGURA 20 Representação esquemática ilustrativa do ambiente experimental, montado conforme caracterização metodológica para a coleta e registro dos dados.....	69

FIGURA 21	Plataforma de força coberta e delimitada com fitas adesivas.	72
FIGURA 22	-Relação esquemática entre as unidades do sistema SELSPOT (Adaptado de GLITSCH, 1992).	73
FIGURA 23	-Localização dos diodos (LED) do SELSPOT II em marcas corporais de referências externas (1 a 8) sobre a extremidade inferior.	76
FIGURA 24	-Etapas da reconstrução 3D segundo o DLT (adaptado de AMADIO & STUCKE, 1993).	78
FIGURA 25	-Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no tornozelo no plano sagital. Valor flexor-plantar máximo (MFP), dorso-flexor máximo (MDF) e tempos de pico para o andar.	84
FIGURA 26	-Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momento articular resultante no tornozelo no plano frontal. Valor supinador máximo (MS), pronador máximo (MP) e tempos de pico para o andar.	84
FIGURA 27	-Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no joelho no plano sagital. Valor flexor máximo (MF), extensor máximo (ME) e tempos de pico para o andar.	85
FIGURA 28	-Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no joelho no plano frontal. Valor abductor máximo (MA-max), abductor mínimo (MA-min) e tempos de pico para o andar. ...	85
FIGURA 29	-Representação das variáveis selecionadas para análise da variação angular no tornozelo e joelho no plano sagital para o andar.	86
FIGURA 30	-Representação das variáveis selecionadas para a análise das variações angulares no plano sagital para tornozelo e joelho durante o correr.	87

Figura

FIGURA 31 -Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo no correr. Valores máximos para MFP e MDF e tempos de pico.	87
FIGURA 32 -Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano frontal no tornozelo. Valor mínimo para MP e tempo de pico.	88
FIGURA 33 -Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano sagital para o joelho no correr. Valor mínimo para MF e tempo de pico.	88
FIGURA 34 -Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano frontal para o joelho no correr. Valor máximo para MA e tempo de pico.	89
FIGURA 35 -Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante as fases de apoio para o andar de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 25mm.	92
FIGURA 36 -Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante as fases de apoio para o correr de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 30mm.	93
FIGURA 37 -Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante a posição de pé parada de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 5,4mm. ...	93
FIGURA 38 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para o adulto (S58) no andar.	104

FIGURA 39 -Curvas individuais de seis tentativas (T1-T7) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para uma criança (S54) no andar.	107
FIGURA 40 -Forças verticais de reação do solo para o andar em S58 (adulto, N=6) e S54 (criança, N=6). Destacam-se as semelhantes magnitudes e aproximadamente uma variabilidade quatro vezes maior par S54.....	114
FIGURA 41 -Forças verticais de reação do solo para o andar em S58 (adulto, N=6) e S52 (criança, N=6). Destacam-se as diferentes magnitudes e uma variabilidade duas vezes maior par S54.....	114
FIGURA 42 -Forças ântero-posteriores de reação do solo para seis tentativas do andar em S58 (adulto) e S55 (criança). Destacam-se poucas diferenças de magnitudes máximas e variabilidade seis vezes maior para S55.....	115
FIGURA 43 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano frontal para S58 no andar.....	117
FIGURA 44 -Curvas individuais de seis tentativas (T1-T8) e curvas médias para variações angulares de tornozelo e joelho no plano frontal para S54 no andar.....	119
FIGURA 45 -Relação entre a variação angular no plano sagital para o tornozelo e joelho e a componente ântero-posterior da força de reação do solo (F_x) para S54 no andar. Estão representadas as curvas de seis tentativas e a curva média.	122
FIGURA 46 -Relação entre a variação angular no plano sagital para o joelho e a componente vertical da força de reação do solo (F_y) para S54 no andar. Estão representadas as curvas de seis tentativas e a curva média.	122

	Página
FIGURA 47 -Curvas médias e de desvios-padrão para a variação angular do tornozelo e joelho no plano sagital em seis tentativas do andar para S54 e S58.	124
FIGURA 48 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para tornozelo e joelho no andar de S58.	126
FIGURA 49 -Curvas individuais de cinco tentativas (T1-T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para tornozelo e joelho no andar de S54.	127
FIGURA 50 -Representação gráfica das curvas individuais e médias para o momento articular resultante e o ângulo do tornozelo no plano sagital para o andar.	128
FIGURA 51 -Representação gráfica das curvas individuais e médias para o momento articular resultante e o ângulo do joelho no plano sagital para o andar.....	130
FIGURA 52 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para tornozelo e joelho no andar de S58.	134
FIGURA 53 -Curvas individuais de cinco tentativas (T1-T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para tornozelo e joelho no andar de S54.	134
FIGURA 54 -Curvas individuais e médias para os momentos no plano frontal para o tornozelo e joelho durante o andar para os sujeitos S52 (A) e S53 (B).....	135
FIGURA 55 -Variabilidades dos momentos articulares resultantes no tornozelo para os planos sagital e frontal no andar de S53.....	139
FIGURA 56 -Variabilidades dos momentos articulares resultantes no joelho para os planos sagital e frontal no andar de S53.....	139

	Página
FIGURA 57 -Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para o adulto (S58).	140
FIGURA 58 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T9) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para uma criança (S54).	141
FIGURA 59 -Comparação entre as componentes ântero-posteriores (Fx) das forças de reação do solo para o correr de S58 (adulto) e S54 (criança).	143
FIGURA 60 -Comportamento da curva médio-lateral (Fz) para S52 e S51 no correr. Estão representadas seis curvas individuais e as curvas médias. Destacam-se aos valores aumentados para Fzmax na fase de acomodação do peso.	144
FIGURA 61 -Curvas individuais e médias para Fy no correr de S50 (A) e S53 (B).	148
FIGURA 62 -Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano sagital para S58 no correr.	151
FIGURA 63 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T9) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano sagital para S54 no correr.	153
FIGURA 64 -Demonstrativo da variação angular do tornozelo e componente vertical da força de reação do solo para seis tentativas do correr de S50. Apoio realizado com o metatarso.	155
FIGURA 65 -Demonstrativo da variação angular do tornozelo e componente vertical da força de reação do solo para seis tentativas do correr de S53. Apoio realizado com o calcanhar.....	156

FIGURA 66 -Curvas individuais de seis tentativas (T2–T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo e joelho no correr de S58 (adulto).	158
FIGURA 67 -Curvas individuais de seis tentativas (T3–T9) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo e joelho no correr de S54 (criança).	160
FIGURA 68 -Momentos articulares resultantes e variação angular para o tornozelo no plano sagital durante o correr de S54 (criança).....	162
FIGURA 69 -Momentos articulares resultantes e variação angular para o joelho no plano sagital durante o correr de S54 (criança).	164
FIGURA 70 -Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para o tornozelo e joelho no correr de S58 (adulto).	165
FIGURA 71 -Curvas individuais de seis tentativas (T3–T9) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para o tornozelo e joelho no correr de S54 (criança).	165
FIGURA 72 -Curvas individuais e médias para os momentos resultantes no tornozelo e joelho no plano sagital para S54 (A) e S52 (B).	168
FIGURA 73 -Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no tornozelo no plano sagital para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).....	169
FIGURA 74 -Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no joelho no plano sagital para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).....	170
FIGURA 75 -Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no tornozelo no plano frontal para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).	170
FIGURA 76 -Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no joelho no plano frontal para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).	171

LISTA DE QUADROS

	Página
QUADRO 1 -Idade de maturação do andar conforme diferentes autores e variáveis investigadas.	12
QUADRO 2 -Tendências desenvolvimentistas de variáveis espaço-temporais selecionadas do andar infantil.....	15
QUADRO 3 -Tendências desenvolvimentistas de variáveis cinemáticas selecionadas do andar infantil.....	16
QUADRO 4 -Tendências desenvolvimentistas de variáveis selecionadas das forças de reação do solo no andar infantil.	18
QUADRO 5 -Tendências desenvolvimentistas de parâmetros espaço-temporais selecionados e das forças de reação do solo durante o correr infantil (FORTNEY, 1983).	23
QUADRO 6 -Classificação de modelos para cálculo de forças internas, adaptado de DALLA VECCHIA (1998).....	35
QUADRO 7 -Relação das grandezas biomecânicas e respectivas variáveis selecionadas para análise.....	82
QUADRO 8 -Definição das variáveis dos momentos articulares resultantes selecionadas para análise.....	83

RESUMO

ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA LOCOMOÇÃO INFANTIL: GRANDEZAS CINÉTICAS NO ANDAR E NO CORRER

Autora: PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA

Orientador: Prof. Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO

Este estudo objetiva contribuir para a compreensão de duas formas básicas de locomoção em crianças, o andar e o correr, através da formulação de uma base descritiva sobre o papel de grandezas cinéticas no movimento humano. Momentos articulares resultantes têm sido considerados como as causas dos movimentos e estudando-se as causas pode-se compreender porque e como surgem movimentos coordenados e mesmo disfunções nos padrões normais. São avaliados padrões de momentos articulares resultantes no plano sagital e frontal para as articulações do joelho e tornozelo durante o andar e o correr em crianças. Na tentativa de se fazer interpretações relativas ao papel do controle das sobrecargas externas na execução de movimentos, são analisados comparativamente os dados infantis com os de um adulto, cujos momentos articulares resultantes foram calculados a partir do mesmo modelo cinético e da mesma técnica de medição. Este modelo adota a estratégia da simplificação da estrutura anatômica funcional, agrupando forças e momentos internos em torno de uma articulação para a solução do problema da indeterminância. No caso de movimentos locomotores, as fases de apoio representam os eventos que submetem o aparelho locomotor às maiores sobrecargas, assim, este estudo analisa os momentos articulares resultantes durante as fases de apoio do andar e correr. As forças de reação do solo foram obtidas através de uma plataforma de força (KISTLER) e a posição dos segmentos corporais

através de um sistema óptico-eletrônico de processamento de imagens (SELSPOT II), ambos sincronizados a uma frequência de amostragem de 250 Hz. Altas variabilidades nas variáveis cinéticas estão associadas a baixas variabilidades nas variações angulares. Os procedimentos de normalização dos momentos articulares resultantes também precisam ser considerados para a avaliação de dados infantis, principalmente quando se compara crianças com adultos ou mesmo indivíduos em faixas etárias diferentes, devido à sensibilidade desta grandeza biomecânica às dimensões corporais como massa e comprimento de segmento inferior. Destacam-se entre os resultados, as maiores magnitudes para os momentos articulares no plano sagital em comparação com o plano frontal. Além disso, os resultados quantitativos mostraram-se semelhantes aos de estudos que empregaram modelos mais complexos para o cálculo dos momentos articulares resultantes, indicando que o modelo adotado fornece dados quantitativos confiáveis.

Palavras-chave: Locomoção infantil, Biomecânica, Momentos articulares resultantes.

ABSTRACT**BIOMECHANICAL ASPECTS OF GAIT PATTERNS IN CHILDREN:
KINETIC ANALYSIS IN WALKING AND RUNNING****Author: PAULA HENTSCHEL LOBO DA COSTA****Adviser: Prof. Dr. ALBERTO CARLOS AMADIO**

The proposal of this study is to describe kinetic variables for two types of locomotor movements in children: walking and running. Net ankle and knee joint moments can be considered as causes of the movement and its study contributes to a better understanding of movement coordination processes and also of the loading characteristics of locomotor movements. Net joint moments were estimated for the ankle and knee joints at the sagittal and frontal planes during walking and running in children. The patterns were compared to an adult pattern in order to show the importance of loading control during locomotor movements. In order to estimate the net joint moments and to solve the indeterminacy problem, simplifications of the anatomic structure were adopted, grouping internal forces and moments around the chosen joints. Only the stance phase of the walking and running were analysed, for they are the most relevant in a loading analysis. Ground reaction forces were measured with a KISTLER force plate and the segmental positions were measured with the SELSPOT II system. Both were synchronized and sampled at 250 Hz. The combination of these measures with the mathematical relations of the joints allowed the estimation of the net joint moments. The high variabilities of the net joint moment patterns are associated to very low variabilities of the kinematic patterns. The normalization procedures for the net joint moments need also to be considered when comparing subjects of different ages and body structures, because the magnitudes of

the moments are very sensitive to differences in the length of the lower limbs. The quantitative results are very similar to those from other studies, which used more complex models. This fact indicates that our results can be considered reliable.

Keywords: Gait patterns, Biomechanics, Net joint moments.

1 INTRODUÇÃO

Este estudo objetiva contribuir para a compreensão de duas formas básicas de locomoção em crianças, o andar e o correr, através da formulação de uma base descritiva sobre o papel de grandezas biomecânicas na locomoção infantil. A grande fonte de inspiração para este trabalho é a obra de Bernstein (BERNSTEIN, 1967, 1975, 1996) cujo roteiro intelectual inicia-se com a biomecânica e as técnicas de aquisição de dados quantitativos dos movimentos, analisa-os em detalhes, realiza interpretações fisiológicas e neurofisiológicas, concluindo com generalizações e indicações para futuras empreitadas científicas. Bernstein recusou-se a teorizar sobre seu objeto de estudo, a fim de não forçar o fenômeno a adequar-se a algum modelo estabelecido a priori. Reconheceu a imensa complexidade da locomoção humana, estudando-a, dentre outras formas de movimentos, em crianças, idosos, militares, pacientes neurológicos e portadores de próteses de membros inferiores.

O andar e o correr podem ser caracterizados como movimentos regulares, adaptáveis e aparentemente simples. Apesar da maturação anatômica do sistema nervoso central já estar completa por volta dos dois anos de idade, não se pode falar em uma coordenação ideal de movimentos locomotores até os 14 ou 15 anos, o que implica em dizer que a maturação funcional está atrasada em relação à maturação anatômica (BERNSTEIN, 1996).

Todas as crianças vêm a este mundo despreparadas para enfrentar os desafios impostos pelo bipedalismo no campo gravitacional, habituadas que estão ao ambiente aquático. Durante a infância, movimentos seqüenciais e ordenados surgem em idades relativamente previsíveis, o que levou a um grande volume de conhecimentos de natureza descritiva (FIGURA 1) baseados em parâmetros biomecânicos (BECK, ANDRIACCHI, KUO, FERMIER & GALANTE, 1981; FORTNEY, 1983; SUTHERLAND, OLSHEN, BIDEN & WYATT, 1988) ou na noção de estágios enquanto modelos explicativos, representando períodos em que o comportamento motor é relativamente estável (GALLAHUE, 1982).

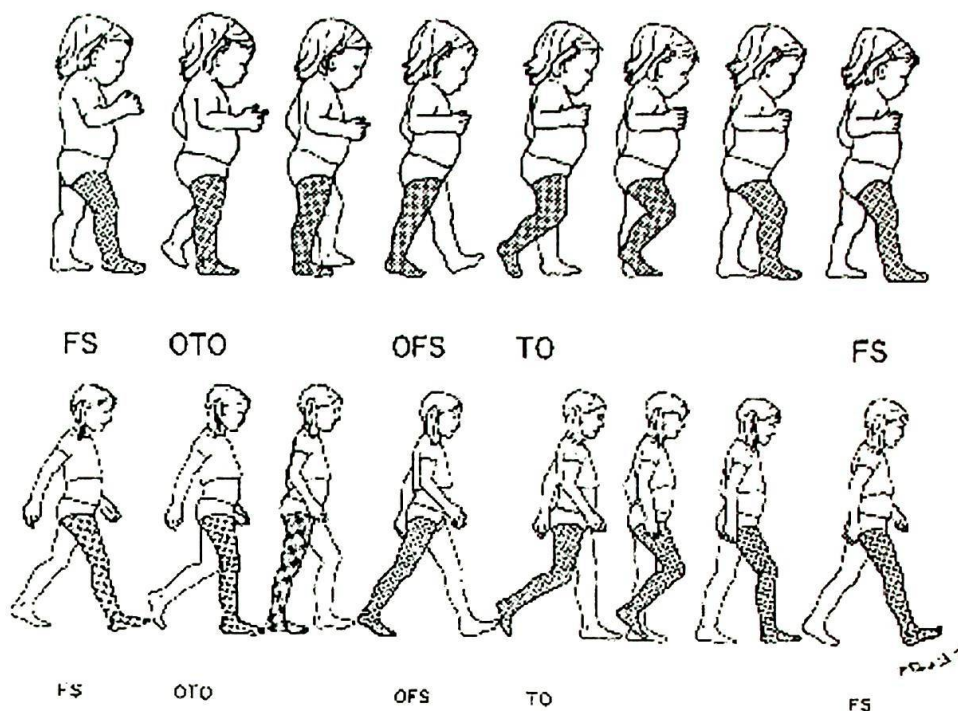


FIGURA 1 - Vista sagital de padrões do andar em uma criança de um ano (em cima) e outra de sete anos (em baixo). FS= apoio inicial, OTO= saída do solo do pé contra-lateral (em branco), OFS= apoio inicial do pé contra-lateral, TO= saída do solo do pé ipsilateral (em cinza), FS= novo apoio inicial. Adaptado de SUTHERLAND *et al.* (1988).

Apesar da importante contribuição destes estudos, estas tradições de pesquisa não se adequam à compreensão dos possíveis mecanismos responsáveis pelas mudanças no movimento humano, analisando o problema a partir de uma abordagem fenomenológica sem buscar causas estruturais para o comportamento observado.

A contribuição para o movimento coordenado e maduro das forças externas e do desenvolvimento de forças musculares e das resultantes de outras fontes internas não-musculares tem merecido atenção da Biomecânica e fornecido importante paradigma de pesquisa, analisando o problema a partir de uma abordagem estrutural-analítica, na busca de possíveis causas dos padrões de movimento.

Esta abordagem biomecânica tem estudado o desenvolvimento motor não apenas como um processo submetido à seqüência de maturação de centros e vias do sistema nervoso, mas sim enquanto um processo regulado a partir da interação

dinâmica do indivíduo com seu meio ambiente. O termo “dinâmica” neste contexto tem o sentido de atividade coordenativa do sistema nervoso central envolvida numa dada tarefa motora (THELEN, 1986). Neste caso, pesquisadores interessam-se pelo exame de como os desafios biomecânicos encontrados pelas crianças no curso de seu desenvolvimento e suas possíveis soluções modulam a formação de padrões progressivamente mais maduros de movimentos.

Dessa forma, estudos biomecânicos de padrões de movimentos infantis têm trazido importantes contribuições não apenas descrevendo tendências desenvolvimentistas de variáveis biomecânicas, mas também examinando a importância de grandezas biomecânicas nos processos de aquisição de movimentos coordenados, bem como na diferenciação do aparelho locomotor em adaptação às sobrecargas, reforçando a noção de que estes processos sejam sensíveis às grandezas mecânicas.

Um momento ou torque é sempre o produto de uma força pela sua distância a um centro de rotação. No corpo humano, os músculos produzem força a uma certa distância dos centros articulares e, assim, sempre que um músculo se contrai, produz um momento ou torque ao redor da articulação cruzada por este músculo. Em biomecânica, os momentos articulares resultantes têm sido considerados como as causas dos movimentos observados (VAUGHAN, 1996a; WINTER, 1991). Estudando-se as causas, pode-se compreender porque e como surgem movimentos coordenados e mesmo disfunções nos padrões normais.

Estes momentos representam os efeitos resultantes da ação dos músculos e ligamentos que cruzam uma articulação e de forças friccionais nas superfícies articulares entre ossos adjacentes. Entretanto, como no movimento humano as articulações em geral não atingem seu limite máximo, as forças friccionais e ligamentares são pequenas e, assim, pode-se considerar que os momentos articulares sejam resultantes de forças musculares somente (WINTER, 1990) que, como tais, estão sob controle do sistema nervoso central. Apesar deste controle voluntário, todo ato motor requer sempre a superação de forças externas, assim, os momentos articulares atuam principalmente em reação aos momentos gerados por forças externas, como a gravidade e forças de reação do solo, principalmente em movimentos locomotores.

Momentos articulares resultantes descritos na locomoção infantil têm se destacado principalmente na área clínica. ÖUNPUU, GAGE & DAVIS (1991) e VAUGHAN (1996a) descreveram padrões de momentos articulares resultantes para o andar infantil normal na intenção de criar seus próprios bancos de dados para futuras avaliações de padrões de movimentos deficientes, uma vez que os dados são, em geral, específicos para cada laboratório e seu modelo particular de cálculo de grandezas cinéticas. DAVIDS, BAGLEY & BRYAN (1996a), LAI, KUO & ANDRIACCHI (1988) e ÖUNPUU, DAVIS & DeLUCA (1996) reportaram os momentos articulares para o andar de crianças portadoras de paralisia cerebral, numa tentativa de se incluir este parâmetro na avaliação de procedimentos de reabilitação motora. DAVID (2000) relata os momentos articulares resultantes nos planos sagital, frontal e transversal para o andar de crianças em faixas etárias variando dos seis aos 10 anos.

Enquanto o andar já foi extensamente descrito na biomecânica, sendo o objeto de estudo preferido dos laboratórios de marcha ao redor do mundo, os padrões de momentos articulares resultantes para o correr em crianças somente foram descritos por ÖUNPUU (1990), apesar da importância desta forma de locomoção no repertório motor infantil.

O presente estudo objetiva avaliar padrões de momentos articulares resultantes no plano sagital e frontal durante o andar e o correr em crianças para as articulações do joelho e tornozelo. Na tentativa de se fazer interpretações relativas ao papel destas grandezas sobre a análise das sobrecargas externas, pretende ainda analisar comparativamente os dados infantis com os de um adulto, a partir do mesmo modelo cinético e mesma técnica de medição.

2. REVISÃO DA LITERATURA

A grandeza biomecânica dos momentos articulares resultantes pode ser empregada como ferramenta analítica na compreensão dos processos que geram mudanças nas estruturas de movimento, sejam elas no contexto imediato ou do ciclo desenvolvimentista do indivíduo. As relações entre os momentos articulares devem-

se alterar em função da idade e produzir diferentes padrões coordenativos e diferentes respostas às sobrecargas.

Os padrões de momentos musculares são modulados em resposta aos momentos gerados pelo contexto, representados pelos momentos gravitacionais, inerciais e das forças de reação do solo. Além disso, esta grandeza também é um importante indicador de sobrecargas dinâmicas que atingem o aparelho locomotor durante a realização de um movimento (BAUMANN, 1995) e do efeito destas na diferenciação da estrutura anatômica infantil (PAUWELS, 1980; WITT, RETTIG, SCHLEGEL, HACKENBROCH & HUPFAUER, 1980).

A seleção desta grandeza para estudo no contexto da quantificação da sobrecarga articular no andar e correr infantis revela o interesse sobre explicações causais que elucidam propriedades funcionais, na busca de referências acerca de mecanismos e estruturas dedicadas no corpo humano.

Esta revisão bibliográfica destaca o papel da grandeza biomecânica dos momentos articulares resultantes na formação de padrões coordenados de movimentos e no estudo das sobrecargas articulares típicas do andar e do correr em crianças.

2.1 Locomoção humana: andar e correr como padrões de movimento em função da idade

Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal através do espaço aéreo, aquático ou terrestre (CAPPOZZO, 1991a). Ela pode ser considerada como um dos traços mais característicos do mundo animal. É produzida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica entre forças internas e externas. Apesar do movimento ser sempre visível, suas causas são inacessíveis a partir de parâmetros que podem ser diretamente observáveis ou mensuráveis.

A beleza e complexidade da locomoção humana já inquietavam 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 humano e dos demais animais, a partir da noção de que as mesmas leis governavam os movimentos no mundo material e vivo. Borelli determinou o centro de gravidade do corpo humano e analisou o andar (MAQUET, 1992).

Antes do surgimento do método gráfico, introduzido por Marey na segunda metade do século XIX com o emprego de transdutores mecânicos para o estudo da locomoção humana e animal, os irmãos Weber já haviam realizado importantes conclusões sobre as relações entre parâmetros espaço-temporais para o andar e o correr, elaborando uma teoria para estas formas de locomoção apenas utilizando-se de observações e algumas medidas temporais (GROH, 1969). Segundo os irmãos Weber, as fases de balanço no andar e correr podiam ser consideradas como puros pêndulos e, sendo assim, não dependiam da atividade muscular para a sua realização. Esta noção, apesar de ter sido fortemente combatida por Braune e Fischer merece até hoje intensos debates nos meios acadêmicos.

Com os avanços nos métodos ópticos para o registro dos movimentos introduzidos pelas fotografias de Marey e Muybridge e a metodologia analítica para a reconstrução tridimensional de coordenadas espaciais e para os cálculos de grandezas mecânicas do corpo humano por Braune e Fischer, estavam lançadas já na virada do século XX as bases dos métodos técnicos e teóricos para o estudo quantitativo de grandezas mecânicas do corpo humano e de seu movimento. BERNSTEIN (1967) aperfeiçoou os métodos empregados por Braune e Fischer e revelou a importância do estudo da locomoção humana no contexto do trabalho, da medicina, do desenvolvimento humano e da reabilitação. Os trabalhos de BERNSTEIN (1967) podem ser considerados como a primeira abordagem integrativa em Biomecânica (SCHMALZ, 1994), uma vez que demonstram através de simples raciocínios mecânicos que a estrutura dos movimentos humanos só pode ser descrita e compreendida pela interação complexa entre elementos dos domínios da fisiologia, anatomia e mecânica, associando, por exemplo, os momentos de rotação (grandezas mecânicas) em uma articulação ao estado de inervação da musculatura (grandezas anatomo-fisiológicas).

O interesse pelo estudo da locomoção humana também vem crescendo no

Brasil, a ponto de laboratórios inteiramente dedicados ao assunto, os chamados Laboratórios de Marcha, serem criados a cada dia, inclusive no Brasil, a exemplo dos já existentes no Hospital Sarah Kubishek- Brasília, no Centro de Reabilitação Vergueiro - FMUSP, na AACD - São Paulo, entre outras instituições, todos envolvendo equipes multidisciplinares.

O objetivo da discussão que se segue é o de apresentar um painel global a respeito da locomoção humana, desde suas origens, o problema do seu controle e, finalmente, o desenvolvimento das formas básicas do andar e correr na infância, avaliadas a partir de parâmetros biomecânicos.

As origens da locomoção têm gerado intensos debates científicos. O papel da marcha reflexa no acervo motor infantil e suas implicações sobre o andar independente tem merecido especial atenção, contrapondo maturacionistas a pesquisadores da perspectiva dos sistemas dinâmicos. Derivados desta última, estudos têm buscado evidências experimentais para as concepções de BERNSTEIN (1967) acerca do surgimento e desenvolvimento de padrões coordenados de movimentos em crianças. A manipulação do andar em bebês (THELEN & FISHER, 1982), por exemplo, tem contribuído de forma decisiva para a compreensão de que movimentos coordenados surgem a partir de um sistema predisposto a gerar padrões alternados de coordenação intermembros, cujos detalhes não são especificados, mas vêm da interação com o campo biomecânico. Isso quer dizer que, provavelmente, algum tipo de fator biomecânico relacionando forças internas às forças gravitacionais atue como limitante na manifestação de um padrão mais coordenado de movimento.

Nos estudos acima citados foram identificados os seguintes fatos: o andar reflexo não desaparece; existe uma forte tendência para um padrão alternado de coordenação intermembros; as flexões articulares para os membros inferiores são vigorosas, enquanto as extensões são mais passivas (THELEN, 1986). Portanto, o andar reflexo não desaparece, apenas é dificultado a partir do segundo mês de vida dos bebês, o que deve estar mais relacionado a uma desproporção entre aumento das massas dos segmentos e força muscular, que não aumenta de maneira a compensar estes ganhos em massa. Assim, a perda relativa de momento de força muscular impede que o bebê seja capaz de elevar suas pernas para realizar as

passadas, uma vez que quando este mesmo bebê é submerso em água até a altura do peito, ou colocado para andar sobre uma esteira mecânica, o padrão de passadas alternadas é reproduzido.

A partir destas evidências, a hipótese de seqüenciamento cognitivo de FORSSBERG (1985), que responsabiliza a maturação de centros e vias nervosas pelo desaparecimento do andar reflexo, uma vez que este perde sua função, pode ser contestada. Portanto, é possível que os mecanismos neurais responsáveis pelo andar independente já estejam presentes antes da manifestação deste comportamento, cujo surgimento é limitado devido às características biomecânicas intrínsecas do sistema neuro-músculo-esquelético do bebê. Estas características limitam o processo coordenativo e, conseqüentemente, dificultam a manifestação de padrões mais maduros de movimentos. Uma vez que as demandas de equilíbrio e sustentação (CLARK, WHITALL & PHILLIPS, 1988), bem como as de propulsão (THELEN, 1986), sejam satisfeitas experimentalmente, surge um padrão coordenado de movimentos alternados rítmicos para os membros inferiores, muito semelhantes ao andar maduro.

Assim, a reorganização do movimento no curso da ontogênese inicia-se no campo biomecânico. BERNSTEIN (1967) reconheceu que à medida que os segmentos corporais se movem, produzem forças inerciais e centrípetas e ainda estão sujeitos às forças externas como a gravidade e forças friccionais, o que significa que o movimento não pode ser compreendido isolado de sua interação com o meio e é justamente nesta interação que os padrões de movimento são regulados. À medida que o sistema neuro-músculo-esquelético responde às experiências no contexto funcional e às mudanças nas propriedades biomecânicas intrínsecas do organismo, surgem padrões coordenativos mais maduros.

Quanto ao problema do controle da locomoção, após disputas sobre os papéis dos comandos centrais e dos mecanismos reflexos, aceita-se que este processo resulte da interação entre comandos de uma rede central que produzem características essenciais do padrão motor, com sinais de feedback sensorial. A noção de Gerador de Padrão Central (GRILLNER, 1985) tem sido reconhecida na neurofisiologia e em controle motor enquanto estrutura dentro do sistema nervoso, localizada provavelmente ao nível da medula espinal, capaz de gerar

autonomamente o ritmo básico para a locomoção sem a modulação de informação sensorial. Tais estruturas já foram identificadas em animais (DELCOMYN, 1980) e humanos (THELEN, BRADSHAW & WARD, 1981).

A facilidade com a qual os padrões locomotores se adaptam às demandas do ambiente indica que os Geradores de Padrão Central (Central Pattern Generator, CPG) sejam estruturas flexíveis. Apesar dos CPG produzirem movimentos coordenados e rítmicos dos membros inferiores, os padrões gerados são apenas versões rudimentares da locomoção humana. Comandos superiores vindos do córtex cerebral, cerebelo e tronco encefálico iniciam e mantêm padrões ótimos de atividade, prevendo ajustes de acordo com as necessidades de cada situação. Durante o curso do movimento, o desempenho é avaliado e aperfeiçoado por circuitos de feedback sensorial, que podem modular tanto as respostas dos CPG quanto as dos comandos centrais.

VAAL, VAN SOEST & HOPKINS (1995) sugerem as seguintes relações entre os subsistemas que participam do controle da locomoção (FIGURA 2):

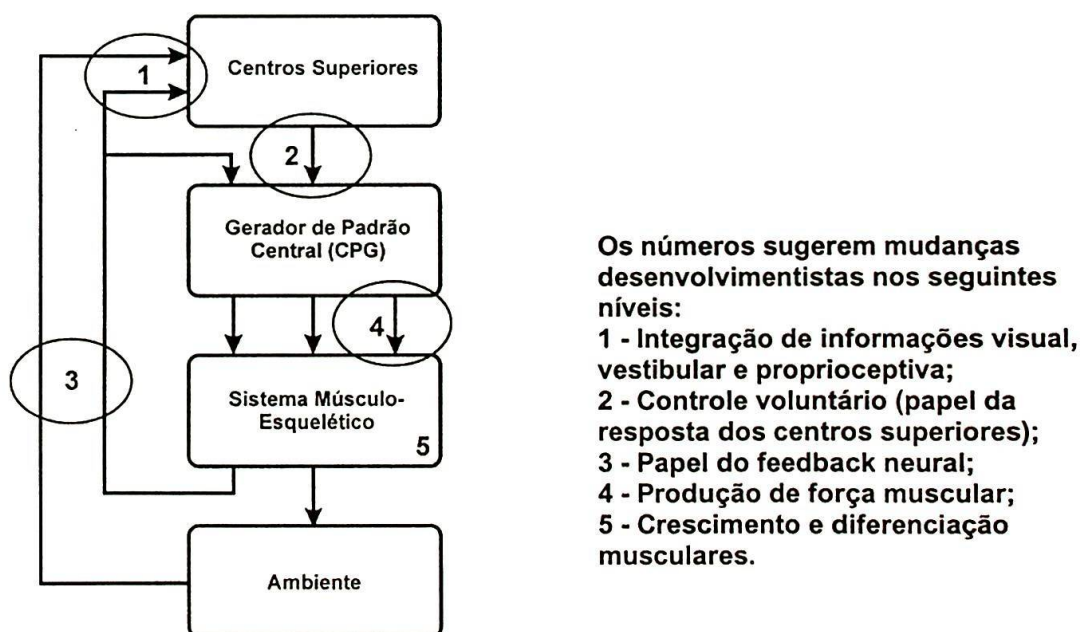


FIGURA 2 - Representação esquemática dos subsistemas que participam do controle da locomoção e suas interações. As setas indicam as direções das interações. Adaptado de VAAL et al. (1995).

Com base neste modelo, aceita-se que os centros superiores enviem um comando motor não especificado em seus detalhes para uma unidade de Gerador de Padrão Central, cuja resposta já especifica um grande número de variáveis que estabelecem os padrões de atividade de um conjunto de unidades motoras. A atividade do CPG não é totalmente especificada pelo comando supra-espinal, devido ao papel modulador do feedback. Assim, os detalhes do movimento não são especificados nos centros superiores, o que reduz o número de graus de liberdade a ser controlado a este nível. As interações entre a resposta do CPG, as propriedades dinâmicas do sistema músculo-esquelético e o ambiente resultam no movimento.

É interessante notar que os avanços da neurofisiologia confirmam as hipóteses sobre o controle da locomoção levantadas por Bernstein há muitos anos atrás e reeditadas recentemente (LATASH & TURVEY, 1996). Atualmente, tem-se modelado os CPG como osciladores biológicos, que representam um sistema neural muito simples e ao mesmo tempo capaz de gerar padrões de movimentos coordenados, flexíveis e estáveis diante perturbações externas (TAGA, 1995; TAGA YAMAGUCHI & SHIMIZU, 1991). Este circuito neural está associado ao sistema esquelético e somente produz movimentos apropriados quando interagindo com o meio ambiente.

Após a discussão das origens e do controle da locomoção humana, pode-se analisá-la no contexto desenvolvimentista, apresentando as tendências de mudanças nos parâmetros biomecânicos das formas de andar e correr infantis. A discussão prévia tem por objetivo fundamentar as mudanças relatadas a seguir, evitando que sejam interpretadas apenas como alterações quantitativas, sem relações com os mecanismos que as regulam.

O desenvolvimento do andar infantil foi por muito tempo considerado como um fenômeno governado pela maturação do sistema nervoso e, como tal, pouco influenciável por fatores externos. Conseqüentemente, não havia muito para ser explicado, além de uma descrição da seqüência natural de aparecimento de distintos comportamentos. A partir da década de 80, o desenvolvimento do andar infantil tem sido tratado como um processo de grande complexidade, envolvendo a interação de muitos subsistemas e que só pode ser compreendido através de esforços integrados, envolvendo áreas distintas do conhecimento como a neurofisiologia, a psicologia, a

biomecânica, a computação, para citar apenas algumas.

A documentação do movimento infantil iniciou-se com MUYBRIDGE (reeditado em 1955), com registros fotográficos feitos no início do século XX mostrando crianças andando, correndo e subindo degraus. Estas fotografias refletem seu interesse pelo movimento infantil, provavelmente buscando revelar suas peculiaridades (FIGURA 3).

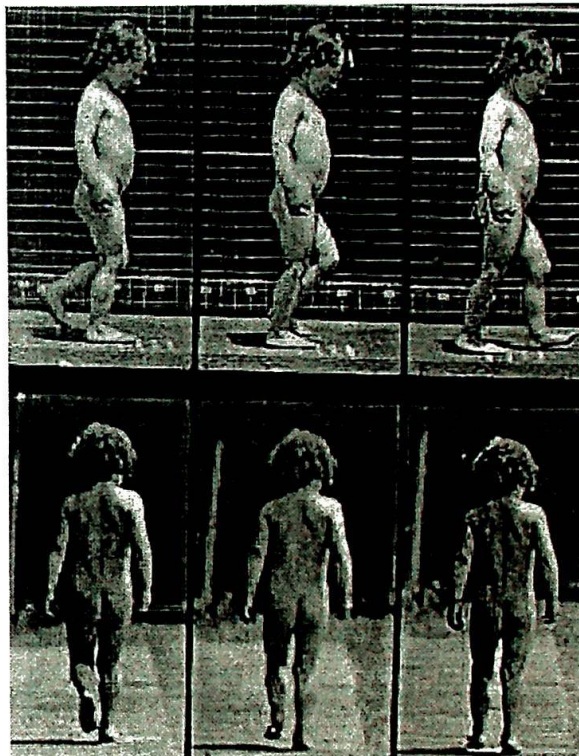


FIGURA 3 - Fotografias de Muybridge realizadas em 1901, mostrando o andar de uma criança nos planos sagital (acima) e frontal (abaixo).

Ao longo do seu desenvolvimento, a criança aprende a integrar cada uma das inúmeras variáveis contidas no seu aparelho músculo-esquelético numa unidade funcional, produzindo um comportamento rítmico, com um padrão cíclico de movimentos segmentares que ao mesmo tempo é altamente regular e flexível, além de exigir um mínimo de dispêndio energético. Este processo de desenvolvimento do andar pode ser considerado como o maior desafio vencido pela criança ao longo de seu desenvolvimento motor (WINTER, 1991).

A idade de maturação do andar infantil tem sido estabelecida na

dependência do tipo de variáveis utilizadas pelos autores para o seu estudo, onde cada autor considera que seus parâmetros sejam índices adequados do processo global de desenvolvimento do andar. O quadro abaixo deve facilitar uma avaliação deste assunto:

QUADRO 1 - Idade de maturação do andar conforme diferentes autores e variáveis investigadas.

AUTOR	IDADE DO ANDAR MADURO	VARIÁVEIS ESTUDADAS
BECK <i>et al.</i> (1981)	No primeiro ano do andar independente	Padrões das três componentes das forças de reação do solo
BERNSTEIN (1967)	Aos 5 anos de idade aproximadamente	Aceleração vertical e horizontal do centro de gravidade do corpo todo
BRIL & BRENIÈRE (1993)	No quarto ano do andar independente	Aceleração vertical do centro de gravidade do corpo todo
BURNETT & JOHNSON (1971)	Aos 2,5 anos de idade aproximadamente	Cinemática dos segmentos corporais
PREIS <i>et al.</i> (1997)	Entre os 2 e 3 anos de idade	Componente vertical das forças de reação do solo
SUTHERLAND <i>et al.</i> , 1980	Aos 3 anos de idade aproximadamente	Seus 5 determinantes do andar maduro

Os cinco determinantes do andar maduro de SUTHERLAND, COOPER & DANIEL (1980) serão relatados adiante, na apresentação das tendências desenvolvimentistas das variáveis cinemáticas do andar.

As características de um andar bem sucedido, segundo critérios globais de propulsão eficiente do corpo e segurança, são descritas por WINTER (1991) como:

- manutenção da sustentação do corpo durante o apoio, prevenindo o colapso dos membros inferiores;
- manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo;
- controle da trajetória do pé, garantindo uma passagem segura sobre o solo na fase de balanço e um contato suave com o calcanhar no apoio inicial;
- geração de energia mecânica para manter ou aumentar a velocidade de progressão;
- absorção de energia mecânica para o controle do impacto inicial e estabilidade ou para reduzir a velocidade de progressão.

Todas as características acima precisam ser mantidas pela criança ao mesmo tempo em que elas aprendem a controlar as demandas posturais numa

situação de equilíbrio dinâmico, bem como a lidar com os efeitos dinâmicos das mudanças nas suas proporções corporais. Ora, é de se esperar que tais condições levem a uma longa fase de maturação do andar na espécie humana. Estes critérios descritos por WINTER (1991) poderiam ser empregados para a identificação do andar maduro, ao invés de se confiar em variáveis selecionadas em função da disponibilidade material dos laboratórios. Infelizmente, ainda não há iniciativas nesta direção. Naturalmente, a opção por tais critérios na investigação da maturação do andar requer uma Complexa Análise do Movimento Humano (HOCHMUTH, 1973), envolvendo o uso simultâneo de diferentes métodos de investigação biomecânica, o que aumenta a sofisticação técnica necessária para as análises.

O movimento do andar é definido em termos de um intervalo de tempo onde se completa uma sucessão de eventos regulares. Este intervalo de tempo consiste em duas fases, fase de apoio e de balanço, cujos períodos e eventos estão ilustrados na FIGURA 4.

A descrição completa do ciclo do andar (FIGURA 4) pode ser encontrada em SUTHERLAND *et al.* (1988), que também apresenta os padrões normais para as variáveis espaço-temporais e para a cinemática dos segmentos corporais.

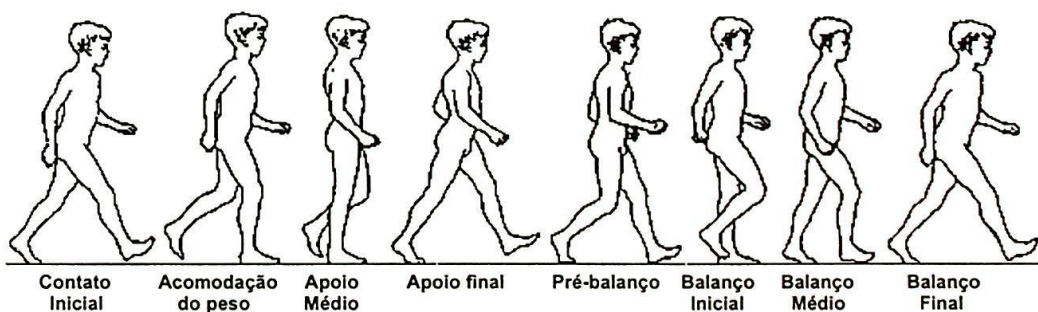


FIGURA 4 - Ilustração do ciclo do andar com suas fases e eventos. A descrição das fases e eventos está no texto (Adaptado de ÖUNPUU *et al.* 1991).

Na FIGURA 4, estão identificadas as fases de apoio e balanço, os eventos de contato inicial, acomodação do peso, apoios médio e final, pré-balanço, balanço inicial, médio e final.

A fase de apoio representa a porcentagem do ciclo em que o pé está em contato com o solo e a de balanço em que ele está oscilando. O apoio do calcanhar com o solo representa o início do ciclo. Um ciclo se completa quando ocorre um

segundo apoio sucessivo do mesmo calcanhar, caracterizando uma fase de apoio duplo, quando ambos os pés estão em contato com o solo. Convencionou-se apresentar os instantes de ocorrência dos eventos do andar em termos da porcentagem do ciclo total, uma vez que estes eventos são altamente regulares em velocidades auto-selecionadas pelos sujeitos (LOBO DA COSTA, DUARTE & AMADIO, 1998).

A descrição do andar também pode ser feita em função de variáveis cinéticas que não podem ser observadas diretamente, mas precisam ser medidas por instrumentos dedicados ou calculadas a partir de dados da cinemática. Dentre elas, as forças de reação do solo são as mais encontradas, pois são diretamente mensuráveis através de plataformas de força. Outras variáveis da cinética são os níveis de energia mecânica dos segmentos e do corpo todo, bem como suas potências e os momentos articulares resultantes. Os padrões típicos para os momentos articulares resultantes em três dimensões durante o andar estão apresentados na FIGURA 5.

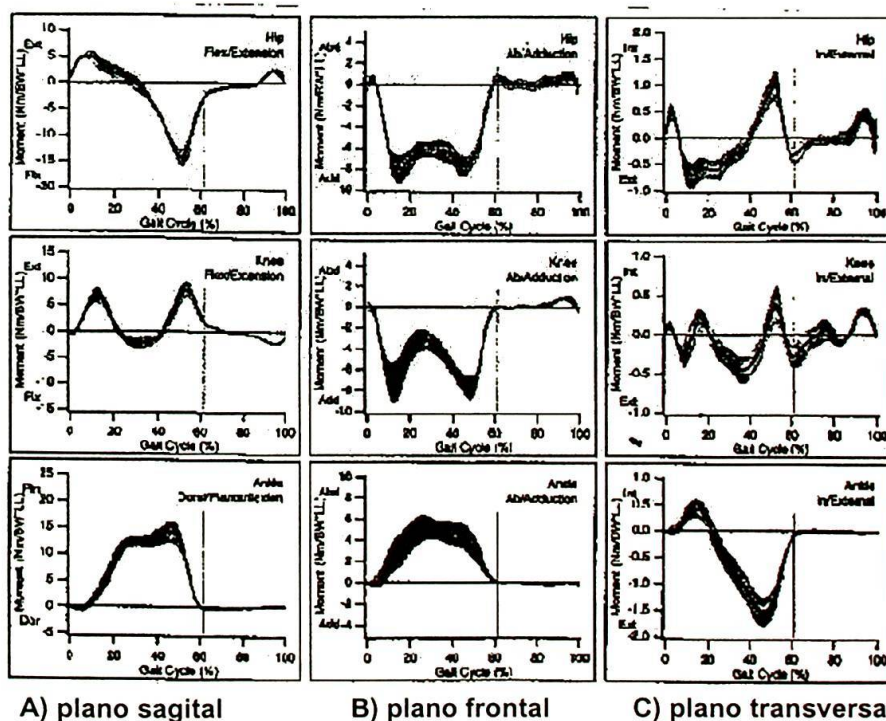


FIGURA 5 - Momentos articulares resultantes no quadril, joelho e tornozelo nos três planos de movimento durante o andar normal (KABADA, RAMAKRISHNAN, WOOTETEN, GAINNEY, GORTON & COCHRAN, 1989).

Uma vez conhecidas as características biomecânicas do andar normal e maduro, que servem de referências para a comparação com os dados do andar infantil, pode-se apresentar as principais tendências desenvolvimentistas de alguns parâmetros biomecânicos selecionados.

Os dados de cada tabela foram retirados de preferência de um mesmo estudo para efeito de coerência na metodologia aplicada e no grupo de crianças estudado. Apenas para o caso de um parâmetro não ser relatado por um mesmo autor, será incluída uma outra referência, indicada na tabela.

As medidas de parâmetros espaço-temporais abaixo são baseadas em SUTHERLAND *et al.* (1980, 1988), exceções são referenciadas na tabela. As durações das fases estão normalizadas pela duração total do ciclo do andar.

QUADRO 2 - Tendências desenvolvimentistas de variáveis espaço-temporais selecionadas do andar infantil.

VARIÁVEL	IDADE		
	0 AOS 3 ANOS	3-5 ANOS	5-7 ANOS
Tempo de apoio simples	32%, aumenta rapidamente até os 2,5 anos	38%, padrão maduro por volta dos 4 anos	38,6 %, com pequenas variações até os 7anos
Tempo de apoio duplo (PREIS <i>et al.</i> , 1997)	31,5%, decresce rapidamente no primeiro ano do andar independente	Decresce mais lentamente	26,9%, o padrão adulto está presente por volta dos 5 anos
Tempo de balanço	32%, aumenta rapidamente até os 2,5 anos	38%, padrão maduro por volta dos 4 anos	38,6 %, com pequenas variações até os 7anos
Cadência	180 passos/min com 1 ano, decresce rapidamente	Decresce mais lentamente	143 passos/min aos 7 anos, continua crescendo durante a puberdade
Velocidade do andar	Cerca de 50m/min e cresce rapidamente	Cresce mais lentamente	Cerca de 60m/min aos 7 anos
Comprimento (distância) de passo	21 cm com 1 ano e cresce rapidamente até os 2,5 anos	32,9 cm aos 3 anos e cresce mais lentamente	47,9 cm aos 7 anos e continua crescendo durante a puberdade
Largura de passo	Decresce rapidamente com as primeiras semanas do andar independente	Atinge valores maduros, dentro dos limites laterais do tronco	

SUTHERLAND *et al.* (1988) avaliaram parâmetros espaço-temporais, rotações articulares nos três planos e forças de reação do solo em 415 crianças entre um e sete anos de idade a fim de elaborar uma base de dados confiável para a identificação da maturação do andar e a comparação com padrões deficientes. Destacaram que os parâmetros espaço-temporais já estão estabelecidos por volta dos quatro anos de idade, sendo que continuam com pequenas variações até os sete anos devido ao crescimento do comprimento da perna.

PREIS, KLEMMS & MÜLLER (1997) avaliaram o comportamento de parâmetros espaço-temporais e da componente vertical da força reação do solo em 54 crianças entre um e cinco anos através do uso de calçados instrumentalizados com transdutores de força. Relatam que o tempo de apoio duplo no andar decresce rapidamente no primeiro ano do andar independente e que a força vertical de reação do solo atinge um padrão adulto entre os dois e três anos de idade.

As medidas de parâmetros cinemáticos abaixo são baseadas em BURNETT & JOHNSON (1971).

QUADRO 3 - Tendências desenvolvimentistas de variáveis cinemáticas selecionadas do andar infantil.

Variável	Idade		
	0 aos 3 anos	3-5 anos	5-7 anos
Apoio inicial no solo feito com o calcanhar	A substituição do apoio com o tornozelo em flexão-plantar surge 22 semanas após o andar independente	Ataque consistente de calcanhar, com dorso-flexão do tornozelo ao final do balanço	Poucas variações de amplitude de movimentos
Flexão do joelho no início do apoio e extensão do joelho no apoio médio	A substituição da predominante flexão do joelho no apoio surge 15 semanas após o andar independente	Padrão maduro de flexão no início do apoio e extensão no apoio médio	Poucas variações de amplitude de movimentos
Movimentos alternados de membros superiores	A substituição da rotação externa dos ombros com flexão de cotovelos surge 22 semanas após o andar independente	Balanço alternado de braços principalmente no plano sagital	Poucas variações de amplitude de movimentos

BURNETT & JOHNSON (1971) estudaram através de filmagens 104 crianças entre nove meses e 11 anos, das quais 28 foram observadas longitudinalmente, completando entre seis e 21 avaliações de cada uma destas crianças. As variáveis analisadas foram: flexão da pelve, rotação da pelve, flexão do joelho no apoio, contato inicial com o calcanhar, largura da base de apoio e movimentos alternados de membros superiores. Todas estas características já estavam presentes aos 29 meses de idade.

SUTHERLAND *et al.* (1988) consideram que os eventos descritos por BURNETT & JOHNSON (1971) pouco caracterizam o andar maduro, pois já estão presentes muito cedo nas crianças. Assim, sugerem cinco fatores determinantes do andar maduro: duração do apoio simples, velocidade do andar, cadência, comprimento do passo e largura de passo. No entanto, estes eventos também já estão maduros por volta dos três ou quatro anos. Quanto aos padrões das rotações articulares nos três planos de movimento, os perfis típicos de adultos já estão presentes também por volta dos três e quatro anos de idade, sendo que continuam ocorrendo pequenas variações de amplitude até os sete anos.

As forças de reação do solo também já foram estudadas durante o desenvolvimento do andar em crianças. BECK *et al.* (1981) estudaram as forças de reação do solo e parâmetros espaço-temporais em três velocidades diferentes de 51 crianças, das quais 31 foram observadas longitudinalmente. Relatam que o crescimento em estatura é o principal determinante das mudanças nos parâmetros espaço-temporais. As três componentes da força de reação do solo variam pouco com a idade até os cinco anos e tendem a decrescer seus valores máximos.

TAKEGAMI (1992) estudou 241 crianças entre quatro e 10 anos, avaliando as três componentes da força de reação do solo em termos de suas magnitudes e distribuições temporais, além de parâmetros espaço-temporais. Verificou que os picos máximos da componente médio-lateral decrescem até cerca dos sete anos, enquanto os segundos picos das componentes horizontal e vertical crescem até aproximadamente os seis anos de idade.

O QUADRO 4, a seguir, apresenta a tendência desenvolvimentista de alguns parâmetros selecionados das forças de reação do solo. As magnitudes das forças estão normalizadas em termos da porcentagem do peso e os tempos em porcentagem da duração da fase de apoio.

QUADRO 4 - Tendências desenvolvimentistas de variáveis selecionadas das forças de reação do solo no andar infantil.

Variável	Idade		
	0-3 anos	3-5 anos	5-7 anos
Valores dos primeiros picos de Fy, Fx, Fz (BECK <i>et al.</i> , 1981)	24% (Fx-posterior), 137% (Fy-vertical), 5% (Fz-medial), valores decrescem com a idade	Valores decrescem, sendo que Fy (113%) já apresenta valores maduros	16% (Fx), 4% (Fz), correspondem aos padrões adultos, que surgem aos cinco anos
Valores dos segundos picos de Fy, Fx (TAKEGAMI, 1992)	Aproximadamente 100% (Fy-vertical) e 17% (Fx-anterior), crescendo com a idade	Valores crescem	Valores maduros de aproximadamente 106% (Fy) e 20% (Fx) surgem entre os 6 e 7 anos
Valor mínimo de Fy (BECK <i>et al.</i> 1981)	67%, tendendo a um pequeno aumento com a idade	Valores crescem	Valores maduros de aproximadamente 72% surgem aos 5 anos
Tempo de pico de Fy1 (TAKEGAMI, 1992)	Ocorre a cerca de 25% da duração do apoio e decresce com a idade	Valores decrescem	Valores maduros de aproximadamente 22 % surgem aos 6 anos

Uma reavaliação dos dados de ÖUNPUU *et al.* (1991) e SUTHERLAND *et al.* (1980) foi feita por VAUGHAN, DAMIANO & ABEL (1997) através de normalização dos parâmetros do andar em função de dimensões corporais. A comparação de grandezas normalizadas, ou seja, sem dimensões, torna possível, segundo estes autores, eliminar os efeitos do crescimento sobre os dados, sendo que qualquer diferença existente na comparação entre faixas etárias pode ser atribuída à maturação do sistema nervoso central. A partir deste procedimento, não houve diferenças em relação aos parâmetros espaço-temporais e cinemáticos de crianças entre dois, três e 12 anos, sendo que pode-se considerar que o padrão maduro do andar, sob estes aspectos, já esteja presente por volta dos dois anos de idade. Também os dados para os momentos articulares resultantes para o tornozelo no

plano sagital foram normalizados e comparados entre crianças de dois e 12 anos. Estas curvas mostraram-se idênticas, indicando que também aos dois anos de idade este parâmetro já se apresenta com as características de um padrão maduro.

Não foi encontrada na literatura referência que avaliasse a tendência desenvolvimentista dos momentos articulares resultantes durante o andar em crianças. Os dados das crianças avaliadas por *ÕUNPUU et al.* (1991), apesar de pertencentes a diferentes faixas etárias, foram considerados como um único grupo para efeito de análise, não sendo possível inferir sobre o desenvolvimento dos momentos articulares em função da idade. No entanto, os dados de *ÕUNPUU et al.* (1991) podem ser considerados representativos de um padrão maduro, uma vez que muito se assemelham aos dados normativos de adultos apresentados na FIGURA 5. Uma abordagem desenvolvimentista deste parâmetro poderia acrescentar importantes informações sobre as mudanças na capacidade de lidar com as sobrecargas externas à medida que ocorre o desenvolvimento do indivíduo.

Como já mencionado, o andar tem sido objeto de estudo da biomecânica desde o final do século passado. A avaliação da generalidade e regularidade típicas do andar tem grande importância provavelmente pela possibilidade de revelar aspectos fundamentais do controle e regulação dos movimentos em geral. Por outro lado, as pesquisas sobre o correr passaram a receber um grande impulso somente a partir da década de 70, com o advento da corrida como método de manutenção da saúde e do bem estar da população.

Pioneiros no estudo do correr podem ser considerados MUYBRIGDE (reeditado em 1955), FENN (1930) e ELFTMAN (1938). Enquanto os registros fotográficos de MUYBRIGDE (produzidos na virada do século XX) representam mais um avanço pelo aspecto da técnica para o registro do movimento do que propriamente como investigação biomecânica, FENN (1930) e ELFTMAN (1938) contribuíram significativamente para o conhecimento biomecânico sobre o andar e o correr, desenvolvendo os primeiros modelos de plataformas de força para fins de cálculos de momentos e forças articulares durante a corrida.

As grandezas biomecânicas do correr têm sido descritas principalmente nos contextos da avaliação de prováveis mecanismos responsáveis por lesões em corredores (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980; HENNING & LAFORTUNE, 1991) e

da influência das características mecânicas de calçados esportivos sobre as sobrecargas que atingem o aparelho locomotor durante as corridas (KRABBE, 1994). O correr também tem sido comparado ao andar sob o ponto de vista energético (CORRÊA, 1996) e coordenativo (FORRESTER, PHILLIPS & CLARK., 1993), além disso, alguns autores têm se interessado pelo correr enquanto forma básica de locomoção, fundamental em abordagens desenvolvimentistas e mesmo no contexto da reabilitação (ENGSBERG, LEE, TEDFORD & HARDER, 1993; ÖUNPUU, 1990; SCHEPENS, WILLEMS & CAVAGNA, 1998).

Sob o ponto de vista energético, andar e correr podem representar padrões distintos de movimento. Enquanto o andar pode ser caracterizado por um mecanismo pendular responsável pela recuperação da energia mecânica, ou seja, pela troca entre energia potencial gravitacional e energia cinética, o correr depende de um sistema de retorno elástico, efetivo a cada passada, para a realização de tal troca (SCHEPENS *et al.*, 1998).

Andar e correr parecem ser padrões de movimentos selecionados pelo sujeito em função de sua necessidade de se deslocar mais rapidamente com um baixo gasto energético. ALEXANDER (1984) discute as velocidades de transição do andar para o correr em homens e animais através de um modelo matemático muito simplificado, incluindo apenas a massa do corpo e o comprimento das pernas. Segundo este modelo, os animais devem mudar de padrão de movimento, do andar para o correr, a velocidades proporcionais à raiz quadrada dos comprimentos de suas pernas. Apesar de sua simplicidade, este modelo parece reproduzir adequadamente tais velocidades-limite, prevendo que tanto animais quanto humanos adaptem seus padrões de forças de reação do solo a fim de minimizar o custo energético do movimento em função da velocidade escolhida para o deslocamento. Sendo assim, o padrão do andar é mais econômico para deslocamentos em baixas velocidades, enquanto o correr para velocidades maiores. De acordo com este modelo, pode-se prever que crianças passem do andar ao correr em mais baixas velocidades-limite do que adultos, o que pode justificar a aparente preferência das crianças pequenas pelo correr em relação ao andar.

O problema de transportar o corpo pelo espaço é solucionado de maneiras diferentes no andar e no correr, apesar da origem comum de ambos no sistema

nervoso. BERNSTEIN (1967) aponta que enquanto estrutura neuro-dinâmica o correr é muito semelhante ao andar, porém, sob o ponto de vista de suas estruturas biomecânicas eles são exatamente opostos. Suas conclusões a este respeito foram obtidas a partir do estudo do desenvolvimento do andar e correr em crianças, onde observou a operação de estruturas locomotoras comuns para o andar e correr, ao mesmo tempo em que ocorriam suas divergências biomecânicas. Na FIGURA 6, BERNSTEIN (1967) representa a fase de apoio no andar de um bebê e sua evolução para a fase de apoio do correr de um adolescente.

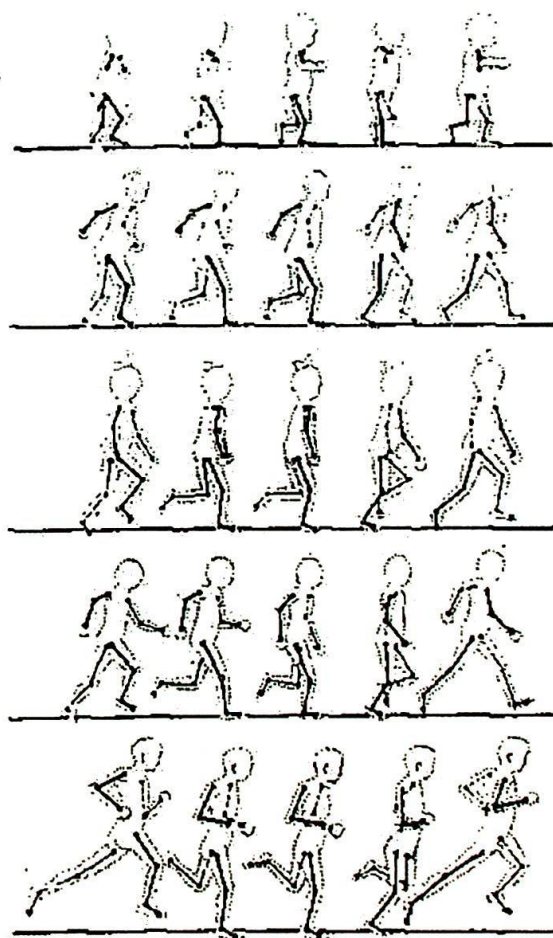


FIGURA 6 Desenvolvimento de movimentos locomotores em humanos (Adaptado de BERNSTEIN, 1967).

BERNSTEIN (1967) interessou-se pelo correr de crianças entre dois e cinco anos, estudando-o através de procedimentos da cinemetria para a avaliação das

curvas da aceleração vertical e horizontal do centro de gravidade do corpo todo e dos segmentos corporais. Relatou este autor que até o segundo ano de vida o correr não podia ser distinguido do andar pela ausência de sua característica mais essencial, a fase aérea sem contato com o solo. Entre os dois e três anos de idade, o correr se aperfeiçoa paralelamente ao desenvolvimento de novos elementos dinâmicos do padrão do andar. As componentes verticais da aceleração do centro de gravidade do corpo todo durante o correr, equivalentes às componentes verticais das forças de reação do solo, são as primeiras a se divergirem das curvas do andar. As curvas horizontais atrasam-se mais para se diferenciar entre o andar e o correr. Observou ainda que crianças entre os três e quatro anos já eram capazes não apenas de andar sem dificuldades, mas de correr, saltitar em uma perna, pedalar um triciclo, o que significava que os mecanismos de coordenação para as formas de locomoção já estavam totalmente elaborados nesta idade, apesar disso, as curvas dinâmicas continuavam se modificando dos cinco aos oito anos.

As características biomecânicas do correr são em geral descritas em função de fases distintas de movimentos. O ciclo típico do correr normal está ilustrado na FIGURA 7.

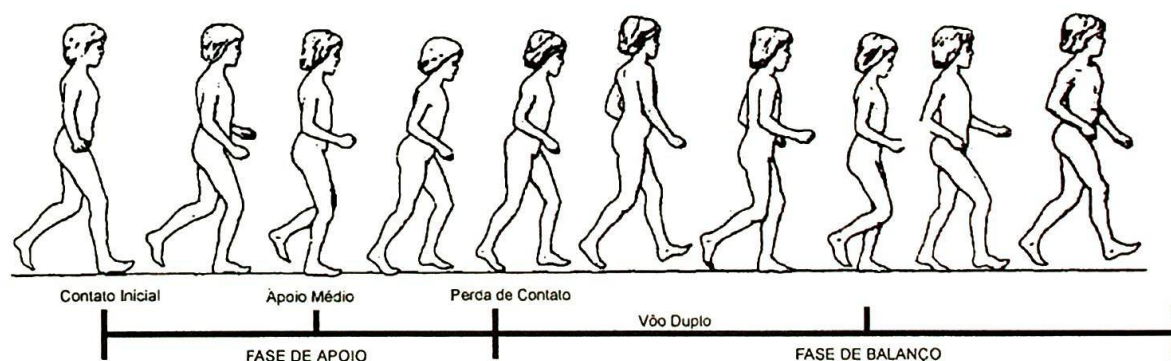


FIGURA 7 - Ilustração do ciclo do correr. Detalhes sobre as fases e eventos estão no texto. Adaptado de ÖUNPUU (1990).

Na FIGURA 7 pode-se identificar as fases de apoio representando cerca de 45% da duração total do ciclo da corrida e a de balanço com 55% da duração do ciclo. A fase de apoio é por sua vez subdividida em um período de absorção de energia entre o contato inicial e o apoio médio e um período de propulsão entre o

apoio médio e a saída do pé do solo. A fase de balanço é dividida em inicial, média e final. Os dois apoios duplos do andar (que ocupam, cada um, cerca de 10% do ciclo total) são substituídos no correr por duas fases de vôo duplo em que ambos os pés estão sem contato com o chão, que perfazem cada uma aproximadamente 5% da duração do ciclo.

Ao contrário do andar, poucos estudos além dos de BERNSTEIN (1967) investigaram o correr com a preocupação de se avaliar tendências desenvolvimentistas de parâmetros biomecânicos.

FORTNEY (1983) descreveu num estudo transversal o correr em 28 crianças entre os dois e seis anos. Avaliou as amplitudes de movimento no plano sagital, parâmetros espaço-temporais e forças de reação do solo. Esta autora relata que aos dois anos as crianças estão começando a correr, aos quatro anos já correm com segurança e aos seis anos seus padrões de movimento já se assemelham aos de adultos. Demonstrou tendências de aumento em função da idade da extensão do joelho no apoio e das flexões de joelho e flexão plantar do tornozelo ao final da fase de apoio. Seus dados referentes às forças de reação do solo e parâmetros espaço-temporais estão apresentados no QUADRO 5.

QUADRO 5 - Tendências desenvolvimentistas de parâmetros espaço-temporais selecionados e das forças de reação do solo durante o correr infantil (FORTNEY, 1983).

Variável	Idade		
	0-3 anos	3-5 anos	5-7 anos
Valores dos primeiros picos de Fy, Fx, Fz	Aos 2 anos: 23% (Fx-posterior), 223% (Fy-vertical), 11% (Fz-medial)	Aos 4 anos: 93% (Fx), 392% (Fy), 25% (Fz)	Aos 5 anos: 84% (Fx), 340% (Fy), 39% (Fz)
Valores do segundo pico de Fx	Aos 2 anos: 23% (Fx-anterior)	Aos 4 anos: 36% (Fx)	Aos 5 anos: 43% (Fx)
Velocidade de deslocamento (m/s)	Aos 2 anos: 2,13	Aos 4 anos: 3,75	Aos 5 anos: 4,26
Distância de passo (m)	Aos 2 anos: 0,56	Aos 4 anos: 0,94	Aos 5 anos: 1,17

Uma completa análise biomecânica do correr foi realizada por ÖUNPUU (1990), a fim de obter dados normativos para futuras comparações de desordens da

corrida em pacientes. Foram avaliadas 12 crianças entre cinco e 11 anos, consideradas como um único grupo para efeito das análises, com ênfase na cinemática e cinética tridimensionais e medidas de parâmetros espaço-temporais, além da atividade eletromiográfica dos principais flexores e extensores de tornozelo e joelho. Concluiu a autora que os principais geradores de energia na corrida são os tornozelos e os principais absorvedores de energia são os joelhos. Durante a fase de absorção de energia, no início do apoio, ocorre uma rápida dorso-flexão de tornozelo e flexão de joelho, com atividade excêntrica de quadríceps e grupo tibial posterior, produzindo momentos articulares que previnem o colapso do joelho e controlam o deslocamento da tibia a diante.

A mecânica do correr em crianças de diferentes idades e em diferentes velocidades foi avaliada por SCHEPENS *et al.* (1998). Participaram do estudo 51 crianças entre dois e 16 anos, separadas em nove grupos etários e ainda seis adultos entre 23 e 31 anos. Através de medidas tomadas por plataforma de força e asserções matemáticas acerca das relações entre o trabalho mecânico externo necessário para mover o centro de gravidade do corpo todo e a frequência de passo em velocidade auto-selecionada, estes autores determinaram que devido à mais alta frequência de passo das crianças, o trabalho externo necessário para mover o centro de gravidade durante a corrida é menor quando comparado com o de adultos.

Forças de reação do solo no correr foram avaliadas em crianças por ENGSBERG *et al.* (1993), a fim de obterem dados normativos deste parâmetro para efeito de futuras comparações entre crianças com amputações trans-tibiais (idade média de 11,1 anos) e crianças normais (idade média de 9,4 anos). Para as crianças portadoras de próteses, tanto a perna não-protética quanto a protética foram avaliadas. Os valores máximos das três componentes das forças de reação do solo apresentaram-se com magnitudes superiores para a perna não-protética, quando esta foi comparada à perna com prótese e também em relação às crianças não portadoras de próteses, enquanto as magnitudes para a perna protética foram consistentemente inferiores entre as três, mostrando que as próteses não são capazes de gerar forças propulsoras semelhantes às geradas por pernas normais e que as pernas não-protéticas provavelmente adaptam-se às limitações da perna afetada. Os autores afirmam ainda que os perfis gerais das curvas apresentadas

podem ser usados para efeito de comparações entre os padrões do correr em crianças normais, portadoras de próteses ou outros distúrbios locomotores, uma vez que foi avaliado o correr de duzentas crianças sem qualquer distúrbio no aparelho locomotor e de 21 com amputação trans-tibial.

Após esta discussão geral sobre o andar e o correr e seus aspectos biomecânicos, pode-se passar à análise da contribuição de fatores mecânicos na coordenação de movimentos e na análise da sobrecarga que atinge o aparelho locomotor.

2.2 Fatores biomecânicos na formação de padrões coordenados de movimentos

Os movimentos apresentados por uma criança, adulto ou idoso são o resultado de uma interação entre os diversos fatores que compõem os domínios do comportamento humano. As modificações somáticas quantitativas resultantes do crescimento físico em conjunto com os processos de diferenciação estrutural produzem um conjunto de respostas motoras características de cada grupo etário. Assim, os padrões de movimento modificam-se ao longo da vida. CONNOLLY (1977) considera que os fatores determinantes destas mudanças sejam de natureza neurológica (mudanças estruturais), cognitiva (mudanças funcionais) e biomecânica (mudanças nas proporções corporais). As mudanças biomecânicas, por sua vez, decorrem das variações na estatura, massa e sua distribuição e no tamanho relativo dos segmentos corporais que em conjunto alteram os momentos de inércia dos segmentos.

O crescimento físico tem efeitos importantes sobre os padrões de movimentos infantis. As mudanças na composição da massa e nos tamanhos relativos dos segmentos corporais alteram os momentos de inércia destes que, por sua vez, vão modificar a expressão do movimento. JENSEN (1989) mostrou que as mudanças nos valores das massas e momentos de inércia segmentares entre os quatro e 20 anos de idade seguem um padrão céfalo-caudal e distal-proximal de

crescimento. SUN & JENSEN (1994) demonstraram o mesmo entre o segundo e nono mês de vida e o modelo empregado por eles para os cálculos destes parâmetros serviu de base para o desenvolvimento de equações de regressão para a estimativa de massas e momentos principais de inércia em bebês. LI & DANGERFIELD (1993) demonstraram que entre os oito e 16 anos há uma tendência para que os centros de gravidade dos segmentos tornem-se cada vez mais proximais e sugerem ainda o uso de parâmetros inerciais como indicadores do crescimento físico, por melhor expressarem mudanças em fatores da morfologia corporal que são usados para solucionar problemas dinâmicos.

As implicações destas mudanças que decorrem do crescimento físico sobre os padrões de movimentos foram estudadas por JENSEN, SUN, TREITZ & PARKER (1997) e SCHNEIDER, ZERNICKE, ULRICH, JENSEN, & THELEN (1990) que verificaram a influência das variações nos parâmetros da inércia segmentar sobre os movimentos infantis do chutar, concluindo que os momentos musculares precisam exceder aos gravitacionais para que ocorra o movimento. No contexto do desenvolvimento motor, os momentos musculares precisam aumentar mais rapidamente do que os gravitacionais. Assim, o rápido crescimento físico infantil cria instabilidades dinâmicas entre momentos musculares e não-musculares que precisam ser acomodadas pelo sistema motor. As mudanças que ocorrem nos comprimentos segmentares, suas massas e raios de giro afetam o componente gravitacional dos momentos resultantes nas articulações dos membros inferiores e, dessa forma, atuam como parâmetros de controle no desenvolvimento de padrões de movimento.

JENSEN *et al.* (1997) mostram que o surgimento da extensão do pescoço por volta do terceiro mês de vida de um bebê é o resultado de uma redução do momento gravitacional da cabeça relativamente ao momento muscular extensor do pescoço.

BERNSTEIN (1967) apontou que a reorganização do movimento ao longo do desenvolvimento do sujeito resulta de efeitos biomecânicos durante a interação com o meio ambiente. Estes efeitos, por sua vez, impõem novos problemas para o sistema nervoso central que vai se adaptando e modificando a sua resposta. Neste sentido, THELEN & FISHER (1982) demonstraram que limitações geradas pelo crescimento físico são responsáveis pelo desaparecimento aparente do reflexo da

marcha por volta do segundo mês de vida. As autoras afirmam que provavelmente algum tipo de grandeza biomecânica relacionando forças internas às forças gravitacionais atue como limitante na manifestação de um padrão mais coordenado de movimento. Com isso, a argumentação sobre o surgimento de movimentos coordenados passa a ser em função das limitações impostas pelas propriedades biomecânicas intrínsecas do aparelho locomotor que dificultam a manifestação de um comportamento motor mais maduro.

A importância de fatores biomecânicos na aprendizagem do andar e na coordenação de movimentos tem levado a uma abordagem que considera o movimento não apenas como o resultado de forças musculares sob controle do sistema nervoso central, mas também de forças externas imprevisíveis como a inércia e a gravidade.

Dentre os muitos desafios biomecânicos encontrados pelas crianças durante a aquisição do andar estão os efeitos dinâmicos das mudanças nos parâmetros corporais, discutidos acima e demonstrados por JENSEN (1989) e o controle da cinética intersegmentar diante das cargas externas que atingem o aparelho locomotor em condição dinâmica (THELEN & ULRICH, 1991). Além disso, as crianças ainda precisam aprender a integrar as demandas posturais às cinéticas a fim de controlar seus segmentos para tarefas funcionais. Assim, as implicações dinâmicas do crescimento físico, da capacidade de se apropriar das características passivas do aparelho locomotor e das forças externas impõem restrições biomecânicas à produção de movimentos coordenados. A importância destes fatores biomecânicos na formação de padrões de movimento tem sido intensamente investigada, como discutido a seguir.

Os estudos sobre a duração do processo de iniciação do andar em bebês, crianças e adultos (BRENIÈRE, BRILL & FONTAINE, 1989; LEDEBT & BRENIÈRE, 1994) têm contribuído para identificar o papel das propriedades biomecânicas intrínsecas do aparelho locomotor na fase de transição da postura de pé parada até o andar independente. Este processo de iniciação do andar é empregado como indicador da capacidade de integrar tais propriedades na produção de condições ideais para uma progressão independente.

Mais recentemente, BRENIÈRE (1999) avança na questão acima e discute o

desenvolvimento do andar independente a partir da análise do parâmetro da frequência natural do corpo que, segundo esta, reflete a maneira pela qual o sistema nervoso central se adapta ao ambiente, que inclui gravidade e parâmetros corporais, na programação do andar a fim de garantir o equilíbrio dinâmico. Este parâmetro aparece como forte indicador dos efeitos posturo-cinéticos da aquisição do andar, representando como as mudanças na estrutura corporal durante o crescimento influenciam a programação de parâmetros locomotores. Através de uma plataforma de força que possibilitou a aquisição de vários passos sucessivos e de um modelo biomecânico para a oscilação do centro de massa do corpo, esta autora avaliou longitudinalmente o andar de cinco crianças durante os primeiros cinco anos do andar independente, comparando-as com um grupo de adultos. Suas conclusões mostram que a frequência natural do corpo decresce com o desenvolvimento do andar. O emprego do parâmetro da frequência natural do corpo permite uma nova interpretação das mudanças nos parâmetros espaço-temporais e cinéticos do andar, no sentido de suas conseqüências sobre a oscilação do centro de massa, além disso, também pode ser considerado como um novo critério para a identificação da idade de maturação do andar.

Os estudos acima confirmam a noção de que é essencial que a biomecânica das propriedades passivas do aparelho locomotor, como as anatômicas (representadas pela massa, estatura e inércia), bem como a mecânica (gravidade) sejam integradas ao comando efetor à musculatura na dinâmica do andar a fim de se adquirir padrões mais coordenados de movimentos.

Na execução de um movimento ocorre sempre a interação entre forças musculares e não-musculares. Forças musculares são necessariamente controladas pelo sistema nervoso central, enquanto as forças gravitacionais e inerciais são completamente independentes do sujeito. Neste sentido, um controle motor adequado requer a integração destes parâmetros biomecânicos intrínsecos que vão alterar os efeitos dos comandos motores gerados pelo sistema nervoso. Assim, o controle motor pode ser elaborado por propriedades biomecânicas intrínsecas do aparelho locomotor que não precisam ser codificadas pelo sistema nervoso central num dado programa motor. Neste sentido, pode-se considerar que a reorganização do movimento no curso do desenvolvimento do indivíduo inicie-se no campo

biomecânico (BERNSTEIN, 1967), ou seja, a partir da interação entre forças internas e forças externas diante da solução do Problema de Bernstein, ou do controle dos graus de liberdade redundantes do sistema motor, para uma dada tarefa. À medida que o sistema neuro-músculo-esquelético responde às experiências no contexto funcional e às mudanças nas propriedades biomecânicas intrínsecas do organismo, surgem padrões coordenativos mais maduros. Conseqüentemente, indivíduos que se movem habilmente são aqueles capazes de modular suas forças musculares em relação às forças passivas, ao contexto do movimento e à tarefa em si. Como resultado, adultos são capazes de aumentar a eficiência do uso de forças musculares com a prática de uma dada tarefa (SCHNEIDER, ZERNICKE, SCHMIDT & HART, 1989) e mesmo bebês de cinco meses de idade também já regulam padrões de movimentos de chutes espontâneos diante diferentes contextos ambientais (JENSEN, SCHNEIDER, ULRICH, ZERNICKE & THELEN, 1994).

O sistema proprioceptivo tem papel fundamental na aprendizagem da exploração da dinâmica das estruturas passivas do aparelho locomotor, bem como das propriedades das forças externas. DIETZ, GOLLHOFER, KLEIBER & TRIPPEL (1992) já destacaram a importância da função dos receptores de Golgi como prováveis sensores a cargas gravitacionais. Além disso, também é possível que cada padrão de movimento em diferentes etapas do desenvolvimento faça uso diferente da energia mecânica disponível. FORRESTER *et al.* (1993) já apontaram a necessidade de mais estudos associando integração sensório-motora e procedimentos biomecânicos para a determinação da energia mecânica, numa tentativa de se avançar nos conhecimentos sobre o desenvolvimento motor. Neste contexto, também o parâmetro dos momentos articulares resultantes surge como grandeza mecânica de interesse. Investigar o problema da formação de padrões coordenados de movimentos em crianças através de uma abordagem biomecânica que quantifique e avalie os momentos articulares resultantes revela-se promissor, devido à importância deste parâmetro como indicador do padrão motor final na articulação (WINTER, 1984), representando as respostas do organismo às cargas externas. Esta visão opõe-se à tradicional abordagem da cinemática associada à atividade elétrica muscular, já que uma dada trajetória pode ser produzida por um grande número de padrões de forças e momentos articulares, não havendo

correspondência inequívoca entre atividade muscular e cinemática resultante (BERNSTEIN, 1967).

Fatores mecânicos também são responsáveis pela forma e função do aparelho locomotor, como será discutido a seguir.

2.3 Fatores mecânicos e a construção do aparelho locomotor

A diferenciação e o funcionamento do aparelho locomotor são processos fortemente determinados por fatores mecânicos. A relação de dependência entre estímulo mecânico e resposta biológica foi primeiramente estabelecida por ROUX¹ apud PAUWELS (1980) que definiu o Princípio da Adaptação Funcional, segundo o qual todas as estruturas biológicas que exercem funções mecânicas são influenciadas por grandezas mecânicas.

A arquitetura funcional do aparelho locomotor desenvolve-se a partir da forma e magnitude das solicitações mecânicas que o atingem. Estes esforços mecânicos (ou estresses) vão determinar a formação de tecido ósseo numa dada estrutura, cuja taxa de produção corresponderá à medida exata de sua necessidade funcional de resistência e sustentação de cargas.

Uma característica fundamental deste princípio é a economia de material ósseo, ou seja, é sintetizado tanto tecido ósseo quanto o necessário e, por outro lado, em locais onde não há a incidência de cargas mecânicas, o tecido ósseo é reabsorvido, sempre na tentativa de economia de material e, conseqüentemente, de otimização do gasto energético do sistema músculo-esquelético nas suas funções estáticas e dinâmicas.

Assim, as necessidades funcionais do aparelho locomotor são supridas com o mínimo necessário de material ósseo. PAUWELS (1980) observou que as solicitações mecânicas do tipo flexão são as mais determinantes no desencadeamento de uma adaptação funcional. Esta atua sempre no sentido de

¹ W. ROUX, *Gesammelte Abhandlung über Entwicklungsmechanik der Organismen*, Band 1, Leipzig, 1895.

reduzir ao máximo a flexão no osso, cujas conseqüências biológicas são o aumento da seção transversa, mudanças na estrutura geométrica e na composição química dos ossos.

Como estratégia para se reduzir a flexão pode-se destacar ainda a importância da ação coordenada de grupos musculares (FIGURA 8), atuando como forças de resistência à tendência de flexão sobre um osso longo.

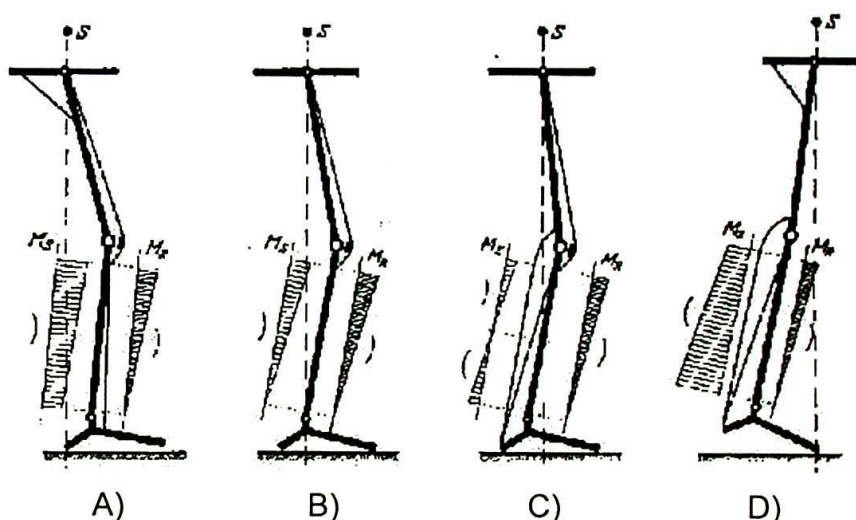


FIGURA 8 Representação simplificada da distribuição quantitativa dos estresses flexores ao longo da tíbia durante a fase de apoio simples do andar. S = linha do peso corporal; Ms = área representando o momento flexor sobre a tíbia causado pelo peso corporal; Mr = área representando o momento flexor resultante sobre a tíbia causado pela combinação entre peso corporal e força muscular. Princípio de construção: minimização do stress flexor (adaptado de PAUWELS, 1980).

NA FIGURA 8, pode-se observar que a linha de ação do peso corporal em relação à tíbia recai hora atrás desta (A), hora intercepta-a (B) e hora recai à sua frente (C e D). O peso corporal tende a curvar alternadamente a tíbia em direções opostas em todo o seu comprimento, ou em suas porções superior ou inferior a depender da fase do movimento. As áreas representando o momento flexor sobre a tíbia causado pelo peso corporal apresentam-se com formas e magnitudes diferentes, porém o momento resultante sobre a tíbia mantém-se com a mesma magnitude e direção, o que reflete a importância da combinação entre as funções estática e dinâmica dos músculos de maneira a minimizar os estresses flexores e economizar energia (PAUWELS, 1980).

As expressões do crescimento resultantes de fatores mecânicos surgem nas crianças com as primeiras tentativas de adoção de uma postura ereta e da locomoção bípede independente. A adaptação funcional é responsável pela conformação e alinhamento definitivos dos membros inferiores, bem como da coluna vertebral na forma de suas curvaturas secundárias, o que equivale a dizer que a reestruturação morfológica dos ossos ocorre por um processo que é mecanicamente induzido. Assim, os estresses flexores que atuam sobre os discos epifisários desencadeiam o processo de adaptação funcional, onde a magnitude total da solicitação é uma função da sobrecarga do peso corporal, das forças musculares e das forças dinâmicas durante os movimentos (PAUWELS, 1980).

Os estresses mecânicos típicos de um desenvolvimento normal produzem um remodelamento ósseo a partir da resposta do disco epifisário dos ossos longos dos membros inferiores. As variações no eixo mecânico dos membros inferiores na primeira infância (FIGURA 9), de sua arquitetura em varo, passando a valgo e finalmente à posição neutra, são resultantes de um sistema esquelético particularmente sensível à magnitude, direção e duração das cargas aplicadas sobre ele.

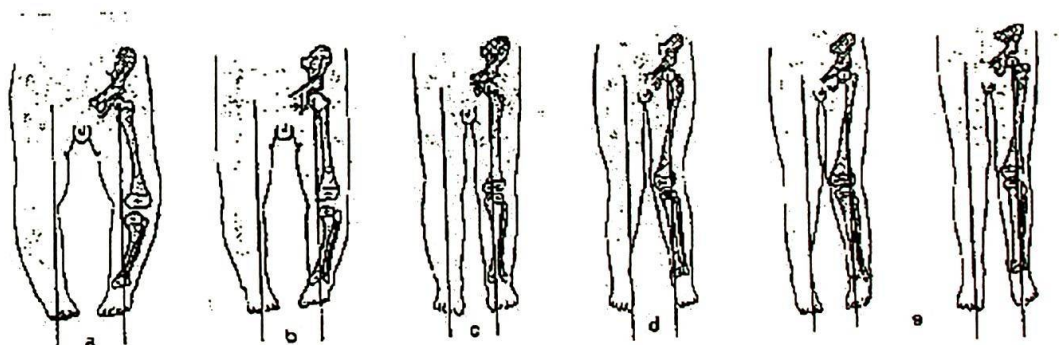


FIGURA 9 Crescimento adaptativo da perna em "O" do recém-nascido até o alinhamento da perna adulta. a) recém-nascido; b) 1-18 meses de idade; c) 2-4 anos de idade, fase da perna alinhada; d) 3-6 anos de idade, fase da perna em "X"; e) a partir dos 5 anos de idade, com alinhamento progressivo até o final do estirão do crescimento, chegando à forma definitiva. Adaptado de WITT et al. (1980).

McMAHON, CARMINES & IRANI (1995) associaram esta variação a um mecanismo de pêndulo no plano frontal no eixo mecânico dos membros inferiores

que é desencadeado pelas cargas que o atingem e produzem um comportamento combinado do disco epifisário e da metáfise, causando variações no alinhamento fisiológico a fim de equilibrar o crescimento vertical em torno do joelho.

Por outro lado, um crescimento limitado ou assimétrico do disco epifisário devido ao excesso de cargas compressivas pode levar a uma distribuição irregular destas cargas na porção proximal da tíbia, gerando uma deformidade progressiva em varo ou valgo, que supera a capacidade adaptativa da estrutura, podendo resultar numa lesão definitiva do disco epifisário. COOK, LAVERNIA, BURKE, SKINNER & HADDAD (1983) analisaram o alinhamento estático do joelho em crianças de dois e cinco anos e a distribuição de cargas na porção proximal da tíbia, determinando que um mau alinhamento varo de 20 graus aos dois anos e de 10 graus aos cinco poderiam gerar forças compressivas suficientes para retardar o crescimento do disco epifisário da tíbia.

Apesar de fatores estáticos como a arquitetura dos membros inferiores serem importantes na magnitude das sobrecargas e, conseqüentemente na distribuição de tecido ósseo, é possível que alterações na dinâmica normal do andar resultem em sobrecarga aumentada nas articulações.

DAVIDS *et al.* (1996b) já demonstraram que na tíbia vara adolescente apenas o alinhamento estático do joelho e o componente genético não são suficientes para gerar a deformidade. O mais fundamental nesta etiologia é um pequeno desvio do alinhamento do eixo dinâmico do joelho durante a fase de apoio do andar, associado a uma obesidade clínica. Estes dois fatores podem gerar forças compressivas capazes de inibir o crescimento. No caso da tíbia vara adolescente, há uma concentração de sobrecargas biomecânicas na porção proximal-medial do disco epifisário, que é aumentada em condição dinâmica do andar devido às alterações típicas na cinemática da marcha em obesos, tais como maiores rotações internas e externas da tíbia em relação ao fêmur na fase de apoio e maior abdução da coxo-femoral na fase de balanço, que ocorrem a fim de compensar uma maior circunferência nos quadris. Neste estudo, a sobrecarga foi estimada através da medida dos momentos de adução e abdução no joelho.

O momento adutor no joelho durante o andar tem sido também usado com sucesso como preditor da distribuição do conteúdo mineral ósseo na porção proximal

da tíbia. HURWITZ, SUMMER, ANDRIACCHI & SUGAR (1998) mostraram que se pode usar parâmetros dinâmicos do andar como preditores das cargas dinâmicas sobre o joelho. Estes autores associaram parâmetros do andar, como a cinemática e medidas de momentos externos a um modelo estatístico de músculo que predissesse as forças intersegmentares entre as superfícies medial e lateral do joelho. Com isso, examinaram a relação entre as cargas previstas para o joelho com a distribuição do osso entre as porções laterais e mediais da tíbia através de densitometria óssea. Mostraram que durante o andar 70% da carga total tipicamente recai sobre o compartimento medial do joelho. Este resultado está de acordo com o fato de que a porção medial da tíbia tem osso que é significativamente mais denso e resistente do que a porção lateral (PETERSEN, JENSEN, GEHRCHEN, NIELSEN & NIELSEN, 1996). À medida que aumentou o momento adutor no joelho, o conteúdo mineral ósseo na porção proximal-medial da tíbia também aumentou.

Assim, além dos fatores estáticos relacionados ao alinhamento do eixo mecânico do segmento inferior, fatores dinâmicos da marcha afetam consideravelmente as condições de sobrecargas sobre os ossos. Torna-se importante, então, identificar de que maneira movimentos fundamentais como o andar e o correr afetam as condições de sobrecargas articulares que atingem o aparelho locomotor infantil. A estimativa de tais sobrecargas pode ser feita através da quantificação de parâmetros da cinética, como forças internas, momentos articulares resultantes e potências articulares.

2.4 Momentos articulares resultantes no andar e correr infantis

Devido à grande variedade de métodos encontrados na literatura tanto para a aquisição de dados quanto para os modelos de cálculo dos momentos articulares resultantes, torna-se difícil a comparação entre os resultados existentes. Porém, uma tentativa será feita para se avaliar comparativamente estes estudos a fim de se obter uma visão geral dos procedimentos empregados e de seus respectivos resultados.

DALLA VECCHIA (1998) discute a relevância dos cálculos de forças internas

em biomecânica do movimento humano e elabora uma interessante classificação dos modelos de cálculo que será aqui adotada para uma revisão dos estudos encontrados na literatura que descrevem padrões de momentos articulares resultantes em crianças e suas aplicações. Este autor mostra ainda que modelos baseados no Método da Dinâmica Inversa, mais discutidos diante, são apropriados para a obtenção de indicadores da sobrecarga mecânica aplicada à extremidade inferior.

Dentre as variáveis da cinética, forças de reação do solo, momentos e potências articulares têm sido mais comumente analisadas no movimento infantil, sendo empregadas principalmente com finalidades clínicas na avaliação da eficiência de modelos de órteses e próteses no restabelecimento do padrão do andar, seja em casos de paralisia cerebral ou de amputações, como discutido a seguir.

QUADRO 6 - Classificação de modelos para cálculo de forças internas, adaptado de DALLA VECCHIA (1998).

ABORDAGEM	AUTORES				
	LAI <i>et al.</i> (1988)	ÖUNPUU <i>et al.</i> (1991)	ÖUNPUU <i>et al.</i> (1996)	SCHNEIDER <i>et al.</i> (1993)	VAUGHAN (1996)
ANATÔMICA	Corpos rígidos	Corpos rígidos, componentes inerciais de Demspter (1955)	Corpos rígidos, componentes inerciais de Demspter (1955)	Corpos rígidos, componentes inerciais de Jensen (1989)	Corpos rígidos, componentes inerciais de Chandler <i>et al.</i> (1975)
TEMPORAL	Modelo dinâmico	Modelo dinâmico	Modelo dinâmico	Modelo dinâmico	Modelo dinâmico
ESPACIAL	3-D, só apresenta o plano sagital	3-D, só apresenta o plano sagital	3-D, apresenta os planos sagital e frontal	3-D, só apresenta o plano sagital	3-D, só apresenta o plano sagital
MECÂNICO-FORMAL	Newtoniano	Newtoniano	Newtoniano	Newtoniano	Newtoniano
MATEMÁTICO-FUNCIONAL	Semi-analítico Bresler & Frankel (1950)	Semi-analítico	Semi-analítico	Semi-analítico Bresler & Frankel (1950)	Semi-analítico
Total de crianças avaliadas e suas características	N= 38: entre 2 anos e 8 meses e 15 anos e 2 meses com paralisia cerebral	N= 31: entre 5 e 16 anos, sem distúrbios neuromotores ou ortopédicos	N= dois casos: uma paralisia cerebral e uma mielomeningocel e	N= 12: entre 6 e 16 anos, amputadas abaixo do joelho	N= 75: entre 2 e 13 anos, sem distúrbios neuromotores ou ortopédicos e N= 11: com paralisia cerebral
MOVIMENTO AVALIADO	Andar	Andar	Andar	Andar	Andar

LAI *et al.* (1988) analisaram os momentos resultantes no plano sagital para as articulações do segmento inferior durante o andar de crianças com paralisia cerebral a fim de quantificar as relações entre deformações dinâmicas típicas (amplitude articular dinâmica máxima para coxo-femoral, joelho e tornozelo) e padrões anormais de momentos. Destacam os autores que este parâmetro é de importância na avaliação do andar destes pacientes, uma vez que reflete a capacidade dos músculos de gerar estabilidade e movimentos em torno das articulações. Seus resultados demonstram que as deformidades dinâmicas associadas à paralisia cerebral influenciam principalmente os momentos do joelho e coxo-femoral, produzindo valores maiores do que o padrão normal, apesar das baixas velocidades de deslocamento. Tais aumentos impõem maiores demandas para a musculatura, cuja atividade apresentou-se com durações maiores do que no padrão normal, avaliadas através de eletromiografia simultânea dos principais flexores e extensores do joelho e tornozelo.

DAVID (2000) utilizou um modelo de dinâmica inversa para estudar os padrões de momentos articulares resultantes nos planos sagital, frontal e transversal para as articulações do tornozelo, joelho e quadril, analisando-os a partir de uma abordagem transversal, utilizando crianças em faixas etárias variando de seis a dez anos. Além disso, a autora faz uma completa descrição e análise das variáveis espaço-temporais e das forças de reação do solo, discutindo tendências desenvolvimentistas importantes.

ÕUNPUU *et al.* (1996) sugerem que variáveis cinéticas tais como momentos articulares e potências deveriam ser integradas nas rotinas de avaliação da marcha em pacientes, devido aos seus potenciais explicativos sobre certas anormalidades da marcha, além de serem sempre associadas aos já tradicionais dados relativos aos parâmetros temporais, cinemáticos e eletromiográficos, bem como do exame clínico. Este conhecimento poderia orientar o tratamento e mesmo procedimentos cirúrgicos, no sentido de se intervir nas causas dos distúrbios observados e não nas adaptações secundárias. Após terem desenvolvido uma base de dados da marcha de indivíduos sem comprometimentos neuro-motores que lhes servisse como referência (ÕUNPUU *et al.*, 1991), estes autores avaliaram os efeitos de órteses no andar de crianças portadoras de mielomeningocele e paralisia cerebral, bem como a influência do

resultado de cirurgias ortopédicas sobre o andar. Verificaram que através dos parâmetros dos momentos articulares e potências foi possível tomar importantes decisões clínicas na seleção de tratamento adequado a estas disfunções, bem como da especificidade das indicações de diferentes modelos de órteses.

VAUGHAN (1996a) avalia os momentos articulares resultantes nos segmentos inferiores em crianças normais e com paralisia cerebral. O uso de dois tipos de órteses, órtese fixa de tornozelo e pé (AFO) e órtese supramaleolar (SMO) foi analisado no caso das crianças portadoras de paralisia cerebral a fim de se verificar quais variações do andar eram produzidas com cada modelo, comparando-o ao andar sem órtese. Seus resultados mostraram que o modelo AFO oferece vantagens à criança com paralisia cerebral em relação ao modelo SMO, uma vez que permitiu melhor posição do pé no início do apoio e maior momento flexor-plantar ao final do apoio, sendo que o modelo SMO apresentou poucas variações em relação ao andar sem órtese.

SCHNEIDER *et al.* (1990) compararam os perfis cinemáticos, das forças de reação do solo, momentos articulares e potências em crianças amputadas abaixo do joelho usando dois tipos diferentes de próteses: Sach-Foot e Flex-Foot, além de também compararem o impacto destes modelos no movimento do membro inferior não afetado. Não foram observadas diferenças significativas quanto à cinemática do andar em função do modelo de prótese, porém, o Flex-Foot apresentou melhores resultados quanto à capacidade de absorver e gerar energia no apoio. Avaliando os perfis de momentos, os autores concluíram que as crianças amputadas abaixo do joelho apresentaram comportamentos específicos para o andar, diferentes das respostas dos adultos amputados, sendo que as próteses precisariam ser acomodadas de acordo com as características do desenvolvimento neuro-muscular infantil. As assimetrias em relação ao membro não afetado foram menores com o Flex-Foot, sendo que o modelo de prótese não afetou a cinemática da perna normal, afetando sim a sua dinâmica.

Quanto ao padrão do correr infantil, ÖUNPUU (1990) realizou um estudo em que avaliou comparativamente o andar e o correr em 12 crianças entre cinco e 11 anos, agrupando-as para efeito de análise dos dados. Foram descritos parâmetros espaço-temporais, cinemáticos e dinâmicos nos três planos de movimento, além da

atividade elétrica dos principais flexores e extensores de joelho e tornozelo. Concluiu a autora que as magnitudes dos momentos e das potências articulares são maiores no correr comparativamente ao andar e que os principais geradores de potência na corrida são os tornozelos, enquanto os joelhos são os principais absorvedores de potência. Este estudo propôs-se a uma descrição biomecânica completa do correr e não tinha preocupações quanto às implicações de seus resultados sobre o processo de desenvolvimento deste padrão de movimento.

Além de ÖUNPUU (1990), apenas DAVIDS *et al.* (1996a) estudaram o andar e o correr quanto aos momentos articulares e potências. Estes parâmetros foram avaliados em 20 crianças com paralisia cerebral e 15 normais. Apenas um resumo foi publicado e como as informações sobre este estudo estão incompletas, ele não será considerado para efeito de futura comparação de dados.

Nenhum outro estudo foi encontrado que avaliasse padrões de momentos articulares resultantes no correr infantil, o que foi uma surpresa, pois o correr além de ser considerado como um padrão fundamental de movimento (GALLAHUE, 1982), passa por muitas modificações ao longo do desenvolvimento infantil e seria um objeto interessante de pesquisas biomecânicas, revelando possíveis mecanismos responsáveis pela grande capacidade da criança em organizar um sistema músculo-esquelético altamente complexo em padrões coordenados diante condições inicialmente instáveis. A importância de estudos sobre o correr também se relaciona ao contexto clínico, já que a simples observação mostra que crianças com paralisia cerebral correm melhor do que andam. Além disso, a importância da atividade física para o bem estar geral de crianças portadoras de deficiências por si só já justificaria um empenho maior na avaliação do impacto de procedimentos de reabilitação sobre o padrão do correr ou mesmo deste ser até incluído nas rotinas de reabilitação, uma vez que impõe demandas diferentes das do andar ao sistema motor.

Uma vez discutidas as influências das grandezas biomecânicas sobre a coordenação de movimentos, a estrutura do aparelho locomotor e a características das sobrecargas que o atingem, cabe analisar os princípios metodológicos envolvidos na estimação destas grandezas.

2.5 Sobre a problemática da determinação dos momentos articulares resultantes

A determinação de variáveis biomecânicas no movimento humano tem sido um grande desafio à tecnologia devido à constante busca pelo mais rápido acesso a estas grandezas, pela maior precisão da instrumentação e pela maior facilidade e rapidez com que devem ser disponibilizados os resultados para análise. Os procedimentos de medição em biomecânica podem ser classificados sob diferentes aspectos: a partir do tipo de grandeza a ser medida e a partir do princípio de medição. De acordo com a grandeza a ser medida, os métodos biomecânicos podem ser classificados em antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia (AMADIO, 1989), enquanto que sob o aspecto do princípio de medição têm-se os procedimentos eletrônicos, mecânicos e ópticos (BAUMANN, 1989). Estas classificações se sobrepõem, uma vez que tanto medidas da dinamometria quanto da eletromiografia empregam procedimentos baseados em princípios eletrônicos de medição.

Quando a análise biomecânica busca uma interpretação objetiva acerca dos aspectos organizacionais (coordenação) e funcionais (sobrecarga) do movimento, existe a necessidade do emprego simultâneo de diferentes procedimentos de medição, uma vez que a análise de um parâmetro isolado não fornece informações sobre o comportamento de interesse. Esta abordagem metodológica caracteriza a Complexa Análise do Movimento Humano (HOCHMUTH, 1973) e é principalmente aplicada quando se objetiva o estudo de grandezas da cinética, aproximando a análise das causas de um dado movimento. Assim, ela tem sido aplicada no estudo da coordenação de movimentos (SCHNEIDER *et al.*, 1990; ZSCHORLICH, 1987), bem como na quantificação da sobrecarga mecânica sobre o aparelho locomotor (KRABBE, 1994; MacFADYEN & WINTER, 1988).

Para uma descrição de parâmetros da biomecânica interna utiliza-se da chamada análise de sobrecarga (BAUMANN & STUCKE, 1980) que quantifica tais parâmetros como representantes das cargas sobre o aparelho locomotor em função de movimentos do cotidiano ou de movimentos esportivos, bem como dos fatores

que influenciam estas cargas, tais como a técnica de movimento e o calçado esportivo (KRABBE, 1994). A análise de sobrecarga é desenvolvida a partir da associação entre quantidades biomecânicas mensuráveis e um modelo mecânico-analítico do corpo humano e seus segmentos de interesse.

A seguir, será discutida a natureza das grandezas biomecânicas que representam as sobrecargas no aparelho locomotor e os problemas relativos às estratégias para se quantificar tais grandezas.

2.5.1 Sobre a determinação das sobrecargas no aparelho locomotor

Sempre que o corpo humano se movimenta surgem forças nos músculos, ossos, ligamentos e articulações que, por sua vez, resultam em diferentes solicitações dos materiais biológicos. As reações do material biológico são diversas, vão desde adaptações estruturais e funcionais a sobrecargas normais, além ou aquém da normalidade, passando por micro-traumatismos até a destruição dos tecidos. Em qualquer caso, a intensidade destas sobrecargas sempre depende da magnitude das forças, seu caráter espacial e a duração de sua ação, fazendo de seu cálculo um problema de alta complexidade metodológica.

A natureza das relações entre estímulo mecânico e resposta biológica já é bem conhecida, no entanto, é necessário que se adote um instrumento que possa quantificar tais grandezas mecânicas, sem o qual a aplicação prática deste conhecimento é impossível, seja no contexto dos movimentos do cotidiano, do esporte ou no âmbito da reabilitação. BAUMANN & STUCKE (1980) relatam que maiores forças e momentos sobre o aparelho locomotor estão associados em geral aos movimentos esportivos, que envolvem mais freqüentemente mudanças bruscas de direção, frenagens ou transferências de impulsos com aparelhos, a exemplo da raquete no tênis. Assim, a quantificação das sobrecargas que atingem as extremidades inferiores nas fases de apoio de movimentos locomotores se inclui na categoria destes fenômenos que envolvem grandezas mecânicas significativas, principalmente quando se considera a sucessiva repetição dos apoios nas atividades

mais cotidianas como o andar e o correr.

GLITSCH & BAUMANN (1997) afirmam que as situações de sobrecargas externas sobre as extremidades inferiores devem ser analisadas tridimensionalmente, mesmo quando se considera que o andar e correr tenham um caráter predominantemente planar. Estes autores afirmam que as razões entre os momentos resultantes máximos no plano frontal e sagital são progressivamente maiores da porção distal para a proximal (do tornozelo ao quadril) do aparelho locomotor, reforçando a necessidade de uma avaliação 3D dos momentos resultantes também para o estudo do andar e correr.

Sobrecarga pode ser definida como o conjunto de forças e momentos produzidos durante a manutenção de uma postura ou a realização de um dado movimento. Quando estas forças e momentos são gerados externamente ao corpo, como nas superfícies de contato, são classificados como sobrecarga externa e quando gerados nos músculos, ossos, ligamentos e articulações como sobrecarga interna. A resposta biológica a estas cargas é denominada de stress ou solicitação e está relacionada à sobrecarga relativa à secção transversa geométrica do tecido (BAUMANN & STUCKE, 1980). As solicitações biológicas em função das sobrecargas dinâmicas são as grandezas de real interesse na Biomecânica, porém, só podem ser quantificadas em condições de rigoroso controle teórico-matemático e experimental, como mostrado em SIEBERTZ (1994).

As grandezas da sobrecarga têm se firmado em Biomecânica como representantes confiáveis das solicitações biológicas, sendo suas quantificações mais acessíveis através de métodos biomecânicos. São elas (adaptado de BAUMANN & STUCKE, 1980):

- força e momento musculares: força desenvolvida por um músculo que atinge o osso através de um tendão e seu respectivo momento ao redor de uma articulação;
- força articular: força compressiva transmitida sobre uma superfície articular, resultante não apenas de cargas externas, mas de músculos e ligamentos que cruzam uma articulação;

- momento de força muscular resultante: soma de todos os momentos de força muscular (de músculos agonistas e antagonistas) ao redor de uma dada articulação;
- momento interno: soma de todos os momentos de forças musculares, ligamentares e articulares ao redor de uma articulação;
- momento externo: momento resultante das forças de reação do solo e outras fontes externas (gravidade, inércia) atuantes em relação a uma articulação;
- momento articular resultante: momento resultante gerado por forças externas (forças de reação do solo) que está em equilíbrio com o momento interno ao redor de uma dada articulação, refletindo o efeito cinético líquido nesta articulação.

Momentos articulares resultantes podem ser denominados como momentos intersegmentares (GLITSCH & BAUMANN, 1997), enquanto BERNSTEIN (1967) define-os como momentos resultantes e WINTER (1990) como momentos articulares líquidos. Para efeito deste estudo, utiliza-se a nomenclatura derivada de BERNSTEIN (1967) “momentos articulares resultantes” por facilitar a compreensão da grandeza mecânica que fundamenta o conceito. Ainda BERNSTEIN (1967) foi o primeiro a sugerir a descrição do movimento humano a partir da consideração das propriedades ativas e passivas do aparelho locomotor, incluindo os conceitos de momentos ativos (gerados por forças musculares) e passivos (gerados por forças não musculares, como a gravitacional, a inércia).

Os procedimentos biomecânicos que são em geral empregados para a determinação das grandezas internas, a fim de se estimar as sobrecargas no aparelho locomotor são (GLITSCH, 1992):

- a) medida da atividade elétrica associada à contração muscular;
- b) medida direta;
- c) emprego de modelos

A determinação da variação do potencial elétrico associado à contração muscular é feita através do procedimento da eletromiografia (EMG). A avaliação da atividade elétrica é apenas uma medida indireta da atividade muscular, uma vez que não é possível estabelecer as suas relações com a força contrátil desenvolvida pelo músculo, o que torna este procedimento insuficiente para se quantificar sobrecargas internas. GLITSCH (1992) considera as seguintes limitações quanto à quantificação

da eletromiografia para fins de estimativa das sobrecargas internas:

- a) um eletromiograma é composto da sobreposição de sinais elétricos vindos de toda a região ao redor do eletrodo, onde são registrados não apenas os sinais das unidades motoras, mas também artefatos de movimento e outros sinais do ambiente, o que torna um eletromiograma não reproduzível em seus detalhes;
- b) registro da EMG depende essencialmente das condições de condução do sinal. A condução feita através da superfície da pele é muito influenciada pelas propriedades elétricas desta;
- c) emprego de eletrodos de agulha, além de limitar a liberdade de movimentos, não exclui a condução dos sinais elétricos vindos da musculatura adjacente;
- d) para que uma “calibração” do EMG seja possível, é necessário que este sinal seja comparado à força muscular ou ao momento articular desenvolvidos pelo músculo de interesse. No entanto, a força muscular não pode ser medida diretamente e também não é possível ao sujeito inervar voluntariamente cada músculo individual, o que não permite o estabelecimento destas relações;
- e) a eletromiografia não considera os processos complexos envolvidos no acoplamento eletro-mecânico, que são os responsáveis pela transformação do estímulo elétrico no desenvolvimento de força mecânica pelo músculo.

Assim, o procedimento da eletromiografia é mais adequado para a determinação do nível de atividade de um músculo, se em repouso, em alta ou baixa atividade e da participação de diferentes grupos musculares num dado movimento. Além disso, representa um instrumento importante para o controle de todos os métodos para a determinação de forças musculares, uma vez que é a única maneira de se identificar se um músculo está ativo ou não (GLITSCH, 1992).

Medidas diretas das forças musculares têm sido realizadas por KOMI, JÄRVINEN & KOKKO (1987) e KOMI (1990) que mediram forças diretamente no tendão de Aquiles durante o andar, o correr e o salto em extensão. O implante de transdutores de força diretamente nos tendões requer que estes sejam seccionados, o que dificulta uma calibração adequada, possibilitando-a apenas em condições “in vitro”. No entanto, este procedimento pode ser usado para medições diretas de forças nos ossos e articulações como realizado por LANYON, HAMPSON, GOODSIP & SHAH (1975) que mediram as deformações na tíbia durante o andar e o

correr através de uma célula de carga aderida diretamente sobre o aspecto ântero-medial da tíbia. Apesar destes estudos representarem importantes tentativas para a quantificação “in vivo” de forças internas durante o movimento humano, requerem procedimentos invasivos que podem ser considerados eticamente questionáveis.

Devido à alta complexidade do aparelho locomotor humano tanto em sua estrutura quanto em sua função, torna-se necessário o uso de representações aproximadas desta realidade através de modelos a fim de se determinar parâmetros da sobrecarga interna, difíceis de serem mensurados diretamente. Modelos são comumente empregados em Biomecânica, pois permitem o acesso quantitativo destas grandezas com boa precisão a partir de asserções teóricas sobre o sistema locomotor humano e dados experimentais. NIGG & HERZOG (1994) destaca que os modelos devem se propor a descrever as relações entre as variáveis que o compõem e a maneira como estas são governadas e não necessariamente buscar uma construção ideal e acabada da realidade. Os modelos biomecânicos para a determinação das sobrecargas internas fundamentam-se na interação entre conhecimentos da Anatomia, Fisiologia e Mecânica. NIGG & HERZOG (1994) classifica os modelos biomecânicos em quatro grupos, de acordo com a solução matemática possível:

- a) modelos analíticos-dedutivos: baseiam-se em conhecimentos sobre as características anatômicas, fisiológicas e mecânicas do aparelho locomotor humano para a descrição deste sistema a partir de um modelo matematicamente determinístico, ou seja, de solução única;
- b) modelos semi-analíticos: também se baseiam em conhecimentos sobre as características anatômicas, fisiológicas e mecânicas do aparelho locomotor humano, porém, considera o sistema muito complexo para torná-lo matematicamente determinístico a partir das informações disponíveis. A descrição matemática deste sistema apresenta mais incógnitas do que equações e, neste caso, é necessária a inclusão de novas asserções ou de simplificações, a fim de tornar o problema solucionável;
- c) modelos “caixa-preta”: são estabelecidos a partir de uma série de funções matemáticas que determinam as relações entre as variáveis de entrada e de saída. Inicialmente, uma função matemática é usada para descrever as relações

entre um par conhecido de variáveis de entrada e saída. A seguir, esta função é usada para se prever novos dados de saída para um conjunto de dados de entrada. É principalmente empregado quando não se podem realizar medidas;

- d) modelos conceituais: consistem na elaboração de hipóteses baseadas em especulações e de procedimentos capazes de sustentar ou refutar as hipóteses testadas. Estes procedimentos podem ser teóricos ou experimentais, além disso, é necessário um grande número de evidências acumuladas para que se possa sustentar o conceito elaborado.

DALLA VECCHIA (1998) aponta que a maioria dos estudos que estimam as forças internas a partir de dados cinemáticos e cinéticos inclui-se na classificação dos modelos semi-analíticos, onde são assumidas determinadas simplificações na representação do aparelho locomotor humano em conjunto com o emprego destes dados experimentais. Esta estratégia para se estimar as forças e momentos internos a partir de medidas externas e modelos mecânicos do corpo humano é denominada de Abordagem da Dinâmica Inversa. BAUMANN (1995) considera a Dinâmica Inversa como uma importante ferramenta para a estimativa de parâmetros causais de um movimento, bem como a alternativa mais adequada para a determinação de indicadores de sobrecargas no aparelho locomotor.

2.5.2 Características do procedimento da dinâmica inversa

A locomoção humana está sujeita às mesmas leis e princípios que governam os movimentos do mundo físico e como tal, pode ser estudada a partir das leis gerais da Física. Para o estudo da locomoção humana, são formuladas equações de movimento que podem ser solucionadas para a cinemática, quando as forças são conhecidas e deseja-se determinar as trajetórias dos segmentos corporais, ou para a dinâmica, quando a cinemática é conhecida e a tarefa é determinar forças e momentos atuantes. Esta última abordagem é conhecida como Abordagem da Dinâmica Inversa (ALLARD, STOKES & BLANCHI, 1995), enquanto a primeira é chamada de Abordagem da Dinâmica Direta. A dinâmica direta propõe-se a

identificar uma seqüência de ângulos articulares possível para atingir uma trajetória desejada para a extremidade de trabalho e tem sido aplicada em modelos de simulação da locomoção humana como o de PANDY & BERME (1989). Já a dinâmica inversa pretende identificar o conjunto de forças musculares responsáveis por trajetórias conhecidas para os segmentos articulares (LATASH, 1993).

Qualquer modelo para a estimativa de grandezas cinéticas é composto pela solução de dois problemas fundamentais: primeiro, o da dinâmica inversa e segundo, o da redundância ou distribuição de forças, como ilustrado pelo diagrama a seguir (FIGURA 10). A determinação destas grandezas deve ser realizada matematicamente, devido à dificuldade associada à sua medida direta.

Primeira Etapa



Segunda Etapa

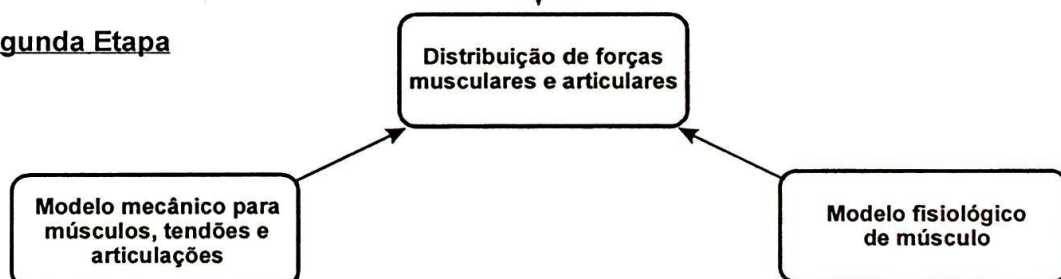


FIGURA 10 - Representação da determinação analítica de forças musculares e articulares em duas etapas: a determinação de forças e momentos resultantes e a distribuição de forças (Adaptado de AN et al. 1995).

A dinâmica inversa tem sido preferencialmente empregada na estimativa de sobrecargas que atingem o aparelho locomotor humano em atividades cotidianas. Requer que os dados cinemáticos sejam combinados com estimativas das propriedades inerciais segmentares e dados das forças de reação do solo, a fim de se estimar forças e momentos resultantes que precisam ser aplicados aos

segmentos para a sustentação de um movimento. Estas forças e momentos resultantes são quantidades cinéticas conceituais e, sendo assim, não representam as forças e momentos desenvolvidos pelas estruturas anatômicas, como músculos, articulações e superfícies articulares, mas podem continuar sendo processados até que se chegue às forças musculares e de reações articulares (KRABBE, 1994).

Em todas as situações de movimento existem mais músculos do que o necessário para a execução de uma dada tarefa, o que significa dizer que matematicamente o problema da estimação das forças e momentos internos, ou seja, das causas dos movimentos, é indeterminado. Todo modelo biomecânico precisa considerar esta redundância do sistema motor humano que impossibilita soluções únicas para as equações de movimento. Cada movimento coordenado surge como resultado da atividade cíclica de diversos grupos musculares e o conjunto das tensões desenvolvidas por estes músculos representam as causas diretas de um padrão cinemático, que pode ser reconhecido como o andar, o correr, ou qualquer outra forma de movimento. Uma vez que estas causas diretas da atividade do sistema nervoso central na produção de um dado movimento são praticamente inacessíveis sob o ponto de vista da indeterminância matemática do problema, uma maneira de se solucionar a questão é através de medidas diretas das forças musculares (KOMI, 1990) que, como já mencionado, requerem um procedimento invasivo que compromete a integridade do aparelho locomotor.

Uma outra estratégia para a superação do problema da indeterminância é através da simplificação do sistema ou, matematicamente, da redução das incógnitas. Neste caso, forças musculares, ligamentares, articulares e ósseas são agrupadas em um único vetor de força e momento resultantes (PAUL, 1965). O custo computacional desta abordagem é reduzido e a análise se torna mais efetiva para a avaliação de um grupo de sujeitos, apesar da impossibilidade de se fazer interpretações relativas ao comportamento dos músculos individuais. Também é possível a adição de mais equações de vínculos a fim de se solucionar o problema da indeterminância, que podem ser baseadas em considerações sobre a área de seção transversa dos músculos ou observações fisiológicas como a eletromiografia (AN, KAUFMAN & CHAO, 1995).

Uma terceira estratégia tem sido adotada por pesquisadores que optam pela

modelagem computacional do sistema neuro-músculo-esquelético do corpo humano que emprega procedimentos de otimização matemática, capazes de simular as cargas durante atividades como o andar e o correr, estimando a distribuição de forças entre os grupos musculares (GLITSCH, 1992). A noção geral acerca da aplicação destes princípios de otimização em Biomecânica foi desenvolvida pelos irmãos WEBER (1836)² apud AN *et al.* (1995) que estabeleceram que o homem “anda de maneira a garantir o mais sutil gasto de energia no menor tempo e com os melhores resultados”. A solução do problema da indeterminância através de procedimentos de otimização baseia-se no fundamento de que princípios de eficiência sejam inerentes ao sistema coordenativo. Neste caso, uma solução determinada é dada sem a necessidade de simplificações do sistema. Assim, SIEBERTZ (1994) adota o princípio da adaptação funcional, segundo o qual as estruturas do aparelho locomotor se adaptam a fim de minimizar as cargas que as atingem. Neste caso, este princípio é empregado como um critério fisiologicamente relevante para estimar a distribuição de cargas entre músculos, ligamentos, articulações, bem como as solicitações mecânicas nos ossos do fêmur e tibia durante o andar. A complexidade computacional deste tipo de abordagem do problema da indeterminância e seu dispêndio de tempo e recursos materiais impedem que seja empregado rotineiramente em laboratórios de marcha.

É preciso destacar ainda que enquanto os padrões cinemáticos e cinéticos totais, como o momento de suporte do andar descrito por WINTER (1984), são muito estáveis e reproduzíveis, existe uma grande variabilidade nos padrões cinéticos de cada articulação individual, o que mostra que se a indeterminância ou a redundância do sistema motor é um problema sob o ponto de vista do formalismo matemático, ela representa uma grande vantagem sob o ponto de vista funcional por possibilitar uma imensa flexibilidade e adaptabilidade do comportamento.

O presente estudo adota a estratégia da simplificação da estrutura anatômica funcional, agrupando forças e momentos internos em torno de uma articulação para a solução do problema da indeterminância. Um modelo analítico-dedutivo foi empregado para a estimativa de parâmetros da sobrecarga, representados pelos

² WEBER, W. & WEBER, E. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*. Göttingen, Fischer-Verlag, 1836.

momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal, durante o andar e o correr em crianças. Estes momentos representam o efeito cinético líquido das sobrecargas que atingem uma articulação e que precisam ser compensadas por forças e momentos internos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Dentre os principais estudos que calcularam os momentos articulares resultantes pode-se destacar os de ELFTMAN (1938) para o andar e WINTER (1983) para a corrida lenta ou running, apenas para citar algumas referências de importância como precursores no campo da metodologia para a estimativa deste parâmetro.

Este estudo objetiva a quantificação dos momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo e joelho durante o andar e o correr enquanto importantes indicadores dos fatores causais do movimento, bem como representantes das sobrecargas internas. A determinação deste parâmetro deve ser feita a partir de dados da cinemática em conjunto com um modelo físico-matemático do aparelho locomotor e medidas das sobrecargas externas, representadas aqui pelas forças de reação do solo. BERME & CAPPOZZO (1990) relacionam as seguintes etapas no desenvolvimento de uma análise de sobrecarga:

- a) elaboração de um modelo mecânico das partes relevantes do corpo humano;
- b) seleção de parâmetros do modelo (propriedades inerciais dos segmentos);
- c) seleção do conjunto de grandezas que descrevem completamente o comportamento do modelo, que são medidas diretamente no sujeito durante a realização do movimento (quantidades cinemáticas e cargas externas);
- d) identificação das equações matemáticas que permitem o cálculo das ações internas resultantes através de parâmetros do modelo e das grandezas medidas como variáveis de entrada (solução do problema da dinâmica inversa);
- e) aquisição experimental das grandezas de entrada;
- f) cálculo das forças e momentos internos resultantes.

Em todos os casos é necessário que se faça a análise a partir de uma fase crítica do movimento de interesse, onde ocorrem as maiores sobrecargas. No caso

de movimentos locomotores, as fases de apoio representam os eventos que submetem o aparelho locomotor às maiores sobrecargas, assim, este estudo analisa os momentos articulares resultantes durante as fases de apoio do andar e correr.

As etapas sugeridas por BERME & CAPPOZZO (1990) serão empregadas para a descrição da seqüência de procedimentos experimentais e da instrumentação utilizados neste estudo. Os procedimentos aqui utilizados seguem as padronizações empregadas pelo Instituto de Biomecânica da Escola Superior de Esportes de Colônia, Alemanha e estão documentados em GLITSCH (1992) e KRABBE (1994).

A interação entre os diferentes procedimentos empregados no protocolo experimental está representada no diagrama a seguir (FIGURA 11).

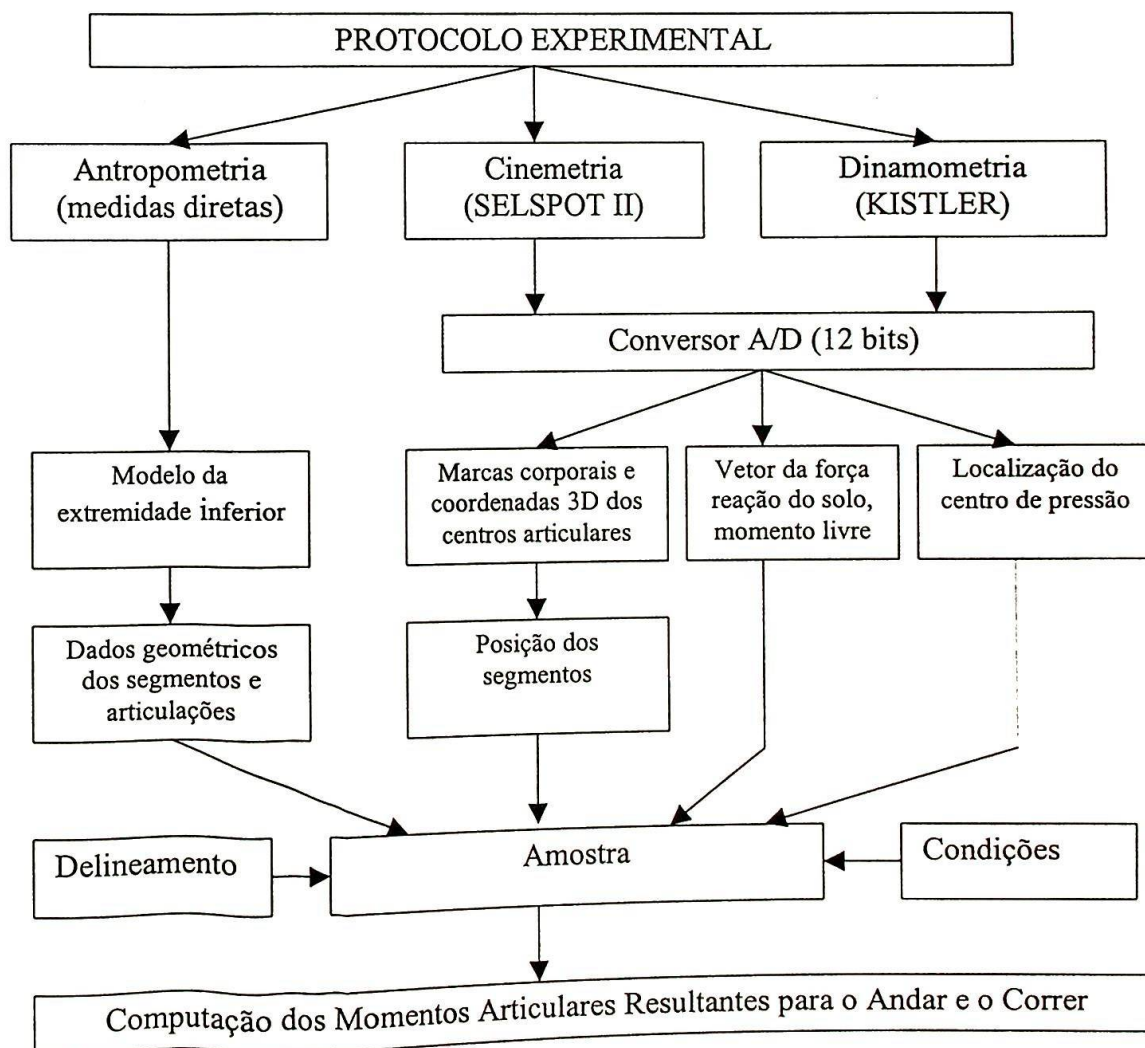


FIGURA 11 - Dados de entrada para a computação dos momentos articulares resultantes.

O diagrama de blocos mostra a aquisição simultânea dos dados da dinâmica e da cinemática, procedimento que bem caracteriza uma Complexa Análise do Movimento Humano (HOCHMUTH, 1973). Estão apresentados os equipamentos utilizados, as condições de testes e os delineamentos referentes à preparação dos sujeitos.

3.1 Modelo segmentar da extremidade inferior

O modelo para a extremidade inferior aplicado neste estudo adota uma série de simplificações que devem ser consideradas para a interpretação dos resultados. O segmento inferior é formado por três segmentos (pé, perna e coxa) rígidos e articulados entre si através de duas articulações, tornozelo e joelho. A complexidade anatômica das articulações do tornozelo (talo-crural) e do joelho é reduzida a dobradiças simples, cujos centros articulares são fixos, ou seja, não há variação da posição dos centros articulares em função da posição da articulação. A coxo-femoral não é considerada. As forças de atrito entre as superfícies articulares, bem como as propriedades visco-elásticas de tendões, ligamentos, músculos e ossos são desprezadas.

Momentos articulares resultantes precisam ser calculados ao redor de algum ponto de referência. Assim, uma importante característica antropométrica que precisa ser considerada para a determinação destes é a posição dos centros e eixos articulares no espaço, uma vez que os momentos resultantes devem ser preferencialmente calculados ao redor dos centros articulares e não com referência a uma marca corporal posicionada sobre um acidente anatômico na superfície dos segmentos.

Tanto para a definição dos segmentos, quanto para o emprego das equações que vão descrever a cinética da extremidade inferior, é importante definir um referencial para cada articulação. Assim, é selecionado o centro articular que está posicionado sobre os eixos de rotação de cada articulação. Além disso, a determinação dos eixos articulares é facilitada quando estes podem ser localizados a

partir de referências corporais visíveis ou palpáveis. Estes dados baseiam-se em referências antropométricas originárias de estudos estatísticos, bem como em características anatômicas individuais, medidas diretamente nos participantes deste estudo.

3.1.1 Determinação dos sistemas de coordenadas espaciais (global e local)

A posição de qualquer objeto no espaço só pode ser determinada a partir da definição de um sistema de referências espaciais, uma vez que convenções anatômicas apenas descrevem a posição de um segmento em relação a outro, sem que com isso se obtenha uma noção de como ocorre o movimento no espaço. Todos os sistemas de coordenadas espaciais empregados neste estudo são representados por coordenadas cartesianas.

Para a descrição da variação da posição dos segmentos no espaço é favorável que se selecione um sistema referencial que esteja de acordo com o plano onde ocorre o movimento, o que justifica a determinação de um sistema global de coordenadas espaciais, fixo ao ambiente de laboratório, local onde ocorrem as medições experimentais.

O sistema global de coordenadas espaciais (índice R) tem sua origem coincidente à definida para o sistema da plataforma de força e da calibração fotogramétrica, onde se têm os eixos X_R e Z_R paralelos ao solo e perpendiculares entre si: o eixo Y_R está na direção vertical e em ângulo reto com os eixos X_R e Z_R , como representado na FIGURA 12. Em relação ao sentido do movimento, pode-se relacionar os eixos da seguinte maneira:

X_R = eixo ântero-posterior, cujo sentido positivo coincide com o sentido do movimento;

Y_R = eixo vertical, cujo sentido positivo está orientado para cima;

Z_R = eixo transversal, cujo sentido positivo está orientado para a lateral.

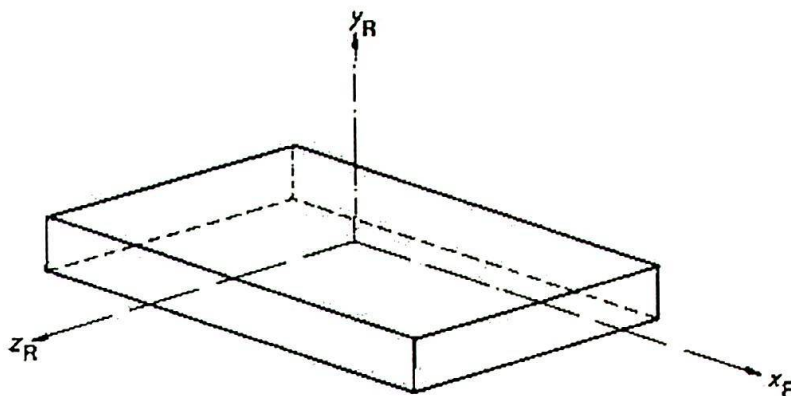


FIGURA 12 - Representação das coordenadas X_R , Y_R e Z_R do sistema global de referências espaciais.

Quando se objetiva a determinação de grandezas indicadoras das sobrecargas, é necessária a definição de um segundo tipo de sistema referencial, um sistema de coordenadas interno à estrutura anatômica que facilite a interpretação dos dados e torne-a relevante sob o aspecto da compreensão das sobrecargas que atingem o aparelho locomotor. Neste caso, as coordenadas espaciais do sistema são definidas a partir de referências anatômicas dos segmentos. Para este estudo são definidos dois sistemas locais de coordenadas espaciais, um para o segmento pé e outro para o segmento perna, cujos eixos têm sentido anatômico bem claro, apresentados a seguir.

O sistema de coordenadas fixo ao segmento pé (índice F) é assim definido:

X_F = eixo ântero-posterior que atravessa o pé originando-se no centro da articulação do tornozelo e passando pelo centro de gravidade do pé (STUCKE, 1984). É ortogonal ao eixo Z_F ;

Y_F = eixo vertical ortogonal aos eixos X_F e Z_F , dado pelo produto vetorial de X_F e Z_F ;

Z_F = eixo idêntico ao eixo transversal do tornozelo.

A FIGURA 13 ilustra a definição do sistema de coordenadas fixo ao pé. Desta forma, a origem do sistema de coordenadas fixo ao pé coincide com o centro da articulação do tornozelo.

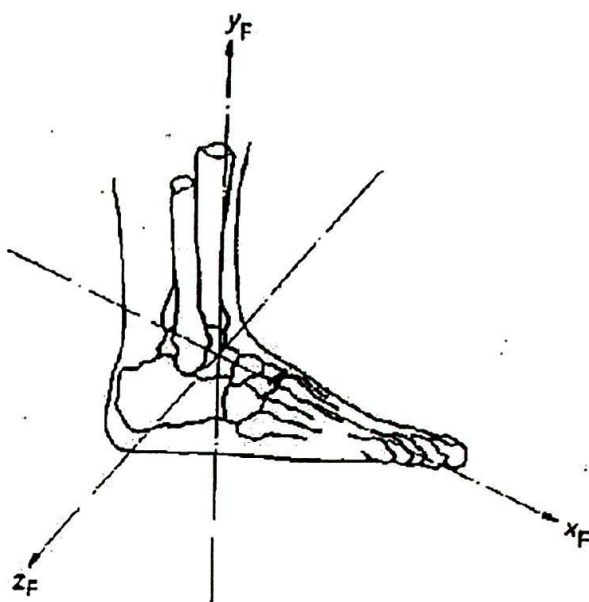


FIGURA 13 - Representação dos eixos X_F , Y_F , Z_F do sistema de coordenadas fixo ao pé.

O sistema de coordenadas fixo à perna (índice U) está representado na (FIGURA 14):

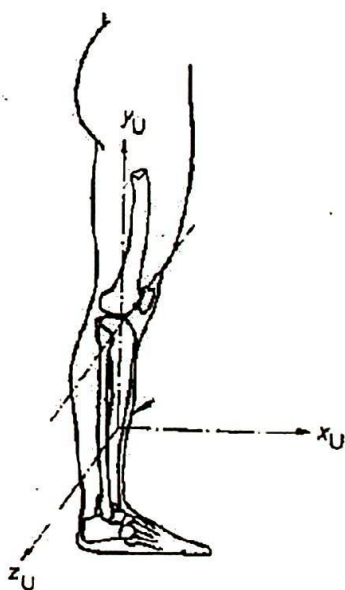


FIGURA 14 - Representação dos eixos X_U , Y_U e Z_U do sistema de coordenadas fixo à perna.

Para a perna, os eixos do sistema local de coordenadas são definidos da seguinte maneira:

X_U = eixo ântero-posterior ortogonal aos eixos Y_U e Z_U ;

Y_U = eixo vertical que se origina no centro articular do joelho e atravessa a perna, cruzando o centro articular do tornozelo;

Z_U = eixo idêntico ao eixo transversal do joelho.

3.1.2 Centro articular

Os centros articulares não são visíveis, portanto precisam ser estimados com base em suas relações com referências externas visíveis, a fim de que possam ser calculados a partir dos dados da cinemetria. O centro articular é definido como o ponto médio da linha que atravessa a articulação no plano transversal e atinge a pele entre os maléolos medial (na tíbia) e lateral (na fíbula) para o tornozelo e os epicôndilos medial e lateral do fêmur para o joelho, ou seja, entre os pontos de contato dos eixos articulares com a pele.

3.1.3 Eixo articular

Os eixos articulares para o tornozelo são definidos de acordo com INMAN (1976) da seguinte maneira: no plano transversal, o eixo passa aproximadamente a 5 mm (± 3 mm) no sentido distal ao maléolo medial e a 3 mm (± 2 mm) no sentido distal e 8 mm (± 5 mm) no sentido anterior ao maléolo lateral. Os ângulos no plano frontal e transversal que resultam desta definição estão representados na FIGURA 15.

O eixo transversal do tornozelo é inclinado para cima do sentido lateral para o medial em aproximadamente 8 graus. O ponto médio entre a linha que conecta estes dois pontos é definido como o centro articular para o tornozelo (FIGURA 15). Para o cálculo das coordenadas dos centros articulares são utilizadas marcas corporais cujas relações com os eixos e os centros articulares são conhecidas, procedimento que será mais discutido a seguir. Os ângulos no plano frontal e

transversal são usados na computação da posição dos centros articulares. Os ângulos no plano transversal são medidos diretamente nos sujeitos, como definido por GLITSCH (1992) e os ângulos no plano frontal são derivados da definição de INMAN (1976).

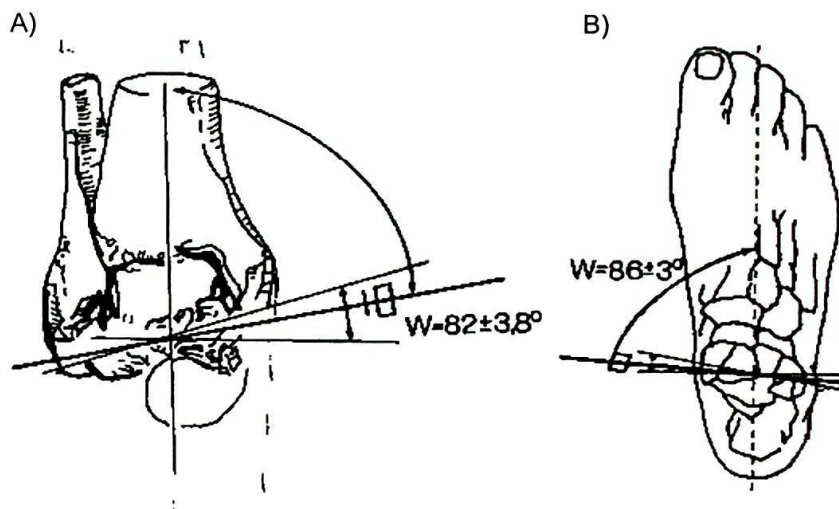


FIGURA 15 - Posição dos eixos da articulação do tornozelo de acordo com INMAN (1976). Em A) tem-se o ângulo frontal, medindo 82° (3,8) e em B) o ângulo transversal, medindo 86° (3).

Para o joelho, o eixo articular é definido de acordo com KALFHUES (1971) e ilustrado na FIGURA 16:

- no plano transversal, o eixo está cerca de 26 mm proximalmente à articulação do joelho e coincide com a proeminência dos côndilos lateral e medial do fêmur. O centro articular é o ponto médio entre os dois côndilos.

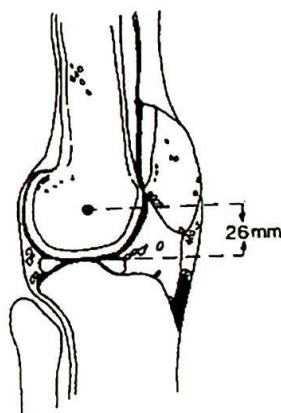


FIGURA 16 - Posição do eixo articular do joelho de acordo com KALFHUES (1971).

3.1.4 Determinação de pontos invisíveis

Os centros articulares estão localizados internamente aos segmentos, além disso, algumas marcas corporais podem não ser visíveis para uma das câmeras quando o movimento é realizado, portanto, é preciso que se estabeleça um procedimento que calcule numa etapa seguinte (a posteriori) estes pontos invisíveis a partir de pontos visíveis.

No presente estudo, os procedimentos de processamento de imagens utilizados não permitem que se determinem as coordenadas do maléolo e nem do epicôndilo mediais, nem tampouco dos centros articulares, uma vez que estes não são visíveis pelas câmeras. O ponto invisível e procurado é determinado a partir de suas relações com pontos conhecidos, o que é feito em função do registro da posição de pé, parada, antes da realização dos testes dinâmicos. No registro da posição de pé em repouso, determina-se a posição dos diodos laterais e suas relações com os centros articulares, a partir das medidas antropométricas dos sujeitos. Neste procedimento, parte-se do princípio de que tanto a localização dos diodos quanto dos centros articulares permaneçam constantes mesmo durante a realização de movimentos. Assim, com a ajuda da determinação das localizações dos diodos na postura de pé, tem-se o cálculo da localização dos centros e eixos articulares. Esta localização é válida para cada posição adotada pelos segmentos durante toda a execução de movimentos.

A posição de qualquer ponto no espaço tridimensional é obtida através de três coordenadas espaciais dadas a partir de um sistema referencial bem definido. Para a determinação da posição do centro articular é necessária a escolha de um sistema referencial que facilite a identificação de suas coordenadas. GLITSCH (1992) descreve um método simplificado para se calcular pontos invisíveis que pode ser empregado para o estudo do andar e do correr, partindo-se da premissa de que os eixos do sistema de coordenadas globais sejam aproximadamente paralelos aos eixos articulares dos segmentos corporais. Este método foi utilizado para a simplificação dos procedimentos e admite que o eixo Z (transversal) no sistema de coordenadas espaciais globais do laboratório coincida ao eixo Z (transversal) da

perna, portanto, para se obter as coordenadas dos centros articulares é preciso apenas que se adicione ao componente em Z da marca articular lateral a metade do comprimento do eixo articular transversal. As coordenadas dos centros articulares são assim dadas:

$$X_{ca} = X_{ml}$$

$$Y_{ca} = Y_{ml}$$

$$Z_{ca} = Z_{ml} + D/2$$

onde: ca = centro articular

ml = marca articular lateral

D = comprimento do eixo articular

3.1.5 Medidas antropométricas diretas

As características antropométricas são utilizadas para a determinação de propriedades mecânicas do aparelho locomotor, tais como sua geometria interna e externa, bem como a distribuição geométrica da massa. Neste estudo, foram selecionadas medidas antropométricas que são diretamente empregadas no modelo da extremidade inferior usado para a determinação das posições dos eixos articulares.

Os sujeitos participaram dos testes vestidos com roupa de banho a fim de facilitar tanto a colagem dos diodos quanto a tomada das medidas antropométricas diretas. Foram utilizados uma balança mecânica, um estadiômetro, um compasso antropométrico e um paquímetro. As medidas antropométricas necessárias foram:

- a) massa;
- b) estatura;
- c) comprimento do segmento inferior: distância da tuberosidade do grande trocânter até o chão;
- d) comprimento da perna: distância do aspecto mais proximal da borda lateral da tibia ao maléolo lateral da fibula;

- e) diâmetro da pelve: distância entre as espinhas ilíacas anteriores superiores;
- f) diâmetro de joelho: distância entre os aspectos lateral e medial dos côndilos do fêmur;
- g) diâmetro do tornozelo: distância entre os maléolos lateral da fíbula e medial da tíbia;
- h) posição dos eixos do tornozelo: ângulo transversal e ângulo frontal.

A posição dos eixos do tornozelo é determinada através da medida de dois ângulos: ângulo transversal e ângulo frontal, de acordo com INMAN (1976).

O ângulo frontal (FIGURA 15A) é dado pela diferença entre as alturas dos maléolos medial e lateral, medidas com o antropômetro.

Os ângulo transversal do tornozelo (FIGURA 15B) é medido através do compasso antropométrico, cujas extremidades são posicionadas nos dois maléolos e medida a distância entre estas extremidades (D). A partir da distância (D) entre as extremidades do compasso e o eixo longitudinal do pé (X_F), pode-se obter o ângulo transversal, conforme descrito por GLITSCH (1992).

Assim, através da associação destas medidas antropométricas individuais aos dados originários de pesquisas estatísticas, derivados dos modelos utilizados para a determinação dos centros e eixos articulares, é possível obter-se a orientação interna de centros e eixos articulares para cada sujeito participante do estudo e utilizar estes dados nos cálculos de momentos articulares. É importante lembrar que estas localizações dos centros e eixos articulares permanecem fixas em relação aos segmentos mesmo durante os movimentos, uma vez que estes são considerados como corpos rígidos que não se deformam quando sujeitos a sobrecarga.

3.2 Propriedades inerciais: definição do modelo

Nos modelos para o cálculo dos momentos articulares resultantes, bem como na maioria das análises quantitativas do movimento humano, é necessária a inclusão das propriedades inerciais dos segmentos corporais, como a massa, o centro de gravidade e os momentos de inércia. Estas grandezas são essenciais para a solução

das equações de movimento e em geral são estimadas a partir de relações estatísticas estabelecidas entre dados antropométricos derivados de medidas diretas ou de modelos geométricos do corpo humano.

A literatura apresenta uma grande variedade de métodos empregados para a estimação destes parâmetros, que vão desde medidas diretas realizadas em cadáveres (BRAUNE & FISCHER, 1889) ou em indivíduos vivos através de prancha de reação (BERNSTEIN, 1967), imagem de ressonância magnética (MARTIN, MUNGIOLE, MARZKE & LONGHILL, 1989), até o modelamento matemático que considera os segmentos corporais como formas geométricas bem definidas (HANA VAN, 1964; HATZE, 1980; JENSEN, 1978). Quando se pretende evitar as trabalhosas medidas diretas, é possível estimar os parâmetros inerciais com o uso de equações de regressão, que, através de técnicas estatísticas, extrapolam valores obtidos a partir de medidas diretas em cadáveres ou indivíduos vivos para um grupo diferente de sujeitos, a exemplo das propostas desenvolvidas por CHANDLER, CLAUSER, McCONVILLE, REYNOLDS & YOUNG (1975) e ZATZIOSRKY & SELUYANOV (1985).

A decisão sobre o emprego de parâmetros inerciais e sobre a escolha de um modelo antropométrico mais apropriado precisa ser feita em função da avaliação da importância relativa de tais grandezas sobre o parâmetro de interesse. Quaisquer asserções feitas em relação a parâmetros inerciais dos segmentos corporais contêm erros potenciais devidos às diferenças na composição corporal, sexo e idade entre os sujeitos participantes do estudo e daqueles usados para a elaboração do modelo antropométrico, fato que reduz a precisão destes dados e da seqüência de cálculos derivados destes.

GLITSCH (1992), preocupado com as dificuldades quanto à precisão com que os dados das propriedades inerciais segmentares podem ser estimados e com o dispêndio de processamento necessário para a computação dos momentos devidos a estes componentes, avaliou a influência dos componentes inerciais e da taxa de variação do momento angular na sobrecarga total sobre as extremidades inferiores através de um modelo bi-dimensional que simulou as fases de apoio no andar e correr. Concluiu que os componentes inerciais exercem uma influência muito pequena na situação de sobrecarga nas fases de apoio tanto para o joelho quanto

tornozelo (FIGURA 17) e seus valores podem inclusive recair dentro dos limites de erro do sistema. Em relação à taxa de variação do momento angular, este componente pode ser em princípio excluído tanto para o andar quanto para o correr em todos os segmentos da extremidade inferior.

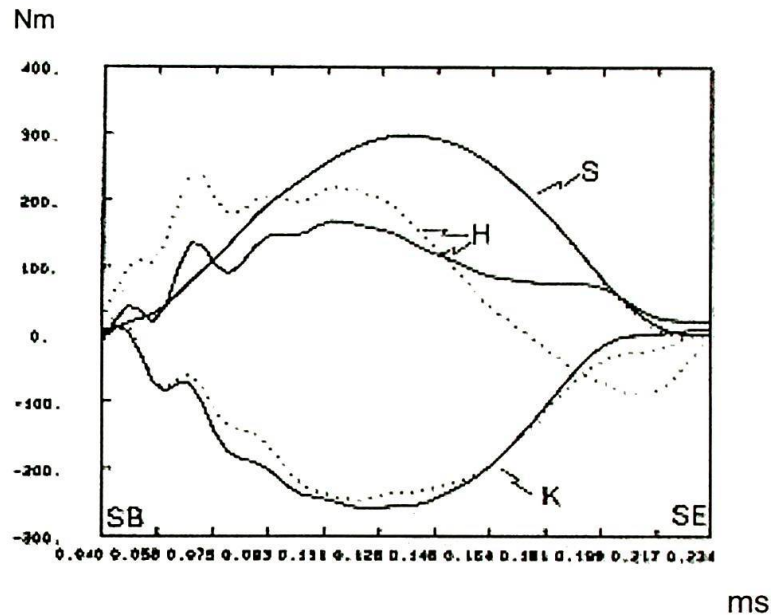


FIGURA 17 Influência da massa do segmento e do momento de inércia sobre os momentos articulares (em Nm) durante a fase de apoio do correr a 5 m/s. S = tornozelo, K = joelho, H = coxo-femoral, SB = início do apoio, SE = final do apoio. Linha tracejada: com a influência da inércia; linha contínua: sem a influência da inércia (Adaptado de GLITSCH, 1992).

NA FIGURA 17, pode-se notar que para o tornozelo (S) as curvas de momentos resultantes no plano sagital calculadas com e sem a contribuição da inércia praticamente coincidem. Para o joelho (K) os desvios entre as curvas são maiores no início do apoio, enquanto que para o quadril (H) o componente inercial precisa ser considerado, devido à sua importante contribuição nas sobrecargas.

Ainda em relação à importância dos parâmetros inerciais, KRABBE, FARKAS & BAUMANN (1997) calcularam todos os componentes inerentes a uma análise dinâmica e avaliaram a contribuição relativa da inércia sobre os cálculos de momentos articulares na fase de apoio do correr. Concluíram estes autores que tais componentes precisam ser calculados quando se considera a articulação coxo-femoral, sendo menos importantes em relação à articulação do joelho e podendo ser

negligenciados quando se considera o tornozelo, indicando a possibilidade da realização de uma análise quasi-estática quando somente são envolvidas as articulações do joelho e tornozelo, sem prejuízos significativos na precisão dos resultados para os momentos articulares.

Já ÖUNPUU *et al.* (1991) incluíram estes componentes em seus cálculos de momentos articulares e mostraram que não há a necessidade de uma máxima precisão quanto a estes parâmetros, uma vez que estimaram propriedades antropométricas de um grupo de crianças e adolescentes a partir de um modelo antropométrico desenvolvido para indivíduos adultos. Os autores consideram que esta falta de coerência não seja um problema, devido à pequena contribuição dos parâmetros inerciais no total dos momentos articulares resultantes nas extremidades inferiores durante as fases de apoio.

Avaliando-se a importância da inclusão de parâmetros inerciais sobre um modelo para o cálculo de momentos articulares resultantes em tarefas funcionais como o andar e o correr (trotar ou running) deve-se considerar que 95% do total calculado durante a fase de apoio do andar e correr seja dependente das forças de reação do solo e do momento livre sobre a plataforma (KRABBE, 1994). Assim, diante das evidências sobre a pequena contribuição dos componentes inerciais sobre os cálculos dos momentos articulares resultantes nas extremidades inferiores, optou-se neste estudo por uma abordagem estática que não considera as influências cinemáticas sobre os segmentos corporais, eliminando-se a necessidade do emprego de um modelo antropométrico e da estimativa de parâmetros inerciais segmentares para os sujeitos participantes, além de reduzir o custo computacional para o cálculo do parâmetro de interesse, uma vez que força de reação do solo e momento livre são determinados diretamente e com grande precisão pela plataforma de força.

3.3 Seleção das grandezas medidas diretamente

É preciso que sejam determinadas as grandezas de entrada a partir das

quais os momentos articulares resultantes serão calculados. Para este estudo, é necessário que se conheça as forças de reação do solo em suas três componentes ortogonais (F_x , F_y e F_z), a posição da força resultante (F_R) em relação à origem do sistema global de coordenadas, ou seja, o ponto de aplicação da força resultante (coordenadas a_x e a_z), o momento livre sobre a plataforma (M_y) e a posição do segmento inferior no espaço durante a fase de apoio do andar e do correr. As grandezas da cinética foram obtidas através de uma plataforma de força (FIGURA 18) e a posição dos segmentos através de um sistema óptico-eletrônico de processamento de imagens, ambos sincronizados a uma frequência de amostragem de 250 Hz, descritos em mais detalhes a seguir.

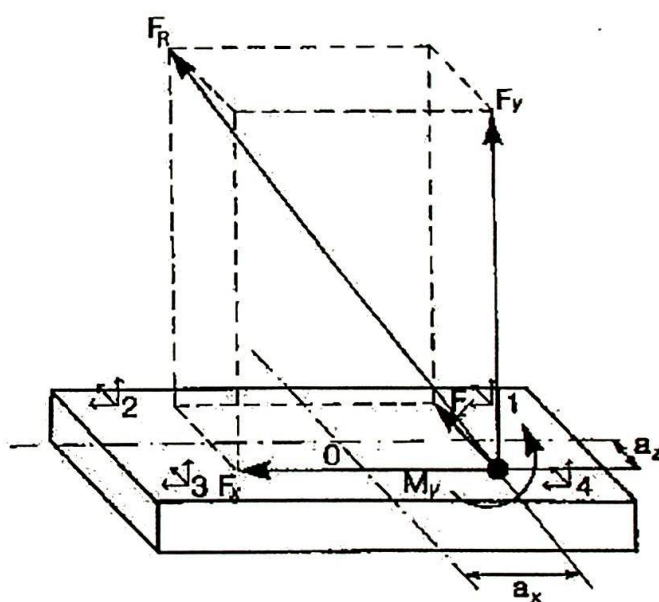


FIGURA 18 - Representação esquemática da plataforma de força e grandezas diretamente mensuráveis. 1, 2, 3 e 4 = transdutores piezoelétricos. F_x = componente ântero-posterior, F_z = componente médio-lateral, F_y = componente vertical, F_R = resultante da força de reação do solo, M_y = momento livre, a_x = coordenada no eixo x do ponto de aplicação da resultante da força de reação do solo, a_z = coordenada no eixo z do ponto de aplicação da resultante da força de reação do solo, O = origem do sistema referencial da plataforma de força.

Os cálculos das grandezas acima estão descritos nos manuais técnicos da KISTLER (1975) como os seguintes:

Componente ântero-posterior	$F_x = F_{x1+2} + F_{x3+4}$
Componente médio-lateral	$F_z = F_{z1+4} + F_{z2+3}$
Componente vertical	$F_y = F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4}$
Momento livre	$M_y = T_y - (a_z * F_x) + (a_x * F_z)$
Coordenada a_x da força resultante	$a_x = (M_z + a_y * F_x) / F_y$
Coordenada a_z da força resultante	$a_z = (-M_x + a_y * F_z) / F_y$
Observação: T_y = momento produzido pela componente F_y	

Para o controle da velocidade de deslocamento foi utilizado um sistema composto por duas colunas de foto-células, posicionadas próximas à plataforma de força, conectadas diretamente a um cronômetro digital. As colunas estavam dispostas a um metro de distância entre si. As células foram posicionadas de tal forma que o sistema todo era disparado assim que a cabeça do sujeito cruzava a primeira coluna de células e a medição era interrompida quando o sujeito cruzava a segunda coluna. Assim, era possível o monitoramento da velocidade média de deslocamento, evitando-se que grandes variações da velocidade auto-selecionada pelo sujeito influenciassem os parâmetros biomecânicos de interesse.

3.4 Cálculo dos momentos articulares resultantes

O cálculo das ações internas resultantes deve ser feito a partir de parâmetros estabelecidos para o aparelho locomotor e das grandezas medidas diretamente como variáveis de entrada do modelo estático. Uma vez que as contribuições individuais dos momentos gerados por músculos, ligamentos, tendões e fâscias não podem ser identificadas por este modelo, é aqui considerado o Momento Articular Resultante (ou momento inter-segmentar), que representa o momento que é determinado pelas cargas externas e que precisa ser no mínimo compensado pelos momentos internos gerados pelo conjunto de ações de músculos, ligamentos e tendões.

Para o andar e o correr, as maiores sobrecargas ocorrem no tornozelo e

joelho durante as fases de apoio. As magnitudes dos momentos gerados pelas forças de reação do solo e pelo momento livre nesta fase em muito superam as dos momentos devidos às massas dos segmentos. Assim, este estudo centra sua atenção nos momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho, desconsiderando a contribuição das massas dos segmentos, o que simplifica o método de cálculo e os procedimentos experimentais.

Tanto para uma abordagem estática, quanto numa dinâmica é preciso iniciar pela delimitação do sistema a ser estudado a fim de que o problema seja solucionável matematicamente, ou seja, para que não estejam presentes mais incógnitas do que equações conhecidas. Este limite é selecionado de tal maneira que as forças e momentos que atuam sobre o sistema escolhido sejam facilmente determinados. Algumas forças e momentos que atuam sobre os segmentos não são conhecidos, portanto o único sistema para o qual estas equações podem ser inicialmente solucionadas é o segmento pé, pois a força entre o pé e o solo pode ser diretamente medida (FIGURA 19).

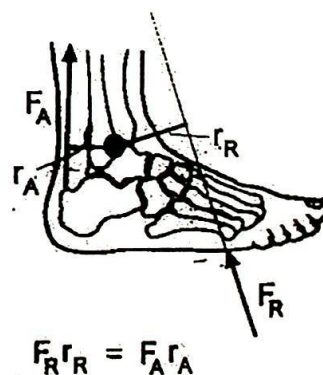


FIGURA 19 - Representação da delimitação do sistema para o cálculo do momento resultante no tornozelo, onde o momento gerado pela força de reação (F_{RR}) é compensado pelo momento dos flexores plantares (F_{AA}). (Adaptado de material didático, Instituto de Biomecânica - Colônia, 1998).

O momento articular resultante (M) em relação a um dado centro articular pode ser calculado como a soma do momento da força de reação do solo (M_{frs}), do momento devido à inércia do segmento pé (M_{if}), momento devido à força inercial do pé (M_{if}), momento devido ao peso do pé (M_{pf}) e o momento livre sobre a superfície

da plataforma (MF). Assim, em relação ao sistema global de coordenadas espaciais (X_R , Y_R , Z_R) pode-se calcular o momento resultante na articulação do tornozelo através de:

$$M = M_{frs} + M_{iF} + M_{fiF} + M_{pF} + MF$$

Uma vez que as propriedades das sobrecargas para este estudo serão analisadas durante as fases de apoio do andar e correr, os momentos devidos aos componentes inerciais e gravitacionais (M_{iF} , M_{fiF} e M_{pF}) podem ser negligenciados em função de suas pequenas contribuições no total do momento resultante. Assim, com base nas simplificações feitas anteriormente, tem-se:

$$M = M_{frs} + MF$$

Os momentos serão calculados tridimensionalmente e analisados em relação aos sistemas locais de coordenadas espaciais definidos anteriormente, a fim de que se possa fazer asserções sobre as sobrecargas locais no tornozelo e joelho. Para tanto, é preciso que se inclua as coordenadas dos centros articulares de tornozelo e joelho na equação acima. Cada momento definido em relação ao sistema local de coordenadas (M') é dado pelo produto escalar do vetor do momento resultante no sistema global pelas coordenadas do centro articular em questão:

$$M' = (M, X) + (M, Y) + (M, Z)$$

Onde:

M' = momento articular resultante em relação a um sistema local de coordenadas;

() = produto escalar;

X , Y , Z = eixos do sistema cartesiano local de coordenadas.

Assim, o momento articular resultante em torno do tornozelo (M_T) é definido em função do sistema local de coordenadas do segmento pé (F) como:

$$M_T = M_{XF} + M_{YF} + M_{ZF}$$

Onde:

M_{XF} = momento no eixo X (plano frontal) do sistema local de coordenadas do pé,

M_{YF} = momento no eixo Y (plano transversal) do sistema local de coordenadas do pé,

M_{ZF} = momento no eixo Z (plano sagital) do sistema local de coordenadas do pé.

Cada componente pode ser calculado através de:

$$M = M_{F_{RS}} + MF$$

$$M = r_{F_{RS}} \times F_{F_{RS}} + MF$$

$$M = \begin{bmatrix} rx_{frs} \\ ry_{frs} \\ rz_{frs} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} Fx_{frs} \\ Fy_{frs} \\ Fz_{frs} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ MFy \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$M = \begin{bmatrix} ry_{frs} * Fz_{frs} - rz_{frs} * Fy_{frs} \\ -rx_{frs} * Fz_{frs} + rz_{frs} * Fx_{frs} + MFy \\ rx_{frs} * Fy_{frs} - ry_{frs} * Fx_{frs} \end{bmatrix}$$

Assim, para o componente no eixo Z do sistema global de coordenadas tem-se:

$$MZG = r_{x_{frs}} \times F_{y_{frs}} - r_{y_{frs}} \times F_{x_{frs}}$$

Onde:

$r_{x_{frs}}$ = componente em x da distância da linha de ação da força de reação do solo ao eixo articular;

$r_{y_{frs}}$ = componente em y da distância da linha de ação da força de reação do solo ao eixo articular;

$F_{y_{frs}}$ = componente em y da força reação do solo no sistema global de coordenadas;

$F_{x_{frs}}$ = componente em x da força reação do solo no sistema global de coordenadas.

A transformação dos valores com referência aos sistemas locais de coordenadas para os segmentos pé e perna é realizada através da multiplicação do vetor do momento resultante no sistema de coordenadas global pela matriz de transformação, que projeta este vetor sobre os três eixos de cada sistema local de coordenadas. Tal procedimento permite a interpretação dos dados relativamente às articulações dos sujeitos. O cálculo do momento articular para o joelho ocorre da mesma maneira acima descrita para o tornozelo.

3.5 Métodos para a aquisição experimental de grandezas biomecânicas

Para a obtenção das variáveis de entrada do modelo cinético que vão determinar a grandeza de interesse para este estudo, os momentos articulares resultantes, podem ser empregados diferentes procedimentos experimentais em Biomecânica e a escolha destes depende dos objetivos do estudo e da disponibilidade de recursos.

Alguns critérios podem ser empregados para a seleção dos procedimentos experimentais mais adequados (BAUMANN, 1989):

- a) os procedimentos experimentais devem ser econômicos sob o ponto de vista material, pessoal e financeiro;
- b) o erro geral do sistema de medição deve estar abaixo das diferenças desejadas entre as medidas;
- c) deve haver um grau aceitável de efeito retroativo do processo de medição sobre o objeto a ser medido;
- d) os resultados das medidas devem estar disponíveis dentro de um intervalo de tempo aceitável.

Quanto ao critério da economia, todos os materiais utilizados fazem parte do Laboratório do Instituto de Biomecânica da Escola Superior de Esportes de Colônia e foram gerenciados pelos próprios pesquisadores e técnicos do instituto que possuem treinamento e experiência com as técnicas necessárias às coletas de dados. O erro geral de cada procedimento experimental será discutido quando da descrição

individual destes. Em relação ao efeito retroativo, foram tomados alguns cuidados como tempo de adaptação do sujeito ao ambiente de laboratório, ao equipamento em contato direto com seu corpo e às exigências dos testes realizados. Os resultados de medição estavam disponíveis para análise imediatamente após as coletas, uma vez que o sistema de processamento de dados integra as informações da plataforma de força às da cinemetria automaticamente através de software dedicado. Considerando-se que os dados de entrada dos sistemas KISTLER e SELSPOT geram saídas analógicas, utilizou-se para a aquisição simultânea e gerenciamento de dados um conversor A/D de 12 bits e 32 canais.

Os procedimentos experimentais serão descritos a seguir e discutidos em função dos critérios acima. A seguir, tem-se a representação do ambiente experimental (FIGURA 20).

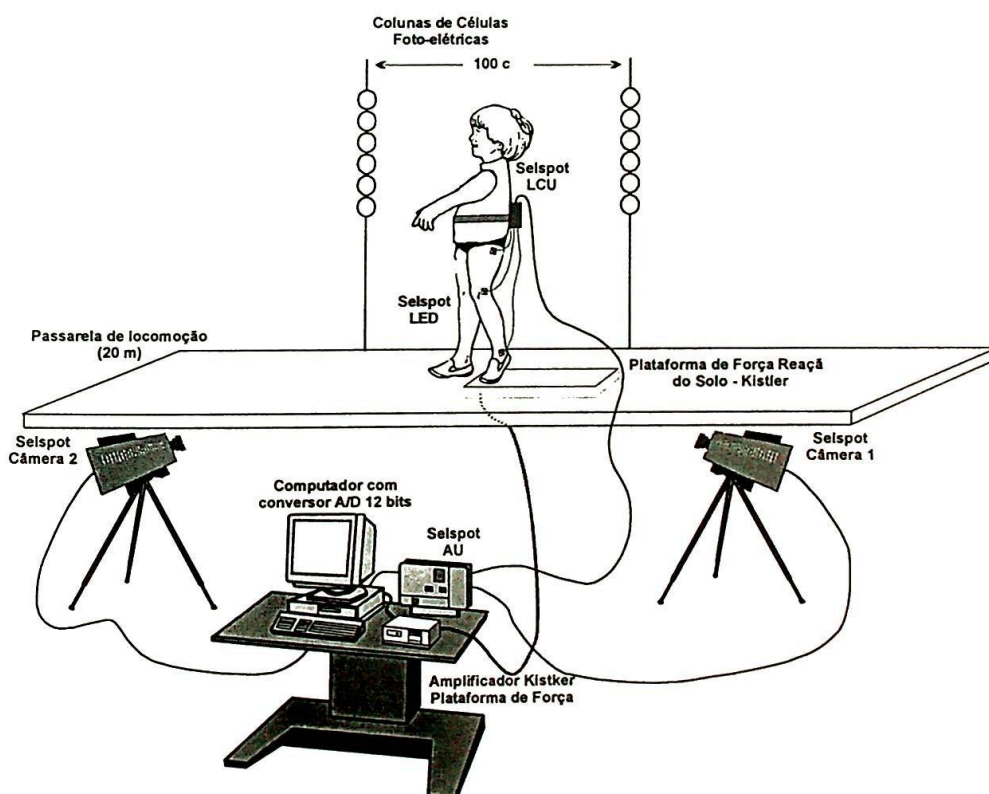


FIGURA 20 - Representação esquemática ilustrativa do ambiente experimental, montado conforme caracterização metodológica para a coleta e registro dos dados.

3.5.1 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). Toda medida de força baseia-se no efeito deformador da ação desta força sobre um corpo, o transdutor. Através de um conversor de sinais, a deformação do transdutor é transformada em outra grandeza física que lhe é correspondente. Para este estudo, as forças de reação entre a superfície de contato e o sujeito foram medidas através de uma plataforma de força KISTLER (modelo Z4852 b) cujos transdutores são compostos por cristais de quartzo. Este tipo de medição baseia-se no princípio do efeito piezoelétrico, segundo o qual um determinado cristal é carregado eletricamente quando submetido a uma compressão. Esta carga elétrica é proporcional à força que atua sobre o cristal. A plataforma está apoiada sobre quatro pés metálicos, cada um contendo um transdutor de força. Cada transdutor, por sua vez, mede independentemente a força atuante em seus três componentes ortogonais que são empregados pelo algoritmo da plataforma para fornecer as três componentes ortogonais (F_x = ântero-posterior, F_y = vertical, F_z = médio-lateral) da resultante da força de reação do solo (F_R), a localização do ponto de aplicação desta resultante (a_x , a_z) na superfície da plataforma e o momento livre (M_y) no eixo vertical, (FIGURA 18) cujas equações já foram descritas anteriormente. A plataforma está conectada a um amplificador de cargas de oito canais da KISTLER (modelo 9803) que executa as funções de cálculo e fornece as grandezas mecânicas, conforme descrito em detalhes em AMADIO (1985). Os valores obtidos para estas grandezas são diretamente empregados nas equações para a determinação dos momentos articulares resultantes.

Sobre a precisão da determinação do ponto de aplicação da força, o fabricante relata que há variações nesta precisão em função da região na superfície da plataforma na qual esta é solicitada, fornecendo um mapa de distribuição de erros. Sendo assim, a plataforma deve ser tocada pelo sujeito o mais próximo possível do seu centro, a fim que os resultados obtidos para as coordenadas dos pontos de aplicação sejam os melhores possíveis. Além destas informações técnicas,

GLITSCH (1992) determinou a dependência do erro para as coordenadas do ponto de aplicação da resultante em relação à magnitude da componente vertical da força de reação do solo. Assim, estabelece que a amplitude de medição fixada para os testes deva ser a mais sensível possível, em função dos movimentos analisados e das massas dos sujeitos. Quando estes dois critérios são considerados, pode-se esperar medidas confiáveis. Deste procedimento tem-se também que as medidas para o ponto de aplicação da força tomadas exatamente no início e final da fase de contato não são confiáveis, devido ao crescimento do sinal de medida estar muito próximo à frequência natural da plataforma e aos baixos valores das forças de reação do solo nestes intervalos.

Devido à alta frequência de ressonância dos cristais de quartzo que, segundo o fabricante, é de 200 Hz, pode-se analisar precisamente movimentos também de alta frequência como a corrida. Em relação ao efeito retroativo, cuidados com o uso da plataforma foram tomados no sentido de se evitar que os sujeitos adaptassem suas passadas durante o andar e o correr a fim de atingirem completamente a plataforma. Esta foi, então, coberta com um tapete emborrachado preto após a fase de adaptação do sujeito às condições do teste, sendo que este procedimento dinamométrico pode ser considerado como totalmente livre de efeito retroativo.

A medida de qualquer grandeza física está sempre contida de erros. O conhecimento destes erros possibilita a interpretação dos resultados de medição. Do manual do fabricante (KISTLER Instruments, Winterthur - Suíça, 1975), tem-se que os limites do erro de medição da KISTLER estão entre $\pm 2\%$ para as forças de reação e $\pm 3\%$ para os pontos de aplicação da força e o momento livre em função da amplitude fixada para a sensibilidade do teste. Do estudo de GLITSCH (1992) tem-se que os erros associados à determinação do ponto de aplicação da força limitam-se a 1% quando a plataforma é atingida próximo ao seu centro.

Neste estudo foi utilizada uma plataforma de força KISTLER com as dimensões de 900 x 600 x 150 mm, devidamente embutida no chão e coberta com tapete emborrachado preto, com ilustrado na FIGURA 21.

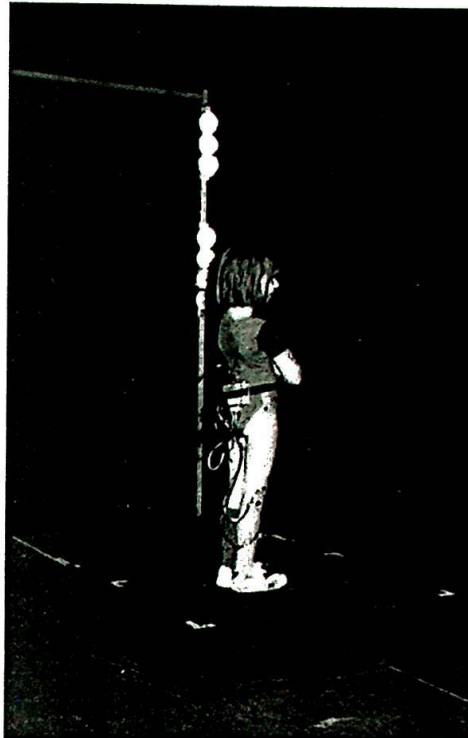


FIGURA 21 - Plataforma de força coberta e delimitada com fitas adesivas.

Os dados da plataforma de força foram filtrados por um filtro passa-baixo Butterworth de terceira ordem, com uma frequência de corte de 50 Hz.

3.5.2 Cinemetria

A cinemetria é o método biomecânico responsável pela aquisição das grandezas da cinemática que vão descrever a posição dos segmentos corporais no espaço, bem como suas variações durante a realização de movimentos. Pertence à classe dos procedimentos ópticos que não realizam medidas diretamente no objeto de interesse, mas sim a partir de uma representação óptica deste, ou seja, a partir de sua imagem. Quando a frequência de amostragem das imagens é conhecida, pode-se estabelecer uma relação temporal entre as imagens e assim, deslocamentos e suas grandezas derivadas podem ser medidos para os pontos definidos do objeto de interesse.

A aquisição das grandezas da cinemática neste estudo foi feita através do

sistema SELSPOT II (SELCOM AB, Partille - Suécia, 1983), que foi especialmente modificado no Instituto de Biomecânica da Escola de Esportes de Colônia a fim de atender às necessidades de comunicação com equipamentos e softwares utilizados pelo instituto.

O SELSPOT II é um sistema óptico-eletrônico, segundo o qual marcas corporais são identificadas sob bases eletrônicas e a avaliação destas é realizada automaticamente, fornecendo dados posicionais praticamente "on-line". Este sistema identifica fontes ativas de luz presentes no ambiente. Para tanto, são utilizados diodos emissores de infravermelho, também conhecidos como marcas ativas, posicionados em pontos corporais bem definidos. A emissão dos diodos é captada por câmeras eletrônicas especiais, sensíveis ao infravermelho e tanto diodos quanto câmeras são controlados por uma unidade eletrônica central.

Esquemáticamente, o SELSPOT II é composto dos seguintes componentes:

- unidade eletrônica de controle central (Administration unit – AU);
- câmeras eletrônicas;
- unidade de controle do LED (LED control unit - LCU);
- diodos de infravermelho (Light Emitting Diodes – LED).

Os componentes acima estão representados na FIGURA 22, a seguir.

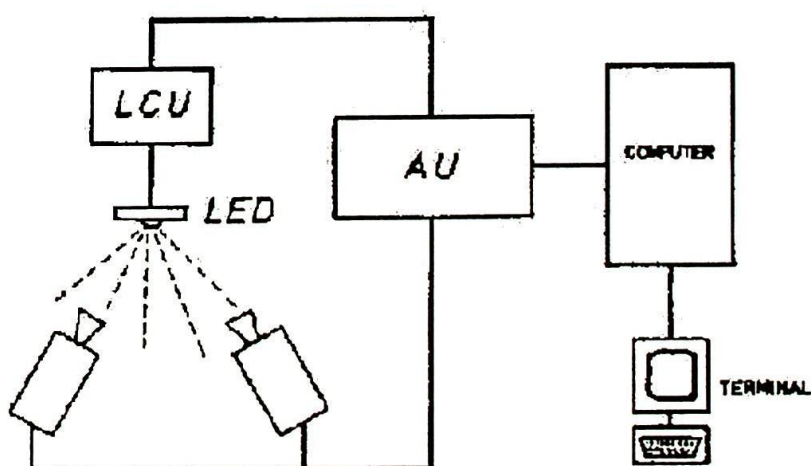


FIGURA 22 -Relação esquemática entre as unidades do sistema SELSPOT
(Adaptado de GLITSCH, 1992).

A unidade eletrônica de controle central possui os parâmetros da medição que lhe são fornecidos através de um computador diretamente conectado a ela. A

partir destes parâmetros, esta unidade controla os diodos e as câmeras durante as medições e ainda adquire os dados enviados pelos diodos através das câmeras. Os centróides dos diodos são identificados pelas câmeras e suas coordenadas espaciais são enviadas ao computador para processamento.

As câmeras eletrônicas identificam a posição de cada diodo a cada quadro. Os diodos possuem endereços próprios dentro do sistema global de coordenadas. Cada câmera, por sua vez, solicita ao LCU o “endereço do diodo” e o LCU controla o diodo até que a câmera tenha registrado suas coordenadas. Este procedimento continua até que cada câmera tenha registrado as coordenadas de um dado diodo.

O sistema SELSPOT II para efeito deste estudo empregou duas câmeras simultaneamente e oito diodos dispostos em marcas corporais pré-estabelecidas como será descrito a diante. A frequência de amostragem do SELSPOT é de 10.000 Hz e a frequência efetiva de quadros (F) depende do número de câmeras, da quantidade empregada de LED e das chamadas “Dummy-Words”. É dada pela seguinte relação:

$$F = 10.000 / \text{LED} \times \text{câmeras} + \text{Dummy-Words}$$

As “Dummy-Words” correspondem a um recurso técnico para se reduzir a frequência de amostragem de quadros do SELSPOT. Sem elas, a frequência máxima de quadros para este estudo seria de 625 Hz, o que aumentaria muito o volume de dados adquiridos, sem um correspondente acréscimo em informação. Assim, para oito LED, duas câmeras e acrescentando-se 24 Dummy-Words tem-se uma frequência de quadros de 250 Hz, que foi empregada neste estudo por ser precisa o suficiente para se analisar os eventos do andar e correr.

A definição espacial de cada câmera do sistema SELSPOT II depende do tamanho do quadro selecionado e do conversor A/D utilizado. O tamanho do quadro, por sua vez, pode ser determinado em função da distância câmera-objeto, da distância focal da objetiva e do tamanho do detector da câmera, de acordo com a seguinte relação:

$$\text{Quadro} = \text{distância câmera-objeto} \times \text{detector} / \text{distância focal}$$

Para uma distância câmera-objeto de aproximadamente 3 m, um detector de 22 mm e uma distância focal de 50 mm tem-se um tamanho de quadro de 1,32 m. A partir da frequência de amostragem do conversor A/D de 12 bits (1/4096) tem-se uma definição espacial do sistema SELSPOT II de 0,32 mm (1,32 m/4096).

Quando um feixe de luz atinge o detector de cada câmera, o seu centro de luminosidade é transformado em coordenadas x e y. As coordenadas são, então, enviadas à unidade de controle central. Durante as medições, os diodos não emitem seus impulsos simultaneamente, mas são disparados serialmente sob o controle do LCU. Este processo é denominado de procedimento multiplex. Já que cada câmera apenas adquire uma projeção do espaço, são necessárias pelo menos duas câmeras para uma representação tridimensional das coordenadas das marcas corporais, esta feita através da associação das informações adquiridas por cada câmera. A técnica utilizada para a reconstrução tridimensional das marcas corporais será descrita adiante.

A unidade de controle do diodo (LCU) é uma pequena caixa de 220 g de massa, com as dimensões 73 x 100 x 25 mm que é carregada pelo sujeito durante a realização dos testes. Está conectada aos diodos através de um cabo e realiza o controle da seqüência de emissão de luz dos diodos.

Os diodos têm 15 g de massa e são fixos sobre a pele do sujeito nas marcas corporais de interesse. Possuem as seguintes dimensões: 25 x 14 x 5 mm. É fundamental que os impulsos luminosos emitidos por todos os diodos sejam captados pelas câmeras, a fim de se obter uma medida bem sucedida com o sistema SELSPOT II. A posição dos diodos sobre a extremidade inferior está ilustrada na FIGURA 23. Cada posição corresponde à melhor estimativa dos centros articulares.

- 1: tuberosidade do grande trocânter
- 2: côndilo lateral do fêmur
- 3: abaixo do maléolo lateral
- 4: sobre a sola do calçado,
abaixo da marca do maléolo lateral;
- 5: cabeça do V metatarso;
- 6: lingüeta metálica sobre o dorso
do calçado;
- 7: cabeça da fíbula;
- 8: lingüeta metálica sobre a tíbia

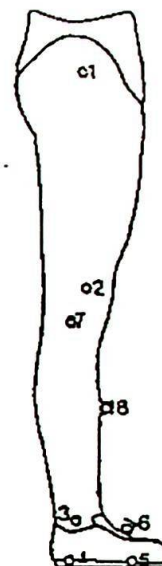


FIGURA 23 - Localização dos diodos (LED) do SELSPOT II em marcas corporais de referências externas (1 a 8) sobre a extremidade inferior.

Este procedimento não está livre de efeito retroativo, pois o sujeito necessita transportar tanto o LCU quanto os diodos, estando conectado a um cabo que une o LCU ao computador. Os diodos, por sua vez, também conectam-se ao LCU através de pequenos cabos. Apesar das pequenas massas do LCU e dos diodos e de todo o cuidado na fixação destes no corpo, os pequenos cabos representaram um elemento que restringe a liberdade de movimentos dos sujeitos e, assim, um período de adaptação ao andar e correr foi sempre necessário, até que os padrões locomotores se mostrassem mais indiferentes aos equipamentos aderidos aos corpos dos sujeitos.

A alta definição temporal e espacial do sistema SELSPOT II se faz às custas de sua grande sensibilidade a qualquer fonte de luz. A luz natural e qualquer fonte de reflexão podem influenciar negativamente a detecção das câmeras ou mesmo comprometer a sua eletrônica. Portanto, este sistema é somente apropriado para coletas realizadas em laboratório, com rigoroso controle da luminosidade ambiente. No laboratório do Instituto de Biomecânica da Escola Superior de Esportes de Colônia existem painéis de tecido preto que recobrem as paredes (conforme mostra a FIGURA 21), além disso, a passarela onde estão inseridas as plataformas de força

é coberta por um tapete emborrachado de cor preta a fim de evitar a reflexão da estrutura metálica das plataformas sobre as câmeras do SELSPOT II.

Para uma representação tridimensional (3D) do movimento, é preciso que se empregue um procedimento para a reconstrução 3D das coordenadas das marcas corporais de interesse. Os procedimentos empregados em geral baseiam-se nos princípios da fotogrametria instrumental e analítica.

STUCKE (1984) apresenta uma discussão sobre a tradição do uso da reconstrução fotogramétrica em análises do movimento humano, apontando a evolução no tratamento eletrônico de sinais como responsável por grandes avanços iniciados já na década de 70. WOLTRING (1992), por sua vez, discute a fotogrametria sob o aspecto de sua evolução histórica, destacando Braune & Fischer e Bernstein como os fundadores da fotogrametria analítica. A possibilidade do uso de câmeras não-métricas, cujas orientações internas e eixos ópticos não são conhecidos, surgiu com o desenvolvimento do método elaborado por ABDEL-AZIS & KARARA (1971), denominado por estes de Transformação Linear Direta ou DLT. Este fato permitiu a expansão do uso de câmeras de vídeo, de cinema e das infra-vermelho para análises de movimentos. Para a reconstrução 3D são necessárias no mínimo duas câmeras e um sistema de referência espacial (volume de calibração).

Uma vez que as projeções das marcas corporais nas câmeras são identificadas, o procedimento fotogramétrico do DLT calcula as coordenadas espaciais tridimensionais das marcas corporais a partir das coordenadas planares das imagens obtidas por cada câmera. Para tanto, é preciso que o espaço tenha sido previamente calibrado a fim de que se obtenha os parâmetros (coeficientes) empregados nas equações do DLT.

As etapas para a reconstrução fotogramétrica segundo o método do DLT são descritas por AMADIO & STUCKE (1993) como as seguintes (FIGURA 24):

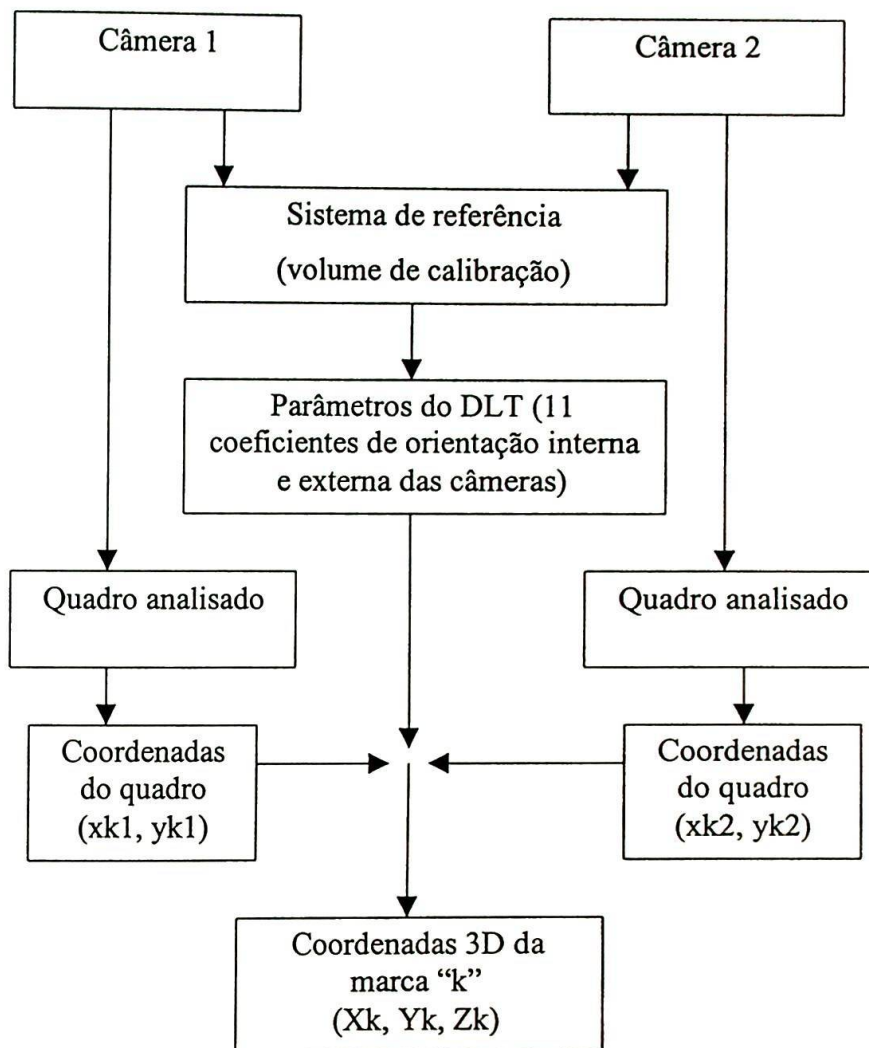


FIGURA 24 -Etapas da reconstrução 3D segundo o DLT (adaptado de AMADIO & STUCKE, 1993).

A calibração do DLT utiliza 11 coeficientes que contêm os parâmetros internos e externos de orientação para cada câmera (FIGURA 24) e representam valores constantes durante todo o experimento. Para a obtenção destes 11 coeficientes é necessária a marcação de pelo menos seis pontos no volume de calibração, cujas coordenadas reais sejam conhecidas. Quando os seis pontos de controle são registrados por uma câmera, obtém-se duas equações lineares para cada ponto, totalizando 12 equações. O sistema de equações torna-se, então, solucionável matematicamente já que se dispõe de 12 equações para a solução de

11 incógnitas. A solução deste sistema fornece os 11 parâmetros do DLT que serão posteriormente utilizados nas mesmas equações para o cálculo das coordenadas 3D dos pontos desconhecidos, ou seja, das marcas corporais. Nesta etapa, cada câmera gera duas equações para cada ponto. Como agora são três incógnitas (coordenadas x , y e z de uma marca corporal), são necessárias as outras duas equações originadas a partir da segunda câmera diferentemente posicionada. Os coeficientes do DLT são novamente calculados, agora para a outra câmera, a partir dos mesmos seis pontos de controle do volume de calibração. Após estas etapas, o DLT produziu ao todo quatro equações para três coordenadas espaciais de cada marca corporal e, assim, a solução das três incógnitas é possível e obtém-se as coordenadas 3D dos pontos desconhecidos.

DAVID & PIO DA FONSECA (1993) mostraram que não há diferença estatística no uso de 11 pontos na calibração em comparação com o uso de seis pontos. Apontam ainda que a precisão na reconstrução das coordenadas reais a partir das coordenadas da imagem depende da distribuição dos pontos de controle no trem de calibração. Assim, para a garantia de uma melhor precisão, esta distribuição de pontos deve abranger todo o volume ocupado pelas marcas corporais cujas coordenadas devem ser determinadas. Afirmam ainda que não há a necessidade de alinhamento dos eixos ópticos das câmeras com os eixos do sistema cartesiano global, podendo as câmeras ser posicionadas livremente.

Para este estudo, foi utilizado um cubo com as dimensões 1870 mm X 840 mm X 549 mm como volume de calibração, com 90 pontos distribuídos nos três planos. Este foi posicionado sobre a plataforma de força e cobria todo o espaço onde a fase de apoio seria registrada. A origem do sistema de coordenadas espaciais coincidiu com a origem do sistema de coordenadas da plataforma de força, determinado a partir do centro da superfície da plataforma. Uma vez que os diodos foram posicionados nos segmentos inferiores dos sujeitos, os deslocamentos destes sempre ocorriam dentro do espaço calibrado. Procedeu-se a marcação de seis pontos de controle neste volume e após a calibração as câmeras não foram movimentadas. Após a calibração do sistema estereofotogramétrico, as trajetórias das marcas corporais são registradas pelo SELSPOT II enquanto os sujeitos realizam o andar e o correr. Através de um algoritmo para a reconstrução 3D

(tridimensional), as coordenadas fotogramétricas instantâneas das marcas anatômicas são estimadas a cada instante a partir das coordenadas de suas imagens.

Uma vez que a configuração das câmeras foi reconhecida pelo procedimento de calibração, a cinemática dos segmentos corporais pode ser reconstruída a partir da identificação das marcas corporais. Este procedimento é realizado rapidamente, pois o sistema SELSPOT II avalia automaticamente as marcas, sem a necessidade de digitalização manual destas.

Um critério para a avaliação da qualidade do sistema de análise cinemática é dado justamente pelo conhecimento do erro máximo obtido durante o procedimento de calibração definido para cada direção de movimento. As coordenadas dos pontos de controle calculadas pelo DLT foram comparadas com as coordenadas medidas diretamente no objeto, a fim de se estimar a precisão da calibração espacial e, conseqüentemente, do método utilizado para a avaliação cinemática. Os erros devidos à definição espacial do sistema SELSPOT II, da ordem de aproximadamente 0,32 mm, podem ser negligenciados, enquanto os desvios dados pelo DLT nos cálculos das coordenadas dos pontos de controle foram monitorados de maneira a não ultrapassarem 3 mm em todas as direções. KRABBE (1994) destaca que os erros relativos às posições de diodos localizados no interior do volume de calibração podem chegar a 5 mm e que este pode ser considerado como o limite superior para erros do SELSPOT II no espaço calibrado.

Durante a execução do movimento, pode ocorrer que algum diodo não seja visto por uma ou ambas as câmeras. Nestes casos, os dados inexistentes são calculados através de uma interpolação linear. Os dados posicionais 3D brutos calculados pelo DLT possuem ruídos que foram suavizados por um filtro passa-baixo Butterworth de terceira ordem, com frequência de corte de 8,3 Hz.

3.6 Determinação da variação angular

Os ângulos articulares para joelho e tornozelo foram calculados com base nas

coordenadas das marcas corporais posicionadas nas extremidades dos segmentos. Para o joelho, o ângulo foi determinado pela interseção das retas formadas pela ligação entre as marcas 1 e 2 (tuberosidade do grande trocânter e côndilo lateral do fêmur, respectivamente) e as marcas 7 e 3 (cabeça de fíbula e maléolo lateral, respectivamente). Numa visão a partir do plano sagital, este ângulo de joelho é medido na parte posterior do segmento. Para o tornozelo, o ângulo foi determinado pela interseção das retas formadas pela ligação entre as marcas 7 e 3 (cabeça de fíbula e maléolo lateral, respectivamente) e as marcas 4 e 5 (sobre a sola do sapato, abaixo da marca do maléolo lateral e cabeça do V metatarso, respectivamente). Na visão sagital, este ângulo de tornozelo é medido na parte anterior do segmento.

3.7 Definição de variáveis selecionadas

As grandezas biomecânicas selecionadas e suas respectivas variáveis e unidades de medida estão apresentadas nos QUADROS 7 e 8.

Os tempos de pico para cada variável são definidos como os tempos decorridos desde o início do apoio até o valor máximo, ou mínimo, da variável em questão. Seus símbolos são: $\Delta t_{Fy 1}$, que corresponde ao tempo de pico para a força vertical máxima; Δt_{MDF} , para o tempo de pico do momento dorso-flexor do tornozelo e assim por diante.

QUADRO 7 - Relação das grandezas biomecânicas e respectivas variáveis selecionadas para análise.

Forças de reação do solo (% peso corporal)	Variação angular para o tornozelo e joelho: plano sagital (graus)
Fy 1: força vertical máxima	T-min: ângulo mínimo de tornozelo no primeiro terço do apoio
TC Fy: taxa de crescimento de Fy	T-max: ângulo máximo de tornozelo ao final do apoio
Fx min: força ântero-posterior mínima	J-max : ângulo máximo de joelho no primeiro terço do apoio
Fx max: força ântero-posterior máxima	J-min: ângulo mínimo de joelho no instante do apoio inicial
Fz min: força médio-lateral mínima	
Fz max: força médio-lateral máxima	
Imp_y: impulso vertical relativo	

A definição das variáveis selecionadas para as forças de reação do solo segue a padronização sugerida por SERRÃO (1999).

O impulso vertical relativo (Imp_y) representa o caráter temporal do desenvolvimento da força vertical. Descreve qualitativamente a capacidade de sustentação do segmento inferior durante uma fase completa de apoio e tem sido usado, para avaliar o uso de próteses do membro inferior durante atividades esportivas (QUADE & GLITSCH, 1991). É descrito pela seguinte razão:

$$\text{Imp}_y = \frac{\int_0^{t_f} Fy(t) dt}{\int_0^{t_f} PC(t) dt} \times 100\%$$

Onde: Fy = força vertical; PC = peso corporal; t0 = início do tempo de apoio e tf = final do tempo de apoio.

A taxa de crescimento da força vertical passiva (TC Fy) é expressa de acordo com KRABBE (1994) como a seguinte razão:

$$\text{TC Fy} = Fy \text{ max (peso corporal)} / \Delta t Fy \text{ (segundos)}$$

Onde: Fy max = pico passivo da força vertical e $\Delta t Fy$ = tempo decorrido para se atingir Fy max. A unidade de TC Fy é peso corporal por segundos (PC/s).

Para os momentos articulares resultantes, a definição das variáveis selecionadas se encontra no QUADRO 8.

QUADRO 8 -Definição das variáveis dos momentos articulares resultantes selecionadas para análise.

Momentos resultantes no tornozelo (Nm/kg)		
Variável	Símbolo	Definição
Flexor-plantar máximo	MFP	Valor mínimo que ocorre no primeiro terço do apoio
Dorso-flexor máximo	MDF	Valor máximo que ocorre no último terço do apoio
Supinador máximo	MS	Valor máximo que ocorre no primeiro terço do apoio
Pronador máximo	MP	Valor mínimo que ocorre no último terço do apoio
Momentos resultantes no joelho (Nm/kg)		
Variável	Símbolo	Definição
Extensor máximo	ME	Valor máximo que ocorre no último terço do apoio
Flexor máximo	MF	Valor mínimo que ocorre no primeiro terço do apoio
Abdutor máximo	MA - max	Valor máximo que ocorre no primeiro terço do apoio
Abdutor mínimo	MA - min	Valor mínimo que ocorre durante o apoio médio

A convenção adotada para a representação gráfica dos momentos usou os momentos externos como opostos aos momentos internos, ou seja, foram apresentados os momentos externos e discutida a ação do grupo muscular predominantemente ativo numa dada articulação durante a realização do movimento.

As FIGURAS 25, 26, 27 e 28 apresentam a convenção para a representação gráfica dos momentos e as respectivas variáveis selecionadas para o andar. Para o correr, utilizou-se a mesma seleção de variáveis sempre que adequado ao exemplo e as variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes serão apresentadas quando da descrição dos resultados do correr.

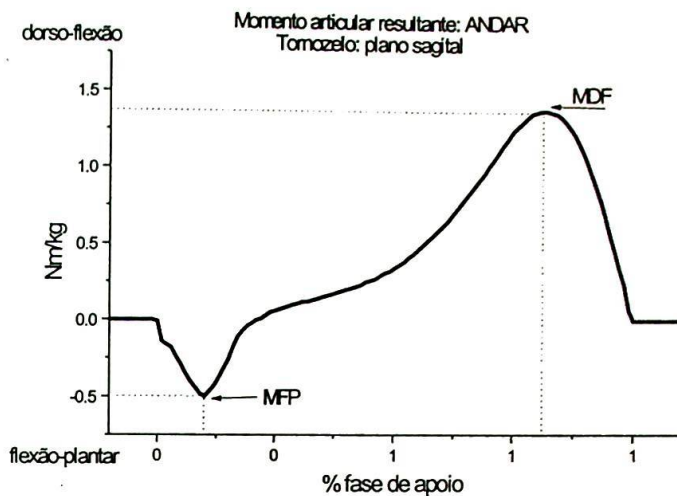


FIGURA 25 - Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no tornozelo no plano sagital. Valor flexor-plantar máximo (MFP), dorso-flexor máximo (MDF) e tempos de pico para o andar.

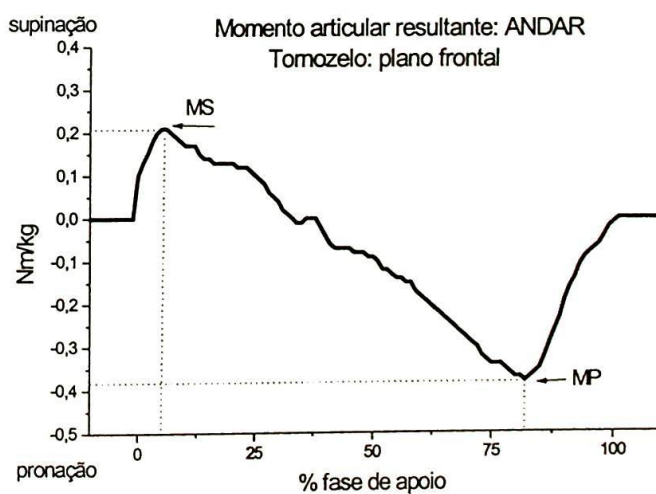


FIGURA 26 - Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momento articular resultante no tornozelo no plano frontal. Valor supinador máximo (MS), pronador máximo (MP) e tempos de pico para o andar.

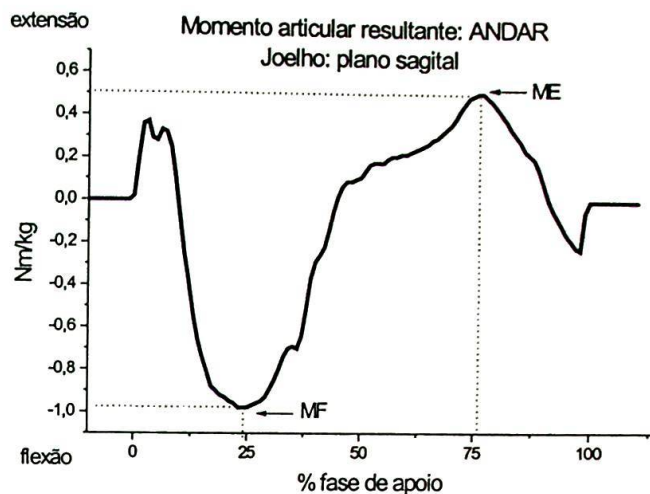


FIGURA 27 - Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no joelho no plano sagital. Valor flexor máximo (MF), extensor máximo (ME) e tempos de pico para o andar.

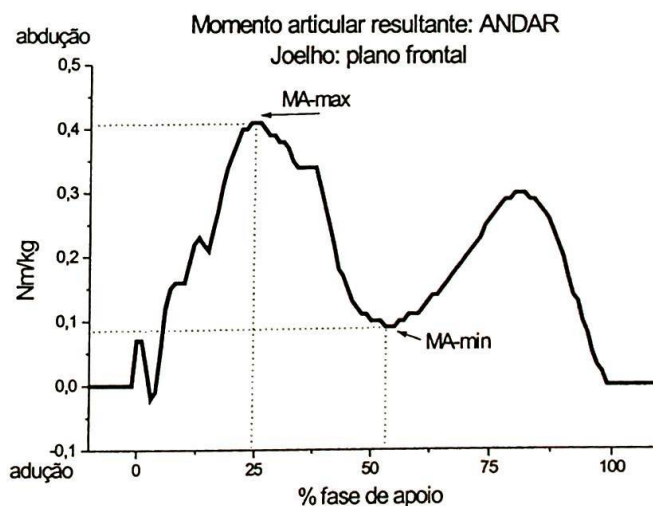


FIGURA 28 - Demonstrativo das variáveis selecionadas do momento articular resultante no joelho no plano frontal. Valor abductor máximo (MA-max), abductor mínimo (MA-min) e tempos de pico para o andar.

As variáveis referentes às variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho durante o andar estão representadas na FIGURA 29.

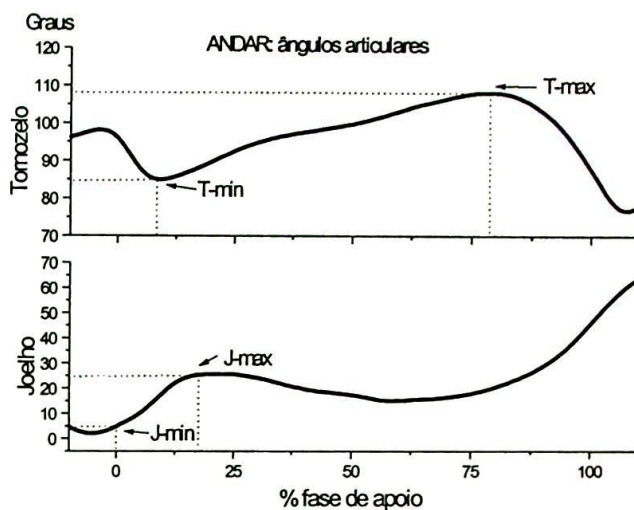


FIGURA 29 - Representação das variáveis selecionadas para análise da variação angular no tornozelo e joelho no plano sagital para o andar.

Algumas variáveis selecionadas para o andar precisam ser redefinidas para o correr. As da força de reação do solo têm as mesmas definições para o andar e o correr, porém, ângulos articulares e momentos são definidos conforme ilustrado nas FIGURAS 30 a 34.

As variáveis angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho para o correr foram assim definidas (FIGURA 30):

- a) T-min: ângulo mínimo do tornozelo no início do apoio;
- b) T-max: ângulo máximo do tornozelo durante o apoio;
- c) J-min: ângulo mínimo do joelho no instante do início do apoio;
- d) J-max: ângulo máximo do joelho durante o apoio.

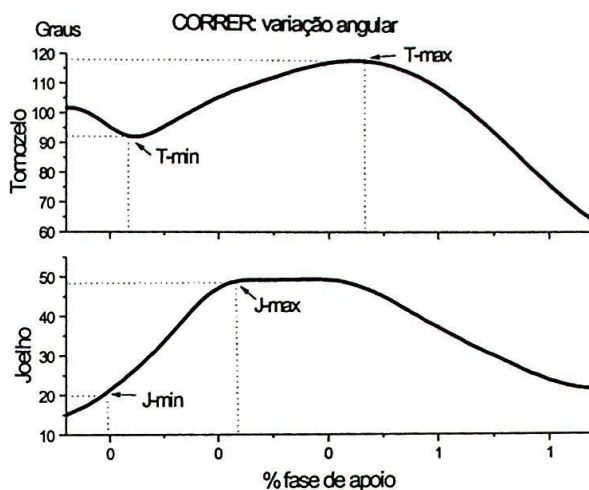


FIGURA 30 - Representação das variáveis selecionadas para a análise das variações angulares no plano sagital para tornozelo e joelho durante o correr.

Os momentos articulares resultantes no tornozelo nos planos sagital e frontal para o correr foram assim definidos (FIGURAS 31 e 32):

- MFD: momento mínimo de tornozelo no plano sagital que ocorre no início do apoio;
- MDF: momento máximo de tornozelo no plano sagital que ocorre durante o apoio;
- MP: momento máximo de tornozelo no plano frontal que ocorre durante o apoio;

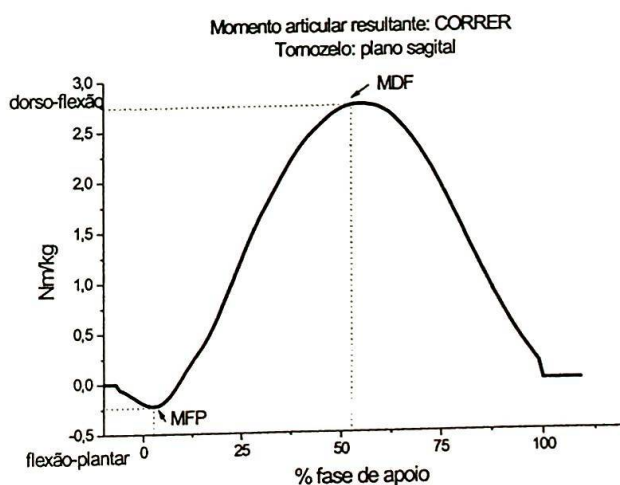


FIGURA 31 - Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo no correr. Valores máximos para MFP e MDF e tempos de pico.

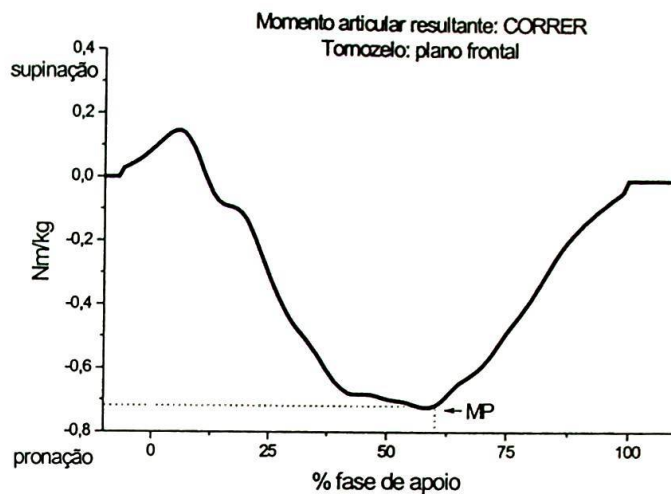


FIGURA 32 - Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano frontal no tornozelo. Valor mínimo para MP e tempo de pico.

Para o joelho, as variáveis selecionadas para os momentos articulares resultantes no plano sagital e frontal são assim definidas (FIGURAS 33 e 34):

- MF: momento mínimo de joelho no plano sagital que ocorre durante o apoio;
- MA: momento máximo de joelho no plano frontal que ocorre durante o apoio.

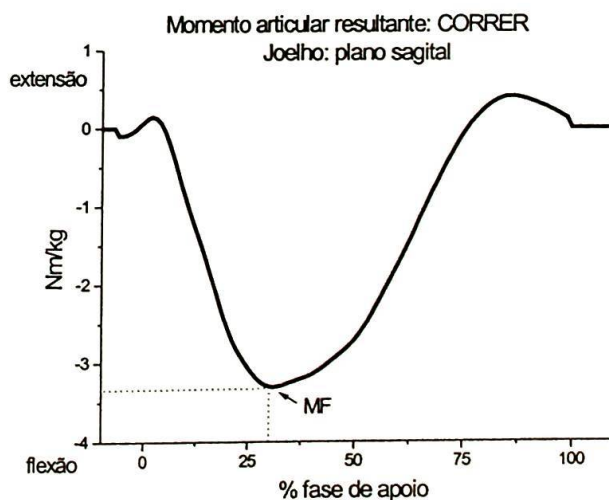


FIGURA 33 - Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano sagital para o joelho no correr. Valor mínimo para MF e tempo de pico.

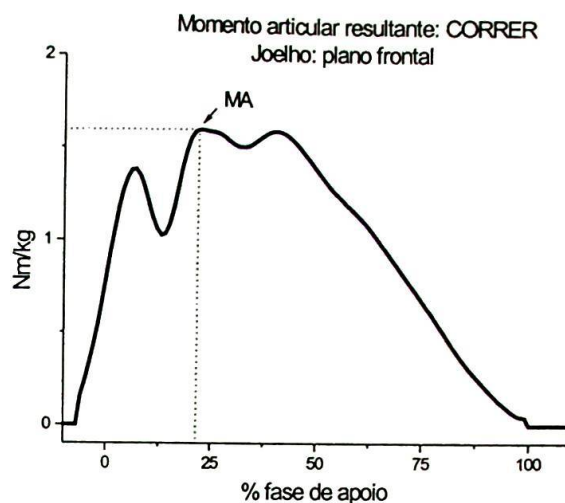


FIGURA 34 - Demonstrativo das variáveis selecionadas dos momentos articulares resultantes no plano frontal para o joelho no correr. Valor máximo para MA e tempo de pico.

3.8 Procedimento estatístico

Uma análise estatística paramétrica foi feita nos dados quantitativos, onde médias e desvios-padrão das variáveis selecionadas foram calculados para todas as tentativas de cada sujeito participante deste estudo. A partir das curvas normalizadas em função da duração do apoio, através de interpolação a cada 1% da duração total da fase de apoio, foram obtidas curvas médias e de desvios-padrão para cada sujeito e calculada a variabilidade entre as tentativas de um mesmo sujeito através do coeficiente de variação (WINTER, 1991), a fim de se estimar a dispersão percentual dos dados em relação ao valor de sua média:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sigma_i^2}}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i|} \times 100\%$$

Onde: CV = coeficiente de variação; n = número de intervalos durante a passada; x_i = magnitude da variável no instante i ; δ_i = desvio padrão de x_i .

Esta medida de variabilidade é de grande importância na análise de dados biomecânicos, uma vez que medidas de tendência central para uma dada grandeza, como a média aritmética, em geral não são suficientes para uma completa caracterização da variável. Este fato ficará evidenciado na análise das curvas individuais de cada criança, que foi priorizada em detrimento da discussão de curvas das médias entre todos os sujeitos.

A interpolação dos dados para a normalização temporal e o cálculo das curvas médias e de desvios-padrão foram realizados pela rotina "BIÔNICA" implementada no programa "MATLAB v. 5.3" (The Mathworks Inc.), desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP para processamento e análise de dados em Biomecânica. O cálculo dos coeficientes de variação e a representação gráfica foram realizados através do programa "Origin 5.0" (Microcal Software Inc.). Para a normalização temporal foram incluídos dez quadros antes do contato do sujeito sobre a plataforma de força e dez quadros após a perda de contato com a plataforma.

Este coeficiente de variação é então dado pela raiz quadrada do desvio-padrão em cada intervalo de tempo dividida pela magnitude média da variável em questão. Representa um indicador da variabilidade intra-sujeito para as diferentes tentativas e é de grande importância neste estudo por descrever as inconsistências típicas da locomoção.

A identificação de eventos selecionados nas curvas dinâmicas foi realizada através do "PROGRAMA UDP" (Universelles Darstellungsprogramm) elaborado no Instituto de Biomecânica da Escola Superior de Esportes de Colônia – Alemanha.

Foram feitas comparações entre as características biomecânicas do padrão adulto com as do padrão infantil em relação aos movimentos do andar e do correr, a fim de se estabelecer uma discussão acerca dos objetivos formulados para o presente trabalho e em acordo com a metodologia experimental empregada. A identificação de diferenças significativas entre os valores obtidos para as crianças e o adulto foram avaliadas através de teste-T com nível de significância de 0,05.

3.9 Limitações metodológicas dos procedimentos experimentais

Momentos articulares resultantes são o resultado de uma cadeia de medições, composta por diferentes instrumentos empregados simultaneamente e por procedimentos matemáticos que correspondam aos modelos geométrico dos segmentos corporais e mecânico para o cálculo desta grandeza e outras derivadas.

O emprego simultâneo de diferentes procedimentos experimentais gera inicialmente um conjunto de fontes de erros relativos à precisão da medida de cada instrumento. As principais fontes de erros e incertezas (valores possíveis que um erro pode assumir) vêm do sistema de processamento de imagem, de mensuração de força, da definição e computação dos centros e eixos articulares, da determinação de parâmetros inerciais dos segmentos corporais e do cálculo de derivadas (CAPPOZZO, 1991a).

Como foi empregado um modelo estático para o cálculo dos momentos articulares resultantes, a discussão dos erros devidos à estimativa de parâmetros inerciais segmentares e procedimentos de diferenciação numérica não se aplica a este estudo. Os erros gerais dos diferentes sistemas de medição empregados, bem como as estratégias utilizadas para o controle destes foram descritos no capítulo sobre Materiais e Métodos (capítulo 3) nos sub-capítulos dedicados à dinamometria e cinemetria, descrevendo fontes de erros, procedimentos de calibração, filtragem dos sinais brutos e padronizações da situação de coleta de dados.

O controle da precisão da cadeia de medição como um todo é feito através da análise de sensibilidade dos momentos resultantes (CHALLIS & KERWIN, 1996; KRABBE *et al.*, 1997), que avalia a influência de diferentes valores para grandezas envolvidas nos cálculos sobre o resultado final da cadeia de medição. Para este estudo, uma análise de sensibilidade pode ser feita pela avaliação da variação do comprimento de um segmento, que corresponde à verificação da precisão na determinação dos centros articulares. Assim, o comprimento do segmento da perna pode ser dado pela medida da distância entre os dois diodos posicionados sobre esta, que é considerada como um corpo rígido. A posição exata dos centros articulares não é conhecida, pois não foram feitas radiografias para tanto, portanto, as coordenadas tridimensionais dos centros articulares calculadas pelo modelo, a

partir das medidas antropométricas diretas e do modelo segmentar, não podem ser comparadas com as coordenadas reais. Porém, é possível a avaliação da precisão do procedimento de estimativa dos centros articulares, da maior importância para o cálculo dos momentos articulares resultantes, através da avaliação da variação do comprimento da perna, ou seja, do cálculo das coordenadas calculadas dos centros articulares e de sua reprodutibilidade intra-sujeitos, durante a execução de cada tentativa.

Considerando-se o comprimento da perna como a distância entre os eixos articulares do joelho e tornozelo, calculados a partir dos diodos 2 e 3 aderidos à perna e das medidas antropométricas diretas, pode-se avaliar a variação do comprimento do segmento da perna durante a realização das fases de apoio, obtendo-se uma informação sobre a precisão da medição feita pelo sistema SELSPOT II, em relação aos movimentos relativos dos diodos e ao modelo segmentar adotado em relação à estabilidade numérica do cálculo dos centros articulares.

As variações no comprimento do segmento da perna para o sujeito apresentado aqui exemplarmente (S55) para as tentativas do andar estão em torno de 25 mm (FIGURA 35) e em torno dos 30 mm para o correr (FIGURA 36).

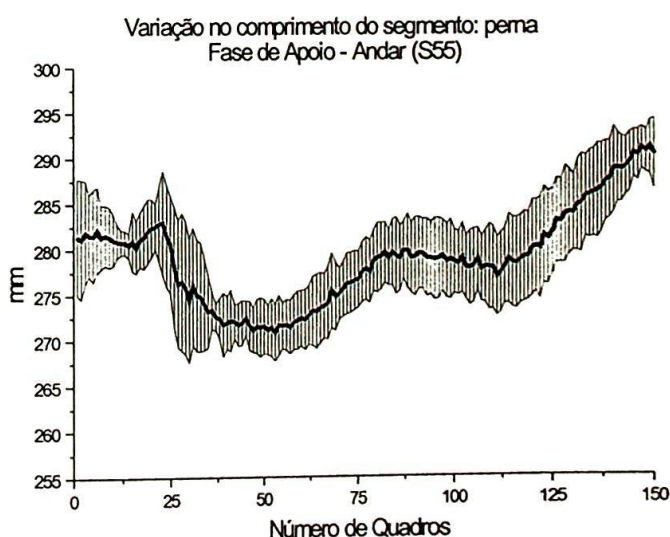


FIGURA 35 - Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante as fases de apoio para o andar de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 25mm.

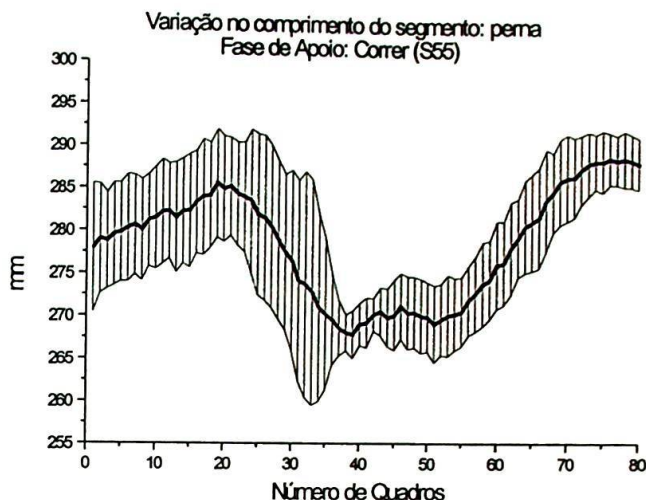


FIGURA 36 - Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante as fases de apoio para o correr de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 30mm.

O comprimento médio da perna durante a postura de pé parada (FIGURA 37), a partir do registro do sistema SELSPOT II, foi de $279,5 \pm 5,4$ mm.

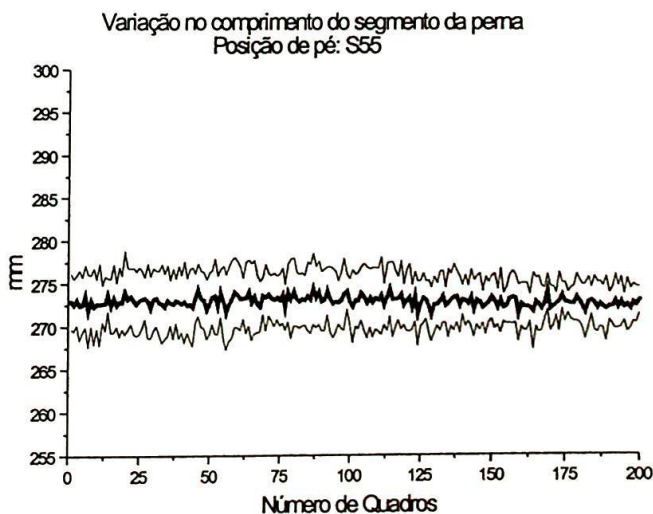


FIGURA 37 - Curva média e de desvios-padrão para a variação em milímetros do comprimento do segmento da perna durante a posição de pé parada de S55 (N=6). Máxima amplitude de variação de 5,4mm.

A amplitude de variação do comprimento da perna na postura parada de pé encontra-se na média da variação apresentada durante a execução dos movimentos

do andar e correr, o que confere um bom grau de aceitação destes dados, de acordo com KRABBE (1994), não prejudicando os resultados para o cálculo dos momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho.

Estas variações podem ser devidas a movimentos relativos entre os diodos aderidos à pele ou por uma posição inicial incorreta do centro articular que o coloca fora de sua localização considerada fixa. Caso tais variações fossem combinadas com os efeitos de outras fontes de incertezas, por exemplo em função da diferenciação numérica de dados da cinemática ou de parâmetros inerciais, poderiam resultar em grandes perturbações nos momentos resultantes calculados e prejudicar a interpretação destes.

Também é preciso que se considere que quanto mais proximal for a articulação, maiores são as incertezas no cálculo dos momentos resultantes a partir do modelo utilizado. Sendo assim, a análise da articulação coxo-femoral foi descartada, pois, além das dificuldades relativas à incerteza citada anteriormente, a difícil localização de seu centro articular e a importante influência das forças inerciais tornam os momentos resultantes calculados a partir de um modelo estático inaceitáveis para esta articulação.

Em geral, estudos não têm relatado dificuldades quanto à participação de crianças durante a coleta de dados biomecânicos, com exceção de SUTHERLAND *et al.* (1988) que apresentam curvas dinâmicas incompletas para crianças mais novas, cujos "máximo em vontade e mínimo em julgamento" (SUTHERLAND *et al.*, 1988), limitaram as coletas. Apesar disto, a colaboração da criança para com protocolos experimentais é sempre um fator que merece ser considerado antes da análise dos resultados. O estudo piloto teve o objetivo de verificar a resposta das crianças às condições experimentais, a fim de estimar a influência do conjunto dos efeitos retroativos sobre o andar e o correr de crianças em velocidade auto-selecionada. Assim, foi possível identificar que o ambiente de laboratório e as condições dos testes foram bem aceitos pelas crianças e não perturbaram os padrões de locomoção estudados. Todas as crianças colaboraram bem, atendendo sempre às exigências de comandos para a estruturação dos testes e para a repetição das tentativas tantas vezes quantas fossem necessárias. Para tanto, é preciso destacar também os esforços desempenhados pela equipe do Instituto de Biomecânica da

Escola Superior de Esportes de Colônia para a garantia de um ambiente experimental adequado às crianças.

Uma limitação deste estudo quanto à seleção dos procedimentos experimentais refere-se à ausência de uma análise eletromiográfica, o que impossibilita que se demonstre a função muscular durante a realização dos movimentos e suas relações com os momentos resultantes. Como o sistema de processamento de imagem estava necessariamente conectado ao sujeito por meio de um cabo (além deste, ainda havia os cabos dos LED presos ao corpo do sujeito), optou-se por não se realizar o registro da atividade eletromiográfica, a fim de que a coleta de dados não se tornasse uma situação ainda mais incômoda para a criança, podendo gerar grandes perturbações em seus padrões de movimentos.

De grande importância para a discussão dos resultados que serão apresentados a seguir é a compreensão do método computacional empregado para o cálculo dos momentos. Para este estudo foi empregada a estratégia de se computar os momentos articulares resultantes a partir da projeção do vetor da força reação do solo sobre a posição estimada dos centros articulares. O momento articular foi estimado pela combinação da magnitude do vetor da força de reação do solo com a distância entre este vetor e os centros articulares. Este método não inclui os momentos associados aos pesos dos segmentos e aos efeitos cinemáticos e também não pode ser empregado para o cálculo dos momentos durante a fase de balanço.

Também é preciso lembrar que os momentos articulares não foram calculados em relação a marcas corporais externas, mas sim centros articulares estimados a partir do modelo das relações geométricas nas articulações consideradas. A fim de se evitar interpretações erradas acerca dos momentos que ocorrem na articulação coxo-femoral, ela foi excluída da análise. Como se trata de crianças sem distúrbios locomotores e deslocando-se em velocidades relativamente baixas, é possível assumir que os resultados do modelo aqui utilizado tenham significado, acrescentando informações sobre o controle das cargas durante o andar e o correr.

3.10 Caracterização dos sujeitos e protocolo experimental

Participaram deste estudo seis crianças e um adulto, cujas características descritivas estão apresentadas na TABELA 1. Nenhum apresentava sinais de distúrbios ortopédicos ou músculo-esqueléticos e participaram voluntariamente do estudo. As crianças faziam parte do grupo de ginástica infantil da Escola Superior de Esportes de Colônia, pois era importante que estas estivessem habituadas a atender a comandos de movimentos e, assim, pudessem corresponder às exigências de execução dos testes. O grupo todo era composto por 30 crianças e dentre elas seis foram selecionadas para participar deste estudo, com o auxílio da professora. As crianças participaram com consentimento dos pais, aos quais, durante visita ao laboratório, foram explicados em detalhes os procedimentos experimentais que seriam empregados (ANEXO I). O adulto era aluno de graduação da Escola Superior de Esportes de Colônia e conhecia os procedimentos experimentais por já haver participado de outros estudos no laboratório.

TABELA 1 - Caracterização dos sujeitos.

Sujeito	Idade (anos)	Sexo	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Comprimento do segmento inferior (cm)	Comprimento da perna (cm)
S50	6,3	F	6,3	18,8	125	56,1	27,5
S51	6,0	F	6,0	19,9	126	56,6	28,0
S52	7,3	F	7,3	30,5	134	60,2	29,4
S53	6,1	M	6,1	24,8	124	55,0	27,0
S54	7,3	M	7,3	28,7	139	61,8	30,0
S55	6,2	M	6,2	18,0	115	50,2	24,0
S58	26	M	26	77,5	180	95,4	52,0

Dentre as crianças, três eram do sexo feminino e três do sexo masculino, com idade média de $6,5 \pm 0,6$ anos. O adulto (S58) era do sexo masculino e seus dados descritivos, bem como referentes às tentativas para o andar e o correr, são utilizados apenas para efeito de comparação entre os dados do grupo de crianças, uma vez que não se trata de um grupo de adultos, mas sim de um único sujeito.

Quanto ao protocolo de coleta de dados, os sujeitos eram inicialmente

informados sobre os procedimentos experimentais que seriam empregados e a duração aproximada dos testes. Estes vestiam roupas de banho ou maiôs de ginástica para facilitar a tomada das medidas antropométricas, a fixação dos diodos e a visão destes pelas câmeras. Após instrumentalizado, o sujeito era convidado a experimentar o andar e era testada a maneira como este realizava o apoio sobre a plataforma. A distância de saída, entre o início do andar e o apoio sobre a plataforma, era manipulada até que se obtivesse uma maior regularidade de tentativas corretas quanto ao toque sobre a plataforma. Quando esta regularidade era atingida, era feita uma linha sobre o chão com fita adesiva que demarcava a posição para o início do movimento. Logo após, o cabo do LCU era conectado e os testes propriamente ditos eram iniciados. O mesmo procedimento foi realizado para as tentativas do correr. Este procedimento permitiu uma melhor familiarização dos sujeitos com a situação de medição em ambiente de laboratório.

Cada sujeito realizou um mínimo de seis tentativas consideradas válidas. Uma tentativa era aceita como válida quando a perna direita (instrumentalizada com os diodos do SELSPOT II) tocava aproximadamente o centro da plataforma de força, a velocidade intra-sujeito não variava além de 10% da sua velocidade considerada auto-selecionada (verificada na fase de adaptação do sujeito às condições experimentais, antes da coleta efetiva de dados) e quando todos os diodos eram captados pelas duas câmeras durante a fase de contato com a plataforma. O tempo gasto para percorrer um espaço de um metro, que compreendia o local onde se encontrava a plataforma de força, era medido pelo sistema foto-elétrico, permitindo-se a determinação da velocidade média de deslocamento. Os dados do SELSPOT II e da KISTLER foram registrados simultânea e sincronizadamente a uma frequência de amostragem de 250 Hz.

3.11 Influência dos procedimentos de normalização nos momentos articulares resultantes

Os procedimentos de normalização de grandezas biomecânicas são

realizados sempre que se pretende tornar comparáveis as características estudadas em dois grupos diferentes de indivíduos. Como neste estudo será realizada este tipo de comparação, tal assunto merece ser discutido antes da apresentação dos resultados.

Esta estratégia é importante por permitir que se utilize qualquer base de dados sobre características biomecânicas para comparações entre estudos, independentemente de faixa etária estudada ou de qualquer variável corporal que se correlacione altamente com a grandeza de interesse. Desta maneira, estes procedimentos devem reduzir diferenças individuais indesejadas.

Por exemplo, ao se estudar padrões de movimentos em crianças, sabe-se que as diferenças nas dimensões corporais que surgem em função da idade vão influenciar as velocidades de deslocamento que, por sua vez, influenciarão grandemente as grandezas biomecânicas estudadas. Assim, as diferentes estaturas dos indivíduos interferem nos resultados e seria apropriado analisar diferenças nos resultados de maneira que estas fossem exatamente independentes do fator estatura.

A normalização das variáveis espaço-temporais já foi muito discutida (BECK *et al.*, 1981; SCRUTTON, 1969; ZATZORSKY, WERNER & KAIMIN 1994) e para uma revisão do assunto é interessante consultar O'MALLEY (1996) que avança na questão fazendo uma nova proposta.

Para o caso das grandezas dos momentos articulares resultantes, o mesmo raciocínio acima pode ser feito em termos da influência de dimensões corporais sobre os resultados numéricos. Assim, a normalização dos momentos, expressos em Nm, pela massa corporal dos sujeitos, expressos agora em Nm/kg, já é um procedimento plenamente aceito e divulgado na literatura (DAVID, 2000; KRABBE, 1994; WINTER, 1991). Porém, quando se trata de crianças, cujas grandezas biomecânicas estão sendo comparadas com dados obtidos em parte de estudos com adultos ou mesmo com crianças de diferentes faixas etárias, é importante considerar que apenas a normalização dos momentos articulares resultantes pela massa corporal não elimina completamente as correlações indesejáveis entre variáveis corporais de crescimento e a grandeza de interesse. Ou seja, é importante identificar em que medida as variâncias apresentadas no momentos são devidas a fatores de

crescimento e em que medida elas são respostas do sistema nervoso central, no controle do vetor da força de reação do solo e na produção do movimento desejado. O modelo utilizado no presente estudo para o cálculo dos momentos articulares resultantes parte da contribuição da força de reação de solo sobre as respostas articulares e como o corpo todo contribui para esta força, parece adequado normalizar os momentos pela massa corporal.

Porém, uma solução alternativa para este problema é apresentada por HOF (1996) que propõe que a apresentação de dados sobre a biomecânica da locomoção humana seja feita na forma de grandezas sem unidades definidas ou adimensionais, assim como a proposta de ZATZIORSKY, WERNER & KAIMIN (1994) para se representar a velocidade de deslocamento em termos de números de Froude. HOF (1996) sugere que a grandeza adimensional para os momentos resultantes seria dada seguinte maneira:

$$\text{Momento Adimensional} = M / m_0 \cdot g \cdot l_0$$

Onde: M = momento calculado; m_0 = massa corporal; l_0 = comprimento do segmento inferior (desde o grande trocânter até o chão); g = aceleração da gravidade.

VAUGHAN *et al.* (1997) fornecem dados experimentais que reforçam as propostas para procedimentos de normalização feitas por HOF (1996). Estes autores reutilizaram os dados do estudo já aqui muito citado (ÕUNPUU *et al.*, 1991) por ser a única referência sobre uma análise cinética completa do andar em crianças, e mostraram que ao empregarem o momento adimensional de HOF (1996), as diferenças entre os momentos de uma criança de dois e outra de doze anos praticamente desaparecem.

Apesar do objetivo deste estudo não ser a análise de diferentes procedimentos de normalização para os momentos articulares resultantes, optou-se por verificar se as diferenças entre as magnitudes dos resultados apresentados para as crianças e o adulto poderiam estar influenciadas pelo fator crescimento físico. Assim, empregou-se o procedimento de HOF (1996) para a normalização dos momentos resultantes para o andar e o correr e alguns resultados serão analisados adiante.

4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados apresentados representam respostas de seis tentativas de cada sujeito para o andar e seis tentativas para o correr. Os testes foram feitos com os sujeitos calçando o tênis de sua preferência. As três componentes das forças de reação do solo, a variação angular para flexão e extensão de joelho e tornozelo e os momentos articulares resultantes para joelho e tornozelo nos planos sagital e frontal foram selecionados para análise.

É importante destacar que a discussão realizada enfatizou as respostas infantis em termos de uma análise de suas características globais e eventos selecionados, de acordo com uma abordagem intra-sujeitos. Além disso, os dados coletados para o adulto têm caráter apenas referencial comparativo não sendo possível estabelecer generalizações quanto a diferenças e semelhanças entre os padrões infantil e adulto, por se tratar de um único sujeito. São apresentadas as curvas individuais de cada tentativa a fim de se estimar a reprodutibilidade dos dados.

As fases de apoio foram normalizadas e são dadas em termos da porcentagem da duração total do apoio. As forças de reação do solo e os momentos articulares foram normalizados pelo peso corporal (% PC) a fim de que fossem reduzidas as diferenças inter-sujeitos, possibilitando as comparações entre os padrões do adulto e da criança. Além da normalização já citada, os momentos resultantes também foram posteriormente normalizados pelo comprimento do segmento inferior, estratégia apresentada ao final da apresentação e discussão dos resultados.

Na apresentação dos resultados foi enfatizada a forma ou o padrão das curvas dinâmicas, representando as grandezas biomecânicas, bem como comparadas as magnitudes dos parâmetros selecionados. Uma análise intra-sujeitos foi priorizada a fim de se discutir a variabilidade presente no comportamento motor infantil.

A velocidade de deslocamento sempre afeta a magnitude, mas não a distribuição temporal, das curvas de forças de reação do solo. Como estas forças são as principais componentes nos cálculos dos momentos articulares resultantes, estes

também são afetados pelo fator velocidade de deslocamento. Assim, é importante relatar as velocidades médias de deslocamento (TABELA 2) durante as tentativas do andar e do correr a fim de que se possa estimar suas influências sobre as grandezas cinéticas.

As velocidades desenvolvidas para o andar e o correr correspondem a um andar lento para o adulto e médio para as crianças e um correr lento, do tipo trote para ambos.

TABELA 2 - Velocidades médias e desvios-padrão de deslocamentos para seis tentativas do andar e do correr de cada sujeito.

Sujeitos	Velocidade média (m/s)	
	Andar	Correr
S50	1,38 ± 0,08	2,67 ± 0,26
S51	1,88 ± 0,14	3,58 ± 0,20
S52	1,55 ± 0,20	3,50 ± 0,37
S53	1,83 ± 0,37	2,78 ± 0,46
S54	1,44 ± 0,03	3,28 ± 0,23
S55	1,51 ± 0,05	2,48 ± 0,23
S58	1,43 ± 0,05	4,3 ± 0,24

As velocidades aqui relatadas são auto-selecionadas pelos sujeitos. Um dos critérios para a aceitação de uma tentativa era de que a velocidade desta não variasse além de 10 % da velocidade média realizada pelo sujeito durante a fase de adaptação às condições de teste, onde a velocidade preferida era registrada. SHIAVI, HUNT & WAGGONER (1998) estudaram os efeitos da velocidade em parâmetros espaço-temporais do andar em crianças e adultos e concluíram que a normalização do tempo de apoio tem maior efeito sobre os dados, no sentido de torná-los comparáveis, do que a padronização das velocidades de deslocamento. Afirmam ainda que este tipo de procedimento produz resultados do andar que são menos dependentes da velocidade de deslocamento.

Além da padronização da velocidade de deslocamento não produzir os

efeitos desejáveis, a sua manipulação experimental pode ainda introduzir elementos artificiais no padrão locomotor infantil. Também já foi demonstrado que as menores alterações no padrão locomotor são aquelas que surgem de velocidades selecionadas pelo próprio sujeito (BRANDSTATER, BRUN, GOWLAND & CLARK, 1983).

Para efeito de discussão, foi selecionado um sujeito do grupo de crianças, cuja velocidade de deslocamento não é estatisticamente diferente da velocidade do adulto, porém respostas atípicas entre as crianças também serão apresentadas e discutidas. Será dada preferência à análise e discussão dos dados individuais ao invés de tratá-los como um conjunto na forma de uma média entre o grupo de crianças.

4.1 Andar

4.1.1 Forças de reação do solo

As forças de reação do solo medidas pela plataforma de força refletem a soma algébrica do produto da massa pela aceleração de todos os segmentos corporais enquanto o pé estiver em contato com a plataforma. Suas três componentes e eventos específicos têm sido extensamente descritos na literatura nos mais diferentes contextos, a fim de fornecer importantes indicadores sobre as causas dos padrões de movimento estudados. Em relação à locomoção infantil, suas tendências desenvolvimentistas de acordo com diferentes autores também já foram discutidas no capítulo de Revisão da Literatura.

A componente vertical (F_y) tipicamente representa a ação do corpo contra a gravidade e devido ao predomínio de sua magnitude sobre a força de reação resultante, esta tem sido considerada um indicador da capacidade de conduzir o corpo adiante a despeito das forças externas (BECK *et al.*, 1981; SUTHERLAND, *et al.*, 1988), bem como das sobrecargas externas que atingem o aparelho locomotor .

Seus picos máximos surgem no primeiro e no último terço do apoio, correspondendo às fases de acomodação do peso e propulsão, ambos ultrapassando a magnitude do peso corporal em cerca de 20%. A força vertical inicia seu declínio à medida que ocorre o apoio duplo.

As forças de reação na direção ântero-posterior (F_x) representam menos o caráter de sobrecarga e mais o de propulsão, indicando uma frenagem inicial na fase de acomodação do peso e uma aceleração na fase propulsora orientada na direção da progressão. Suas magnitudes variam em geral em torno de 20 % do peso corporal tanto na frenagem quanto na propulsão. A interpretação desta componente pode trazer importantes informações sobre a capacidade de um sujeito para realizar uma locomoção segura e eficiente, principalmente se comparadas suas características entre diferentes condições de enfermidades do aparelho locomotor ou mesmo entre crianças em diferentes etapas do desenvolvimento (BECK *et al.*, 1981; SUTHERLAND *et al.*, 1988).

A componente médio-lateral (F_z) não é em geral muito discutida devido à sua alta variabilidade e baixa magnitude, o que dificulta interpretações generalizantes de seu padrão. Suas magnitudes estão em torno de 10% do peso corporal, sendo um pouco mais significativas na fase de acomodação do peso. Esta componente pode representar mais um aspecto de controle do equilíbrio dinâmico na direção médio-lateral em termos da instabilidade do apoio do pé sobre o solo.

As FIGURAS 38 e 39 têm o propósito de apresentar as três componentes das forças de reação do solo no andar em termos comparativos de suas magnitudes relativas. No entanto, uma análise de cada componente individual pode revelar importantes características que também merecem discussão. Após a apreciação do padrão geral das curvas de forças de reação do solo, uma análise mais detalhada de suas componentes será apresentada.

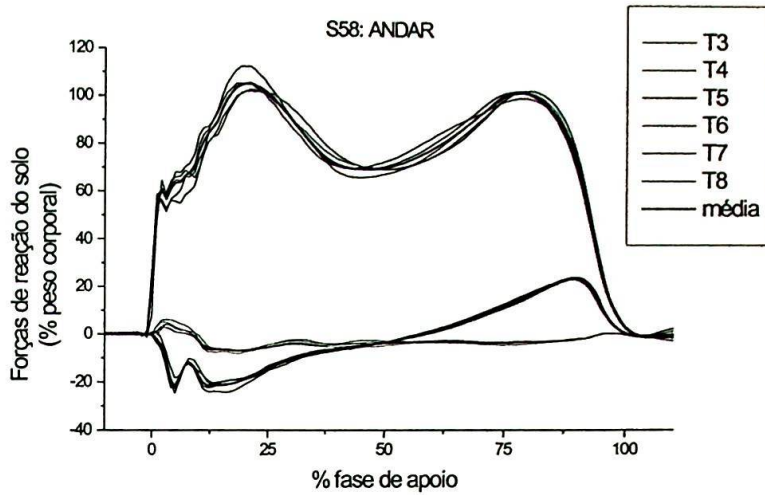


FIGURA 38 - Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para o adulto (S58) no andar.

As curvas aqui apresentadas estão de acordo com a literatura (BECK *et al.*, 1981; CHAO, LAUGHMAN, SCHNEIDER & STAUFFER, 1983; TAKEGAMI, 1992; WINTER, 1991) e segue-se uma discussão quanto às semelhanças e diferenças de magnitude e distribuição temporal, assim como da variabilidade intra-sujeito.

As magnitudes das variáveis selecionadas para cada tentativa de S58 (adulto) estão nas TABELAS 3 e 4.

TABELA 3 - Magnitudes das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas para o andar (S58).

S58 – ANDAR: variáveis da força de reação do solo (% peso corporal)							
Tentativas	Fymax 1	Fy min	Fymax 2	Fx min	Fx max	Fz max	Fz min
p0f3	112	76,1	112	25,0	26,0	3,15	7,24
p0f4	115	76,6	109	22,8	26,5	5,61	7,33
p0f5	123	76,0	112	24,5	26,0	4,74	8,56
p0f6	115	72,3	112	26,3	25,8	6,75	6,93
p0f7	112	76,0	112	23,1	26,9	3,10	7,57
p0f8	115	76,2	112	24,5	26,0	4,74	8,59
Média	115	75,6	112	24,4	26,2	4,68	7,70
Desvio	4,00	1,60	1,00	1,29	0,44	1,41	0,71
Padrão							

Os dados apresentados para S58 caracterizam-se como uma típica resposta adulta de acordo com a literatura citada anteriormente. Destacam-se os baixos valores para a variável de $F_{y_{max1}}$, que podem ter sido influenciados pela baixa velocidade de deslocamento selecionada pelo adulto.

Também as magnitudes para $F_{y_{min}}$ correspondem a uma baixa redução de $F_{y_{max1}}$, variando entre 32% e 38% da força vertical máxima. Apesar destes valores para $F_{y_{min}}$ serem comparáveis aos da marcha em adultos idosos (MARINO & LEAVITT, 1987), não podem ser discutidos com base nestes autores, por se tratarem de indivíduos diferentes quanto às suas capacidades físicas e motoras. Assim, mais uma vez a baixa velocidade de deslocamento deva ser a principal responsável pelos altos valores de $F_{y_{min}}$.

A TABELA 4 apresenta as velocidades de deslocamento, as taxas de crescimento para F_y , os tempos de contato e os impulsos verticais relativos para cada tentativa do andar em S58. São dados que auxiliam na interpretação das magnitudes das variáveis acima, com destaque para as baixas velocidades de deslocamento.

TABELA 4 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de F_y (TC F_y), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidade de deslocamento para seis tentativas do andar (S58).

Tentativas	Δt (ms)	TC F_y (PC/s)	Imp_y (%)	Velocidade (m/s)
p0f3	0,608	69,0	87,6	1,52
p0f4	0,632	67,0	88,1	1,39
p0f5	0,636	35,5	88,4	1,43
p0f6	0,612	67,0	88,2	1,49
p0f7	0,636	68,0	88,1	1,40
p0f8	0,636	35,5	88,4	1,42
Média	0,627	60,0	88,1	1,43
Desvio	0,013	13,3	0,26	0,05
Padrão				

As magnitudes para TC F_y e Imp_y para S58 serão usadas para comparação

com os dados das crianças por não terem sido encontrados na literatura dados equivalentes para referência.

Outra característica que merece ser analisada diz respeito à distribuição temporal dos picos das variáveis selecionadas. TAKEGAMI (1992) e KATHO, MOCHIZUKI & MARIYAMA (1993) já relataram a importância em termos desenvolvimentistas de se acompanhar as mudanças na distribuição temporal das curvas dinâmicas do andar a fim de se poder avaliar mudanças no padrão em função da idade ou controlar procedimentos de reabilitação. Na TABELA 5 estão os valores para os tempos de pico em termos da porcentagem da duração total do apoio para as seis tentativas para o andar de S58.

TABELA 5 - Valores para o tempo de pico das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas do andar (S58).

S58 – ANDAR: tempo de pico (% fase de apoio)							
Tentativas	Fymax1	Fymin	Fymax2	Fxmin	Fxmax	Fzmax	Fzmin
p0f3	21	51	80	5	90	3	19
p0f4	20	43	79	13	90	2	19
p0f5	19	44	77	5	89	3	18
p0f6	21	45	78	16	89	3	19
p0f7	21	49	80	5	90	2	19
p0f8	19	44	77	12	89	3	18
Média	20,2	46	78,5	9,33	89,5	2,7	18,7
Desvio	0,98	3,22	1,38	4,93	0,55	0,52	0,52
Padrão							

Antes de apresentar os resultados individuais para as tentativas da criança selecionada para efeito de comparação, deve-se reforçar que uma opção foi feita no sentido de não se analisar o grupo de crianças como uma média que englobe os dados de todas, devido à variabilidade típica das curvas dinâmicas que, se expressas na forma de médias entre os diferentes sujeitos, perderiam esta importante característica que por si só já merece discussão.

Na FIGURA 39 estão representadas as três componentes da força de reação do solo em seis tentativas para o andar de uma criança selecionada (S54).

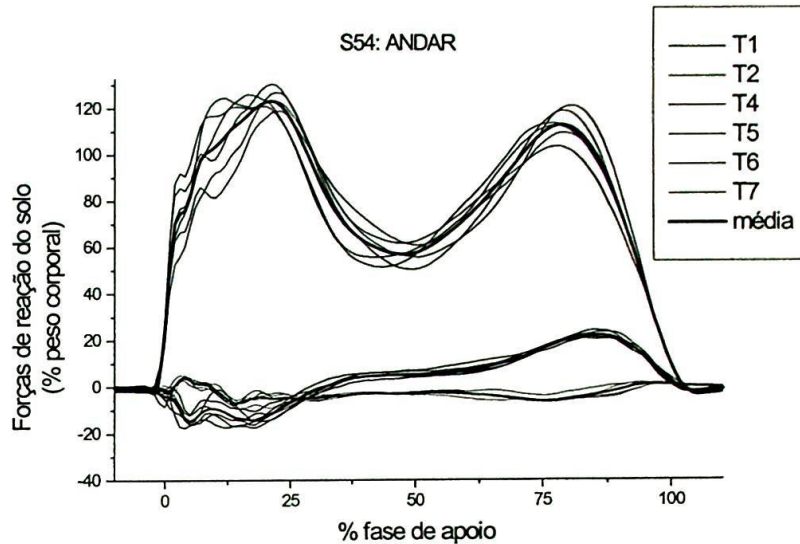


FIGURA 39 - Curvas individuais de seis tentativas (T1-T7) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para uma criança (S54) no andar.

A TABELA 6 descreve quantitativamente as magnitudes das variáveis selecionadas para as curvas das três componentes da força de reação do solo apresentadas anteriormente.

TABELA 6 - Magnitudes das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas para o andar (S54).

S54 – ANDAR: variáveis da força de reação do solo (% peso corporal)							
Tentativas	Fymax 1	Fy min	Fymax 2	Fx min	Fx max	Fz max	Fz min
p0f1	127	62,0	104	16,4	20,7	5,05	8,1
p0f2	119	61,0	110	11,9	23,7	3,17	7,4
p0f4	126	55,8	113	17,2	21,5	5,19	5,6
p0f5	131	50,7	119	17,3	22,5	3,62	6,4
p0f6	125	55,9	122	15,5	24,5	4,9	6,9
p0f7	121	51,9	114	17,7	21,5	5,29	9,2
Média	125	56,2	114	16,0	22,4	4,54	7,27
Desvio	4,29	4,63	6,34	2,16	1,47	0,91	1,27
Padrão							

As magnitudes destas variáveis são estatisticamente diferentes entre S54 (criança) e S58 (adulto), exceto para a componente médio-lateral (F_{zmax} e F_{zmin}) e para F_{zmax2} que não diferem entre os dois sujeitos.

Como já discutido anteriormente, as médias das magnitudes destas variáveis e suas diferenças estatísticas fornecem poucas informações que podem ser interpretadas em termos de diferentes padrões de movimentos. Porém, uma análise do coeficiente de variação (CV) entre as tentativas individuais pode indicar diferenças que caracterizam mais globalmente as curvas dinâmicas entre os diferentes indivíduos. Além disso, como se trata de grandezas biomecânicas tomadas em indivíduos não portadores de disfunções motoras ou ortopédicas, as diferenças entre as intensidades das variáveis aqui apresentadas provavelmente refletem a variabilidade típica do comportamento motor humano. Apenas nos casos em que as diferenças possam ter uma interpretação qualitativa importante, serão discutidas as intensidades das variáveis entre S58 e S54. Para os demais casos, as variáveis infantis serão comparadas com dados encontrados na literatura.

TAKEGAMI (1992) avaliou as tendências desenvolvimentistas das intensidades e dos tempos de pico para as mesmas variáveis das três componentes das forças de reação do solo em crianças entre quatro e dez anos de idade. Relata apenas os resultados para as variáveis que apresentaram esta tendência de mudanças em função da idade, assim não é possível comparar todas as características desejáveis. Além disso, como os dados deste autor são apresentados na forma de valores discretos e não há curvas, fica difícil concluir sobre diferenças e semelhanças entre os dados de uma média entre os testes de 26 sujeitos de seis anos e os valores de S54. No entanto, é possível comparar e afirmar que os dados de S54 encontram-se dentro das variações mostradas pelo autor citado. Por exemplo, para $F_{y_{max2}}$, o mesmo autor relata que as magnitudes estabilizaram-se em torno de 105% PC aos sete anos de idade. S54 apresentou valores de $114 \pm 6,34\%$ PC para a mesma variável. Para $F_{x_{max}}$, as magnitudes são de $22,4 \pm 1,47\%$ PC para S54 e valores em torno de 23% PC são relatados por TAKEGAMI (1992).

Os tempos de contato, impulsos verticais relativos, as taxas de crescimento de Fy e as velocidades de deslocamento para as seis tentativas de S54 estão apresentados na TABELA 7.

TABELA 7 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de Fy (TC Fy), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidade de deslocamento para seis tentativas do andar de (S54).

Tentativas	Δt (ms)	TC Fy (PC/s)	Imp_y (%)	Velocidade (m/s)
p0f1	0,636	10,2	83,9	1,39
p0f2	0,584	23,9	84,5	1,49
p0f4	0,600	15,8	85,9	1,46
p0f5	0,584	28,1	86,9	1,42
p0f6	0,596	20,8	88,8	1,40
p0f7	0,604	16,8	87,0	1,47
Média	0,601	19,3	86,2	1,44
Desvio	0,019	6,30	1,80	0,04
Padrão				

A taxa de crescimento da força vertical tem sido empregada em estudos na área da reabilitação que investigam as relações entre esta variável e a etiologia ou mesmo progressão de condições patológicas dos membros inferiores, tais como degenerações articulares e dores lombares (COLLINS & WHITTLE, 1989; MESSIER, 1992), apontando que valores elevados para a TC Fy, que correspondem a um rápido crescimento da força passiva, estejam presentes em indivíduos cujas funções relacionadas à absorção das forças no instante do impacto encontram-se prejudicadas. A comparação entre os valores obtidos para este parâmetro nos diferentes estudos é dificultada devido à variedade de métodos utilizados para o seu cálculo, além de diferentes populações. Por exemplo, SERRÃO (1999) calcula a razão entre Fy max 1 (dado em % PC) e o intervalo de tempo para atingi-lo em % da fase de apoio, enquanto KRABBE (1994) representa a variável temporal em segundos e MESSIER (1992) calcula a inclinação da curva desde a origem da força vertical até o instante do primeiro pico. Em todos os casos, trata-se de identificar

relações de sobrecargas no aparelho locomotor que ocorrem em intervalos de tempo muito curtos para haver uma resposta ativa da musculatura, gerando o chamado "pico passivo" nas componentes verticais (NIGG, 1985), que surge antes do primeiro pico máximo ($F_y \max 1$). Esta variável tem maior importância para a discussão do correr, devido às maiores velocidades de movimento e menores tempos de apoio. Porém vale a pena discuti-la, tendo em vista o encontrado para S58. A TC F_y para S58 apresentou valores médios bem superiores, com $60,0 \pm 13,3$ PC/s, que S54, com $19,3 \pm 6,30$ PC/s, para as tentativas do andar. Claramente, este resultado para S58 pode indicar potenciais dificuldades no controle da absorção da força passiva. É possível avaliar estes resultados em termos da importância da incidência de cargas repetitivas do andar para S58, porém, não foram encontradas na literatura referências que evidenciassem a relação entre TC F_y e reais cargas fisiológicas sobre o aparelho locomotor durante o andar.

O impulso vertical relativo (Imp_y) descreve uma capacidade motora relacionada ao apoio e à sustentação do corpo, no sentido das trocas de energia com a superfície de apoio. Valores entre 77% e 89% foram apresentados por LOBO DA COSTA *et al.* (1998) para o andar no plano de crianças em faixa etária equivalente sem comprometimentos neuro-motores ou ortopédicos. Os valores para S54, com $86,2 \pm 1,80\%$, diferem estatisticamente dos obtidos por S58, com $88,1 \pm 0,26\%$, porém, ambos descrevem uma capacidade de sustentação e progressão adequada. GLITSCH, FARKAS & PARIS (1993) usam esta variável para identificar assimetrias na capacidade de sustentação durante as fases de apoio entre os lados direito e esquerdo de pacientes submetidos a procedimentos de reabilitação. Apontam estes autores que tais assimetrias não poderiam ser identificadas com uma análise visual do padrão de movimento e os pacientes analisados, usando bandagem patelar, apresentaram valores de Imp_y em torno dos 90%.

Os tempos de pico para as variáveis selecionadas das forças de reação do solo para as seis tentativas do andar de S54 estão apresentados na TABELA 8.

TABELA 8 - Valores para o tempo de pico das variáveis da força de reação do solo em seis tentativas do andar (S54).

S54 – ANDAR: tempo de pico (% fase de apoio)							
Tentativas	Fymax1	Fymin	Fymax2	Fxmin	Fxmax	Fzmax	Fzmin
p0f1	25,7	47,7	75,4	21,3	79,8	8,8	17,5
p0f2	26,0	50,6	76,7	22,1	83,5	8,9	18,1
p0f4	21,3	55,8	75,3	17,3	81,3	9,3	19,1
p0f5	23,2	50,7	76,0	22,4	82,1	8,2	19,1
p0f6	16,8	51,7	79,2	11,4	82,5	10,1	20,8
p0f7	19,2	51,8	73,5	18,9	79,4	10,5	19,6
Média	22,0	51,4	76,0	18,9	81,4	9,30	19,0
Desvio Padrão	3,65	2,62	1,89	4,17	1,59	0,86	1,16

Em relação à componente vertical, TAKEGAMI (1992) descreveu um decréscimo do tempo de pico até os seis anos de idade, quando os valores atingem aproximadamente 23%. Os valores descritos para o tempo de pico de Fymax1 de S54, com $22,0 \pm 3,65\%$, correspondem aos do autor citado, que associa este decréscimo a um aperfeiçoamento da capacidade de transferência de peso entre os membros inferiores.

A distribuição temporal da componente ântero-posterior foi a mais afetada pela idade das crianças no estudo de TAKEGAMI (1992), variando tanto seu pico frenador (Fxmin), quanto o propulsor (Fxmax). O tempo de pico para Fxmin aumentou com a idade, atingindo valores estáveis em torno dos 16% por volta dos sete anos. O tempo para Fxmin de S54 foi de $18,9 \pm 4,17\%$, comparável ao descrito por TAKEGAMI (1992). Uma possível explicação para este crescimento do tempo para Fxmin deve estar relacionada a uma melhor capacidade de resistir ao momento externo nesta fase do apoio (vide FIGURA 50) que tende a produzir uma flexão-plantar. Com a idade, este mecanismo deve ser aperfeiçoado e esta tendência para a flexão-plantar provavelmente melhor controlada pelos dorso-flexores, produzindo uma suave transferência da fase de acomodação do peso para a fase de apoio plantar total. Interessante notar também que o tempo para Fxmin em S58, de $9,33 \pm 4,93\%$, foi bem abaixo dos valores discutidos para as crianças, o que reforça a discussão feita com respeito a TC Fy para o adulto estudado.

Após uma avaliação das magnitudes máximas das variáveis selecionadas, uma análise dos coeficientes de variação (CV) para as curvas pode revelar características importantes na distinção entre um padrão adulto e infantil, tornando S58 e S54 mais comparáveis, uma vez que os CV refletem um aspecto mais global das respostas dinâmicas.

A TABELA 9 apresenta os coeficientes de variação para as seis tentativas de cada sujeito para as três componentes da força de reação do solo.

TABELA 9 - Coefficiente de variação da componente vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) das forças de reação do solo para seis tentativas do andar.

Sujeitos	Coeficiente de variação (%)		
	Fy	Fx	Fz
S50	45,9	115	143
S51	31,4	46,5	166
S52	25,1	43,0	204
S53	51,1	68,8	146
S54	45,5	45,5	94,6
S55	21,1	21,6	108
S58	11,6	5,2	23,5

DAVID (2000) representa uma importante fonte de comparação com os dados aqui apresentados, apesar de claras diferenças quanto aos modelos utilizados para o cálculo dos momentos articulares resultantes, que serão mais discutidas adiante. Esta autora relatou os coeficientes de variação (CV) inter-sujeitos para grandezas biomecânicas do andar em crianças entre 6 e 10 anos de idade categorizadas em quatro grupos etários. Para as forças verticais, seus dados apresentaram um CV variando entre 9% e 17%. Para as forças ântero-posteriores, os CV variaram entre 28% e 37%. Para as médio-laterais, os CV estiveram entre 37% e 93%. Não foi descrita nenhuma tendência de crescimento ou redução dos CV em função da idade.

No presente estudo, os valores do CV para as componentes da força de reação do solo entre as tentativas das crianças (intra-sujeitos) variaram entre 21,1%

e 51,1% para a força vertical, entre 31,9% e 115% para a força ântero-posterior e de 94,6% a 166% para a médio-lateral. Estes valores estão acima dos reportados por DAVID (2000), apesar de manterem a tendência de menores variabilidades para a componente vertical. A componente médio-lateral, como já discutido, apresenta baixas magnitudes associadas a uma alta variabilidade, o que precisa ser considerado quando da discussão de seu padrão.

Os CV das forças de reação do solo para o adulto foram significativamente menores daqueles apresentados pelas crianças. Para a componente vertical, S58 obteve um CV de 11,6%, 5,2% para Fx e 23,5% para Fz, equivalentes aos CV descritos para variações intra-sujeitos por WINTER (1991), de aproximadamente 10% para Fy e 26% para Fx em cadência natural. Para a componente médio-lateral não foram encontrados dados comparáveis na literatura.

A FIGURA 40 pretende ilustrar uma outra discussão que deve ser feita quando da avaliação de grandezas cinéticas em crianças. Apesar de estatisticamente não haver diferenças significativas entre os valores médios obtidos para a variável de Fymax2 entre S58, com $112 \pm 1,00\%$ PC e S54, com $114 \pm 6,34\%$ PC, as curvas apresentam variabilidades distintas. Para S58, Fymax1 foi de $115 \pm 4,00\%$ PC e para Fymax2 de $112 \pm 2,00\%$ PC, suas intensidades tendendo a valores equivalentes e o CV para a força vertical foi de 11,6%. Por outro lado, o CV para S54 na força vertical foi de 45,5%, com a tendência de valores aumentados para Fymax1 comparados com Fymax2, que se reproduziu em todas as crianças. Este fato pode refletir que a variabilidade das curvas das forças de reação do solo necessariamente precisa ser discutida em conjunto com as intensidades de variáveis selecionadas, pois um fator isolado do outro não caracteriza completamente o comportamento infantil. Para a FIGURA 40, pequenas distinções de magnitudes entre S58 e S54 estão associadas a uma variabilidade aproximadamente quatro vezes maior para S54.

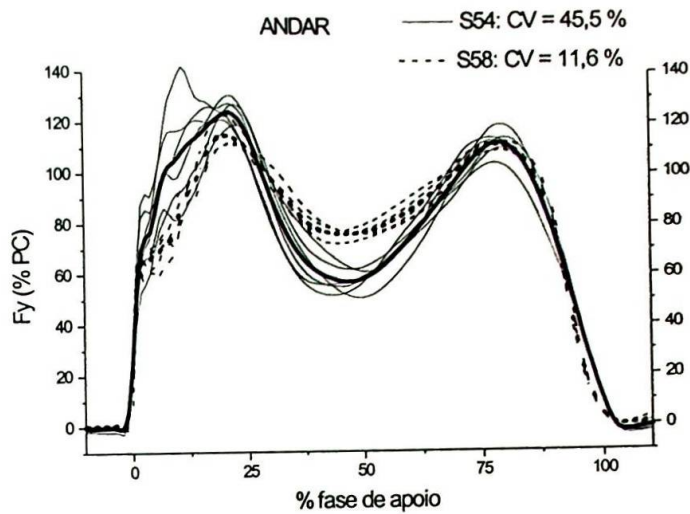


FIGURA 40 - Forças verticais de reação do solo para o andar em S58 (adulto, N=6) e S54 (criança, N=6). Destacam-se as semelhantes magnitudes e aproximadamente uma variabilidade quatro vezes maior par S54.

O contrário pode ser observado na FIGURA 41. Tem-se uma situação com menores diferenças de variabilidade entre as curvas de S58 (11,6%) e S52 (25,1%), porém grandes diferenças em magnitudes.

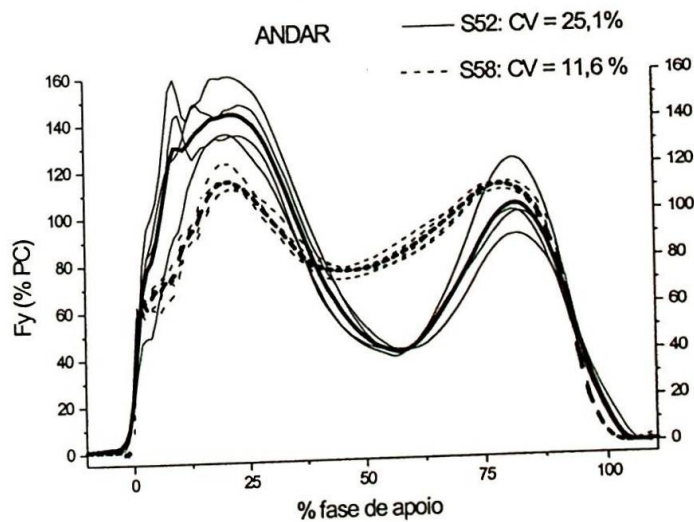


FIGURA 41 - Forças verticais de reação do solo para o andar em S58 (adulto, N=6) e S52 (criança, N=6). Destacam-se as diferentes magnitudes e uma variabilidade duas vezes maior par S54.

Assim, pode-se dizer que parece mais adequado representar variáveis cinéticas infantis na forma de curvas individuais, pois o agrupamento de dados de diferentes sujeitos não leva em conta variabilidades importantes, podendo gerar interpretações equivocadas sobre a qualidade de um certo padrão quanto à sua normalidade. Estas variabilidades podem ser consideradas características qualitativas do padrão, como representantes da adaptabilidade de um comportamento motor. Neste sentido, cada ciclo parece independente de maneira que a apresentação de cada um proporciona um melhor referencial para análise e comparações. O mesmo comportamento para a variabilidade pode ser observado para a componente ântero-posterior da força de reação do solo, FIGURA 42.

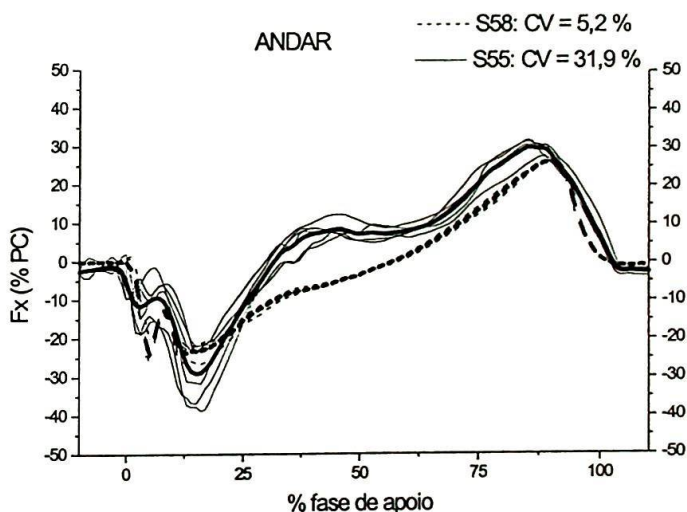


FIGURA 42 - Forças ântero-posteriores de reação do solo para seis tentativas do andar em S58 (adulto) e S55 (criança). Destacam-se poucas diferenças de magnitudes máximas e variabilidade seis vezes maior para S55.

Como ilustrado na figura acima, pequenas diferenças de magnitudes para variáveis selecionadas podem estar associadas tanto a maiores (FIGURA 42) quanto a menores (FIGURA 41) diferenças entre as variabilidades nos padrões gerais das curvas.

4.1.2 Variação angular

Nesta sessão estão apresentados os resultados para as variações angulares no plano sagital do tornozelo e joelho, considerando o ângulo absoluto de um segmento (perna e pé, para o ângulo do tornozelo e coxa e perna, para o ângulo do joelho). Assim, estão representadas as projeções dos ângulos no plano da imagem do sistema SELSPOT II.

É importante ressaltar que para efeito deste estudo estes ângulos só têm importância à medida que auxiliam na interpretação dos dados da cinética, ou seja, os deslocamentos angulares têm função apenas descritiva, já que não entraram nos cálculos de momentos articulares devido ao modelo empregado.

As FIGURAS 43 e 44 mostram as curvas típicas para as flexões e extensões de tornozelo e joelho durante a fase de apoio do andar.

Durante a fase de acomodação do peso, no início do apoio, os eventos mais críticos são a flexão-plantar no tornozelo (T-min) e a flexão do joelho (J-max). Esta flexão do joelho durante a acomodação do peso é denominada de "onda de flexão de joelho" (SUTHERLAND *et al.*, 1988). Tanto a flexão do joelho, quanto a flexão-plantar do tornozelo no início do apoio bem caracterizam um padrão maduro para o andar, pois surgem consistentemente em crianças a partir dos dois anos de idade (SUTHERLAND *et al.*, 1988).

A flexão do joelho combinada à segunda flexão-plantar do tornozelo são eventos típicos do final da fase de apoio, durante o início do apoio do pé contralateral. Estas características estão presentes tanto em S58 (FIGURA 43), quanto em S54 (FIGURA 44).

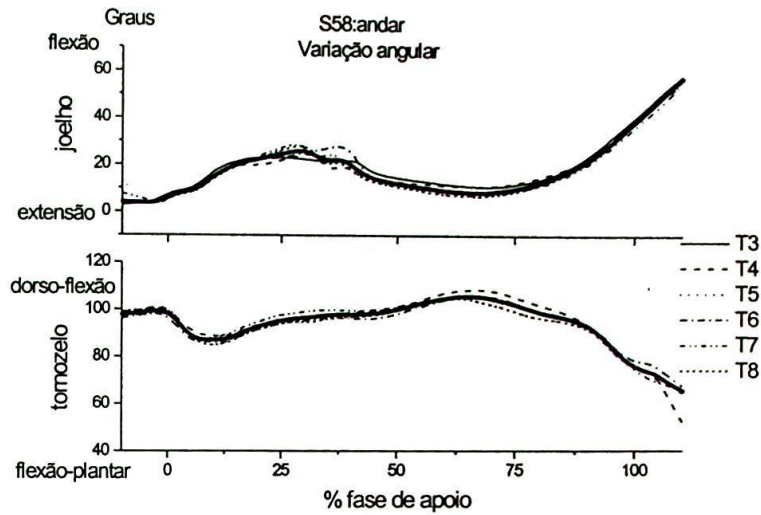


FIGURA 43 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano frontal para S58 no andar.

A TABELA 10 apresenta os valores individuais dos ângulos articulares para os seis testes de S58 para o andar. Apesar das variáveis dos ângulos articulares selecionadas serem estatisticamente diferentes em termos de magnitudes médias e tempos de pico entre S58 e S54, exceto para os valores de J-max que foram iguais em magnitude, o padrão geral das curvas é muito semelhante e não se pode falar em diferenças quanto aos padrões.

TABELA 10 -Variação angular no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar do adulto (S58, N=6).

S58 – ANDAR: variação angular (graus)				
Tentativas	T-max	T-min	J-max	J-min
p0f3	106	88,8	23,2	7,3
p0f4	108	88,6	24,4	6,7
p0f5	104	88,4	28,2	5,2
p0f6	106	85,6	28	6,1
p0f7	105	87,4	28,5	5,1
p0f8	104	84,9	28,2	5,2
Média	105	87,3	26,7	5,93
Desvio Padrão	1,42	1,66	2,32	0,92

Abaixo estão os tempos de pico para as variáveis selecionadas. A distribuição temporal dos valores de pico para S58 e S54 segue os padrões estabelecidos na literatura (SUTHERLAND *et al.*, 1988; WINTER, 1991). A variável de J-min corresponde ao valor do ângulo de flexão-extensão do joelho no instante exato do início do apoio, ou seja, quando o tempo corresponde a 0% da fase de apoio, por isso não consta das tabelas sobre os tempos de pico para as variáveis selecionadas.

TABELA 11- Tempos de pico para as variações angulares para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) no plano sagital para o andar de S58 (N=6).

S58 – ANDAR: variação angular (tempo de pico em % do apoio)			
Tentativas	T-max	T-min	J-max
p0f3	67,0	7,0	23,0
p0f4	66,0	11,0	30,0
p0f5	63,0	10,0	29,0
p0f6	67,0	12,0	37,0
p0f7	65,0	7,0	28,0
p0f8	63,0	10,0	29,0
Média	65,2	9,50	29,3
Desvio Padrão	1,83	2,07	4,50

A FIGURA 44 apresenta as curvas para a flexão-plantar e dorso-flexão do tornozelo e de flexão e extensão do joelho para a seis tentativas de S54.

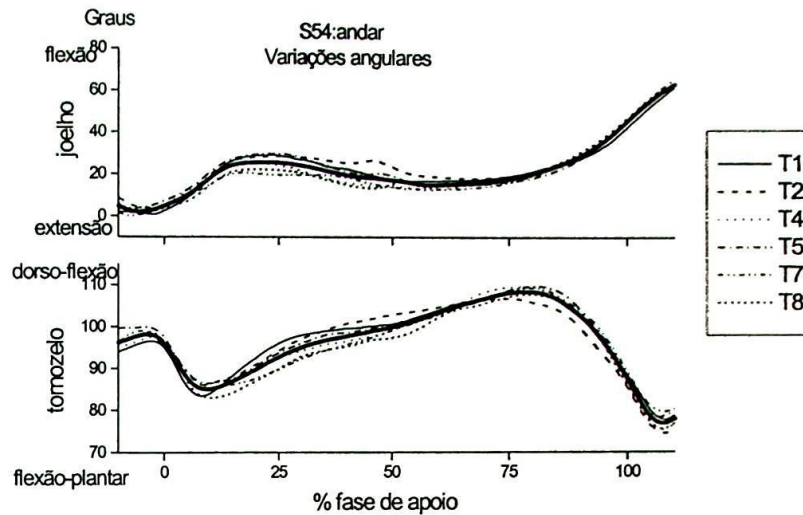


FIGURA 44 - Curvas individuais de seis tentativas (T1-T8) e curvas médias para variações angulares de tornozelo e joelho no plano frontal para S54 no andar.

As magnitudes das variáveis selecionadas estão apresentadas na TABELA 12.

TABELA 12 - Variação angular no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar da criança (S54, N=6).

S54 – ANDAR: variação angular (Graus)				
Tentativas	T-max	T-min	J-max	J-min
p0f1	108	83,4	29,1	0,6
p0f2	107	86,0	28,5	3,9
p0f4	110	85,4	25,0	1,7
p0f5	110	86,4	29,9	3,8
p0f6	108	84,3	28,4	3,5
p0f7	109	85,4	20,7	0,2
Média	109	85,2	26,9	2,3
Desvio	1,18	1,11	3,48	1,67
Padrão				

Os valores de tempo de pico para as variáveis selecionadas da variação angular no plano sagital para joelho e tornozelo estão na TABELA 13.

TABELA 13 - Tempos de pico para as variações angulares no plano sagital para o tornozelo (T-max e T-min) e o joelho (J-max e J-min) para o andar da criança (S54, N=6).

S54 – ANDAR: variação angular (tempos de pico em % do apoio)			
Tentativas	T-max	T-min	J-max.
p0f1	73,1	12,5	23,7
p0f2	71,8	13,4	27,5
p0f4	75,0	14,4	21,7
p0f5	76,3	14,4	26,9
p0f6	78,5	16,8	27,5
p0f7	76,3	15,5	20,9
Média	75,2	14,5	24,7
Desvio Padrão	2,42	1,52	3,00

Os eventos selecionados para análise guardam importantes relações com a tarefa de controle de sobrecargas durante o andar. O primeiro pico mínimo para o tornozelo (T-min) caracteriza a flexão-plantar que é produzida imediatamente após o contato do calcanhar com o solo. O valor máximo (T-max) representa a magnitude do ângulo no final da dorso-flexão que tipicamente predomina na fase de apoio simples. Após atingido o pico da dorso-flexão, inicia-se a segunda flexão-plantar à medida que o pé contra-lateral faz contato com o solo. Esta flexão-plantar culmina com a perda de contato deste pé com o solo. Para o joelho, o valor mínimo (J-min) descreve a amplitude angular no instante do contato com o solo. O primeiro pico de flexão (J-max) caracteriza o conhecido mecanismo de absorção de impactos (INMAN, RALSTON & TODD, 1981), seguido pela extensão que predomina no apoio simples. O início da segunda flexão do joelho é evento típico do final do apoio em preparação para a fase de balanço.

A flexão-plantar no início do apoio (T-min) é resultado do momento articular

externo no tornozelo que atua no sentido de realizar esta flexão-plantar (FIGURA 50). Até o pico de T-min, o grupo dos dorso-flexores atua excentricamente, desacelerando o pé desde o contato inicial até o apoio plantar total. Quanto maior o tempo necessário para se atingir este pico de flexão-plantar, mais eficiente deve ser a atividade dos dorso-flexores na desaceleração gradual do segmento do pé até que este atinja a posição de apoio plantar total. SUTHERLAND *et al.* (1988) mostraram que não há um T-min (pico flexor-plantar) no andar de crianças de um a 1,5 ano de idade. No mesmo estudo, os autores citados também realizaram uma análise da atividade elétrica do M. tibial anterior, que mostrou claras tendências desenvolvimentistas, onde o controle do T-min surge gradualmente a partir dos dois anos de idade.

A fase de desaceleração da componente ântero-posterior da força de reação do solo foi associada aos movimentos do tornozelo no plano sagital (KATHO *et al.*, 1993). Estes autores evidenciaram que o tempo de pico para se atingir Fxmin cresce com a idade e que isto ocorre devido ao amadurecimento da função dos dorso-flexores no controle apropriado do apoio plantar total do pé desde o início do apoio. Assim, pode-se esperar que o pico de Fxmin coincida com a fase em que ocorre a flexão-plantar do tornozelo. A FIGURA 45 ilustra a relação entre estas variáveis para o andar.

Quando se avalia a relação entre os tempos de pico para Fxmin e T-min, nota-se que ambos ocorrem aproximadamente no mesmo intervalo (FIGURA 45). S54 apresentou tempos de pico médios de $16,0 \pm 2,16\%$ para Fxmin e de $14,5 \pm 1,52\%$ para T-min, enquanto S58 obteve tempos de pico médios de $9,33 \pm 4,93\%$ para Fxmin e de $9,50 \pm 2,07\%$ para T-min. Assim, pode-se dizer que a relação temporal entre estas variáveis representa um dado importante nas análises do andar, pois reflete o conhecido mecanismo de absorção de impactos na fase de desaceleração do movimento no instante do contato.

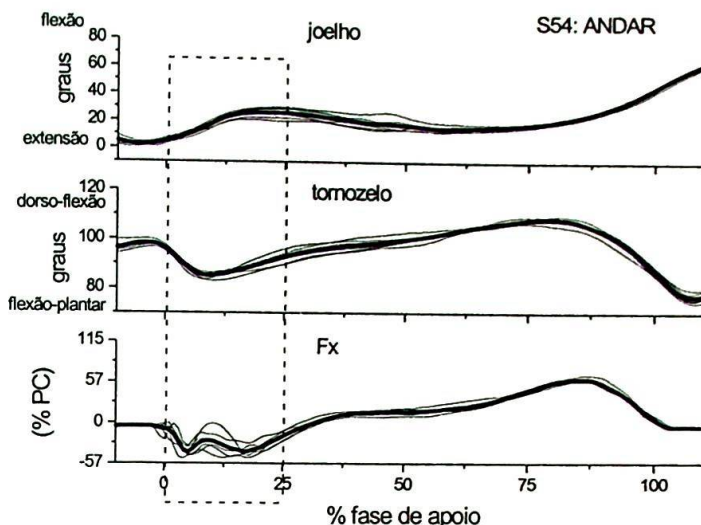


FIGURA 45 - Relação entre a variação angular no plano sagital para o tornozelo e joelho e a componente ântero-posterior da força de reação do solo (Fx) para S54 no andar. Estão representadas as curvas de seis tentativas e a curva média.

Também pode-se relacionar a força vertical (F_y) com a variação angular do joelho (FIGURA 46).

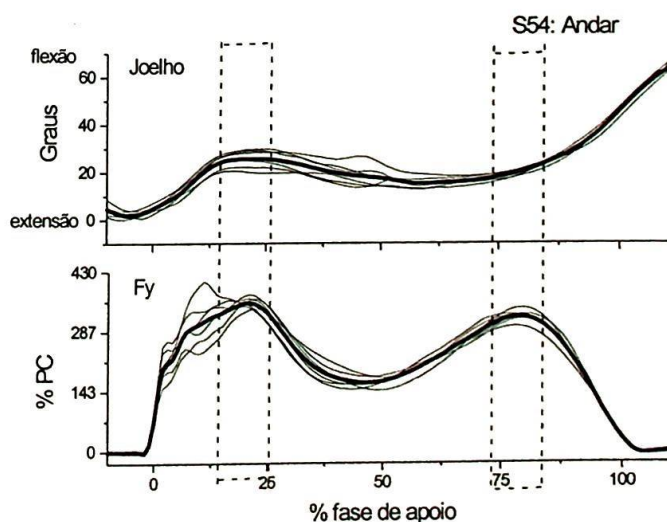


FIGURA 46 - Relação entre a variação angular no plano sagital para o joelho e a componente vertical da força de reação do solo (F_y) para S54 no andar. Estão representadas as curvas de seis tentativas e a curva média.

A FIGURA 46 mostra que Fymax 1 e o crescimento até Fymax2 coincidem temporalmente com a pequena flexão do joelho no início do apoio e com o início da segunda flexão do joelho ao final do apoio, respectivamente. Na fase de acomodação do peso, tanto Fymax1 quanto a flexão do joelho têm um caráter de controle da sobrecarga. A absorção de potência mecânica pelo joelho nesta fase confirma este fato (ÖUNPUU *et al.*, 1991). No último terço do apoio, Fymax2 pode estar relacionado a uma função mais propulsora, mas o início da flexão do joelho corresponde a uma fase em que esta articulação está absorvendo potência mecânica e não gerando-a (ÖUNPUU *et al.*, 1991). Assim, a segunda flexão do joelho não contribui efetivamente para a propulsão, indicando apenas a perda gradual de contato com o solo. O valor de Fymin é atingido enquanto o joelho se estende e provavelmente está mais relacionado à movimentação da perna contra-lateral, que não foi avaliada neste estudo.

Ainda é preciso avaliar os coeficientes de variação para os ângulos no plano sagital para o tornozelo e joelho. A TABELA 14 apresenta os resultados obtidos para os sujeitos avaliados.

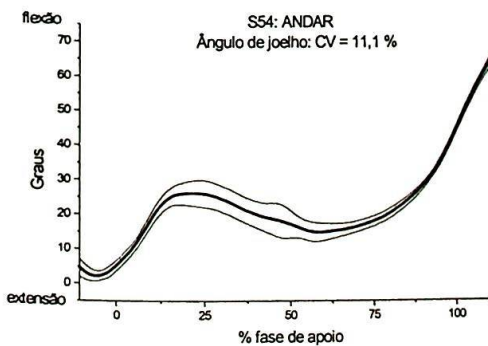
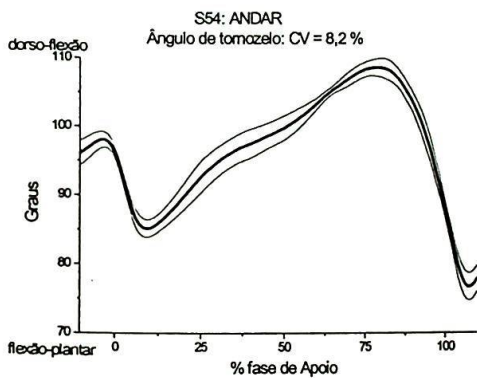
TABELA 14 - Coefficientes de variação das variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho nas seis tentativas do andar.

Sujeitos	Coeficiente de variação (%)	
	Tornozelo	Joelho
S50	1,1	19,4
S51	2,3	22,2
S52	2,2	9,90
S53	2,0	9,10
S54	8,2	11,1
S55	2,1	19,4
S58	1,8	11,0

Estes baixos resultados para a variabilidade das variáveis cinemáticas analisadas estão de acordo com a discussão feita por WINTER (1991). Os dados deste autor para a variabilidade intra-sujeitos a partir de tentativas realizadas no mesmo dia e separadas por minutos foram de 25% para o tornozelo e de 7% para o

joelho. A exemplo de S54, a variabilidade foi de 8,2% para o tornozelo e de 11,1% para o joelho. Não foram encontrados dados na literatura para comparação da variabilidade de variáveis cinemáticas do andar infantil, porém, como as variáveis aqui analisadas já estão presentes e maduras desde os quatro ou cinco anos (BURNETT & JOHNSON, 1971; SUTHERLAND *et al.*, 1988), parece aceitável comparar os dados das crianças deste estudo com os de adultos. DAVID (2000) apresenta valores de CV bem mais elevados para o andar de crianças de diferentes faixas, porém como trata-se de uma análise inter-sujeitos, a comparação não se aplica. Devido à baixa variabilidade destas grandezas cinemáticas, elas podem ser representadas na forma de curvas médias e de desvios-padrão, como na FIGURA 47.

S54: Ângulos de tornozelo e joelho



S58: Ângulos de tornozelo e joelho

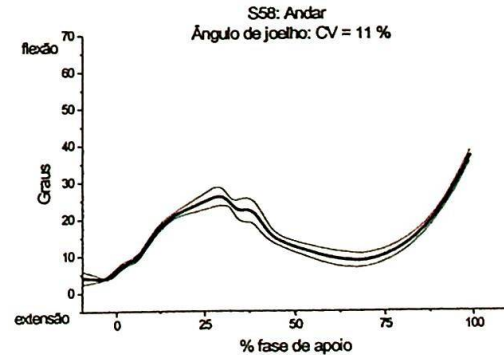
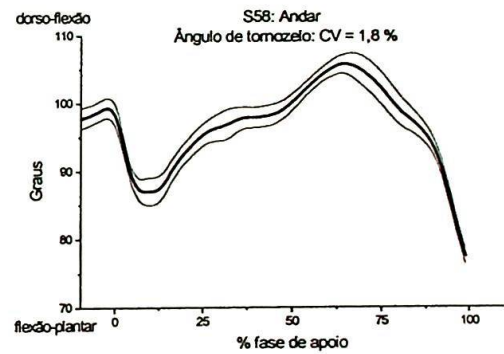


FIGURA 47 - Curvas médias e de desvios-padrão para a variação angular do tornozelo e joelho no plano sagital em seis tentativas do andar para S54 e S58.

Comparando os dados de S54 com os de S58, verifica-se que as maiores diferenças de variabilidade entre os dois sujeitos estão nos valores para o tornozelo (1,8% para S58 e 8,2% para S54), enquanto que para o joelho não houve praticamente diferenças (11% para S58 e 11,1% para S54). Também nota-se que S58 apresentou amplitudes menores de variações para o joelho no início do apoio (dadas pelas diferenças entre as magnitudes de J-min e J-max), apesar de valores médios estatisticamente iguais aos de S54. Assim, além de valores de pico, a discussão sobre as amplitudes de movimento articular para fases específicas de movimento pode contribuir para a análise do padrão.

Apesar de os movimentos articulares terem claramente uma configuração tridimensional, tanto em crianças normais como com dificuldades de locomoção (ÔUNPU *et al.*, 1991), mesmo diante das limitações da abordagem apresentada para a análise dos ângulos articulares neste estudo, é possível avaliar estas variáveis de maneira que estas contribuam para a compreensão do padrão, principalmente se os ângulos articulares forem combinados com outros dados da cinética.

4.1.3 Momentos articulares resultantes

Grandezas cinéticas fornecem uma oportunidade de se compreender as causas dos padrões observados. Forças de reação do solo e momentos articulares resultantes pertencem a esta categoria de grandezas biomecânicas. Particularmente, momentos e potências articulares têm contribuído também no âmbito da reabilitação para o diagnóstico de distúrbios locomotores em crianças e para a avaliação de procedimentos terapêuticos (ÔUNPUU *et al.*, 1996).

Os momentos para o tornozelo são descritos em relação ao sistema de coordenadas fixo ao pé e os do joelho em relação ao sistema de coordenadas fixo à perna. Inicialmente, os momentos serão apresentados em Nm/kg, caracterizando um procedimento de normalização pela massa de cada sujeito. Os momentos articulares também serão discutidos a partir de um segundo procedimento de normalização, que leva em conta a massa corporal e o comprimento do segmento inferior,

transformando-os em uma grandeza adimensional. Os resultados para as duas estratégias de normalização serão discutidos comparativamente. Estão plotados nos gráficos os momentos externos e a discussão é feita sobre o papel de grupos musculares predominantemente ativos a fim de, no mínimo, equilibrar os momentos externos.

A seguir, estão as curvas dos momentos resultantes nos planos sagital e frontal para S58 (FIGURA 48) e S54 (FIGURA 49).

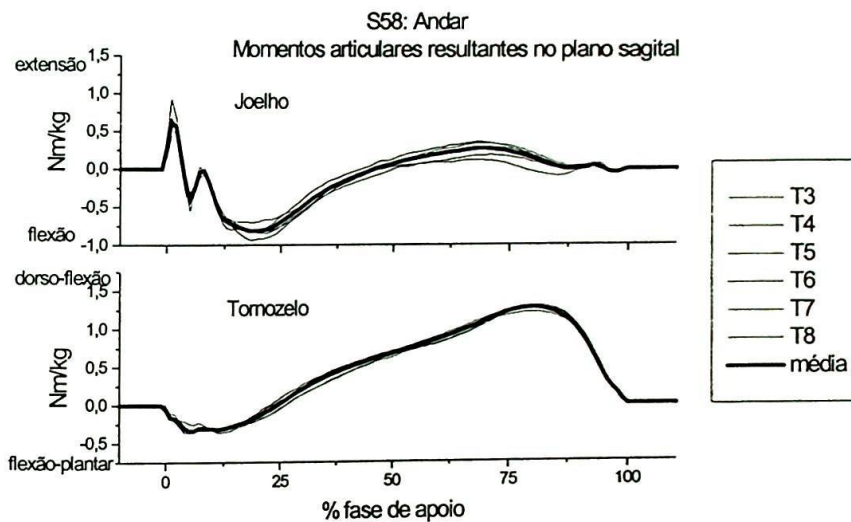


FIGURA 48 - Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para tornozelo e joelho no andar de S58.

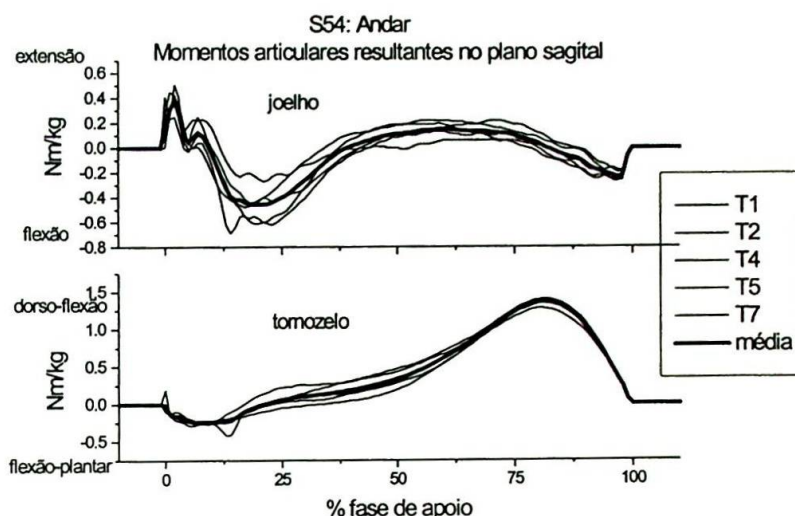


FIGURA 49 - Curvas individuais de cinco tentativas (T1-T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para tornozelo e joelho no andar de S54.

No plano sagital, os momentos para o tornozelo e o joelho apresentam algumas características bem consistentes, tanto para S58 (FIGURA 48), quanto para S54 (FIGURA 49), que serão discutidas a seguir.

Para o tornozelo, um pequeno momento flexor-plantar surge no contato inicial (MFP), devido à posição do vetor da força reação do solo que passa posteriormente ao centro da articulação talo-crural. Nesta fase, o grupo dos músculos dorso-flexores deve estar ativo para garantir um apoio progressivo da planta do pé sobre o solo, até o apoio plantar total. Como o tornozelo está realizando uma flexão-plantar nesta mesma fase (FIGURA 50), o momento interno dos dorso-flexores deve ter a função de desacelerar esta flexão-plantar, atuando excentricamente. O momento flexor-plantar é seguido por uma fase onde predomina um momento dorso-flexor, crescendo desde o apoio plantar total até atingir seu pico, próximo ao final da fase de apoio (MDF), durante a propulsão. O momento dorso-flexor é resultado da posição anterior do vetor força de reação do solo em relação ao tornozelo, tendendo a girar o segmento do pé no sentido de uma dorso-flexão. Esta dorso-flexão deve ser resistida pelos músculos flexores-plantares que, enquanto a planta do pé estiver em contato com o solo, realizam a translação da tibia e fíbula sobre o osso talus,

atuando excentricamente. A dorso-flexão do tornozelo nesta fase indica que os flexores-plantares exercem atividade excêntrica. À medida que o calcanhar perde o contato com o solo, fato que pode ser avaliado com a mudança de sentido de movimento do tornozelo de uma dorso-flexão para uma flexão-plantar, há um aumento da atividade muscular responsável pela geração de potência mecânica no tornozelo, com predomínio da atividade dos flexores-plantares (SUTHERLAND *et al.*, 1980). Este dado está em acordo com o pico do momento externo dorso-flexor que corresponde ao predomínio da atividade de flexores-plantares. A perda de contato com a plataforma resulta na redução gradual do momento dorso-flexor ao final do apoio. ÖUNPUU *et al.*, (1996) mostraram os perfis de produção e absorção de potência mecânica nas articulações durante o andar de crianças e seus dados reforçam a discussão feita acerca da atividade dos músculos no controle dos momentos externos e na produção de movimentos.

As relações entre as variações angulares e os momentos resultantes para o plano sagital, já discutidas para o tornozelo e discutidas a seguir para o joelho, podem ser avaliadas nas FIGURAS 50 e 51.

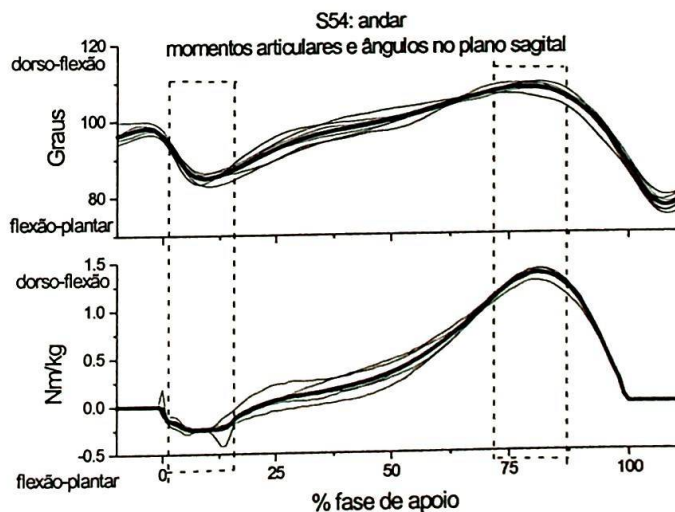


FIGURA 50 - Representação gráfica das curvas individuais e médias para o momento articular resultante e o ângulo do tornozelo no plano sagital para o andar.

No joelho, um momento resultante flexor atua na fase de acomodação do peso (MF). Este precisa ser controlado pelos músculos extensores do joelho, a fim de que não haja colapso do membro inferior em função da gravidade. Uma vez que há a flexão do joelho nesta fase (FIGURA 51), os extensores atuam excêntrica. A absorção de potência mecânica no joelho nesta fase (ÖUNPUU *et al.*, 1996) confirma a atividade excêntrica do grupo dos extensores do joelho. Na seqüência, à medida que o ponto de aplicação da força de reação do solo se transfere para a porção anterior do pé, o momento externo gradualmente passa a ser um momento extensor, que atinge o seu pico na fase de propulsão (ME), com predomínio da atividade do grupo de músculos flexores do joelho. Como ocorre uma extensão do joelho nesta fase, flexores atuam de forma excêntrica. ÖUNPUU *et al.* (1996) mostraram que nesta fase há uma geração de potência mecânica no joelho, porém, como é muito pequena a magnitude do momento extensor externo, seria interessante comparar a atividade eletromiográfica de flexores de joelho, necessária para o controle deste momento extensor externo, com a de extensores do joelho, necessária para a produção de energia para a progressão, a fim de se definir mais precisamente quem é o responsável pelo controle do movimento nesta fase. Não foi encontrada na literatura referência que discutisse a este respeito. À medida que se aproxima a fase de propulsão, inicia-se a flexão do joelho prévia à perda de contato com o solo. Em seguida, o momento externo passa a atuar no sentido de provocar uma flexão do joelho, porém, a gradual redução do momento externo nesta fase está mais associada à perda de contato com o solo.

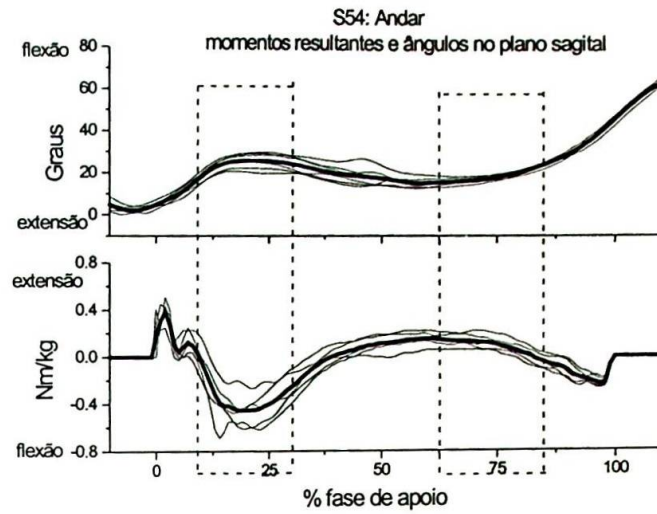


FIGURA 51 - Representação gráfica das curvas individuais e médias para o momento articular resultante e o ângulo do joelho no plano sagital para o andar.

Serão apresentadas as magnitudes relativas e os tempos de pico para variáveis selecionadas para os momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho (TABELAS 15, 16, 17 e 18).

Os momentos no plano sagital para o tornozelo para a variável MDF são em média de $1,3 \pm 0,01$ Nm/kg para S58 e de $1,4 \pm 0,1$ Nm/kg para S54. ÖUNPUU (1990) reporta curvas e dados individuais para crianças durante o andar e seus resultados médios para MDF foram de 1,14 Nm/kg. Para MFP os valores do presente estudo estiveram em torno de $0,36 \pm 0,01$ Nm/kg para S58 e de $0,54 \pm 0,62$ Nm/kg para S54. ÖUNPUU (1990) obteve valores médios para MFP de 0,13 Nm/kg.

Para o joelho, os valores médios para ME foram de $0,27 \pm 0,11$ Nm/kg para S58 e de $0,16 \pm 0,06$ Nm/kg para S54. No estudo já citado acima, a autora relata valores para ME de 0,36 Nm/kg para as crianças estudadas. Para MF, os valores foram de $0,82 \pm 0,10$ Nm/kg para S58 e de $0,59 \pm 0,28$ para S54, enquanto ÖUNPUU (1990) apresenta valores médio de 0,47 Nm/kg para os momentos flexores de joelho na fase de apoio do andar. Estas magnitudes, apesar de estatisticamente diferentes, sugerem resultados semelhantes entre o adulto e a criança e existe boa concordância com os valores numéricos apresentados no estudo de ÖUNPUU (1990). Os resultados para os coeficientes de variação, mostrados adiante, sugerem

que apesar de semelhanças entre as magnitudes, a variabilidade média das curvas parece um melhor fator descritor das curvas dinâmicas para as crianças deste estudo.

TABELA 15 - Magnitudes dos momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S58 (N=6).

S58: Momentos articulares resultantes (Nm/kg)								
	Tornozelo				Joelho			
	Sagital		Frontal		Sagital		Frontal	
	MDF	MFP	MS	MP	ME	MF	MA max	MA min
p0f3	1,3	0,36	0,18	0,02	0,16	0,70	0,89	0,44
p0f4	1,2	0,36	0,23	0,06	0,12	0,84	0,96	0,49
p0f5	1,3	0,36	0,23	0,03	0,36	0,80	0,94	0,48
p0f6	1,3	0,35	0,22	0,01	0,34	0,93	1,05	0,47
p0f7	1,3	0,34	0,19	0,02	0,29	0,82	0,93	0,44
p0f8	1,3	0,36	0,23	0,03	0,36	0,80	0,94	0,48
Média	1,3	0,36	0,21	0,02	0,27	0,82	0,95	0,47
Desvio Padrão	0,03	0,01	0,02	0,03	0,11	0,10	0,05	0,02

Os valores médios para os tempos de pico das variáveis acima são: para MDF em torno de $80 \pm 0,89\%$ em S58 e de $78 \pm 1,4\%$ para S54; para MFP são de $6,3 \pm 2,3\%$ para S58 e de $14 \pm 3\%$ para S54. Para os momentos sagitais no joelho, os valores são de: para ME em torno de $69 \pm 1,9\%$ para S58 e de $60 \pm 5,6\%$ para S54 e para MF de $19 \pm 1,5\%$ para S58 e de $21 \pm 3,5\%$ para S54. Estes resultados quanto à distribuição temporal das variáveis selecionadas para os momentos resultantes estão em geral de acordo com o relatado em outros estudos (ÖUNPUU *et al.*, 1991; WINTER, 1991). Nota-se uma antecipação do momento flexor-plantar para S58, com grande amplitude de variação, o que precisa ser avaliado nas curvas individuais.

TABELA 18 - Tempos de pico para os momentos dorso-flexor (MDF), flexor-plantar (MFP), supinador (MS) e pronador (MP) para o tornozelo e extensor (ME), flexor (MF), abductor máximo e mínimo para o joelho durante o andar para S54 (N=6).

	S54: Tempos de pico (% fase de apoio)							
	Tornozelo				Joelho			
	Sagital		Frontal		Sagital		Frontal	
	MDF	MFP	MS	MP	ME	MF	MA max	MA min
p0f1	77	10	11	80	56	24	25	48
p0f2	78	11	15	78	69	23	24	54
p0f4	779	14	18	74	58	22	23	53
p0f5	78	18	18	77	58	18	24	52
p0f6	81	15	15	78	54	16	20	52
p0f7	78	14	19	72	64	25	25	42
Média	78	14	16	76	60	21	23	50
Desvio Padrão	1,4	3	3,2	3,1	5,6	3,5	3,3	4,5

Em relação aos momentos no plano frontal, é preciso que se discuta as limitações deste modelo antes que se faça quaisquer análises de suas magnitudes e tempos de pico. Quando os eixos X, Y e Z definidos para o sistema de coordenadas fixas à perna não coincidirem com os eixos do sistema de coordenadas globais, definido a partir da plataforma de força, é difícil se fazer considerações sobre os efeitos das forças de reação do solo sobre os segmentos corporais estudados. Isto ocorre sempre que o sujeito fizer um apoio oblíquo sobre plataforma, de maneira que os eixos anatômicos internos não sejam mais paralelos aos eixos da plataforma. Além disso, a magnitude dos momentos no plano frontal é em geral menor que a magnitude dos momentos no plano sagital e, conseqüentemente, qualquer desvio do sistema de coordenadas internas pode levar a grandes erros para este plano. Uma vez que a maneira como foi realizado o apoio sobre a plataforma não foi controlada, os resultados para o plano frontal precisam ser considerados com cautela.

Valores máximos e tempos de pico são muito variáveis intra e inter-sujeitos, portanto não será feita discussão sobre os valores quantitativos.

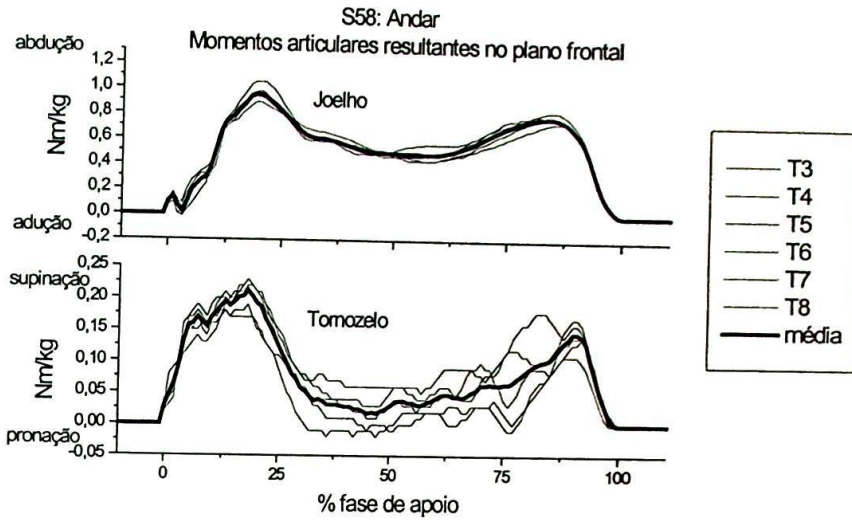


FIGURA 52 - Curvas individuais de seis tentativas (T3-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para tornozelo e joelho no andar de S58.

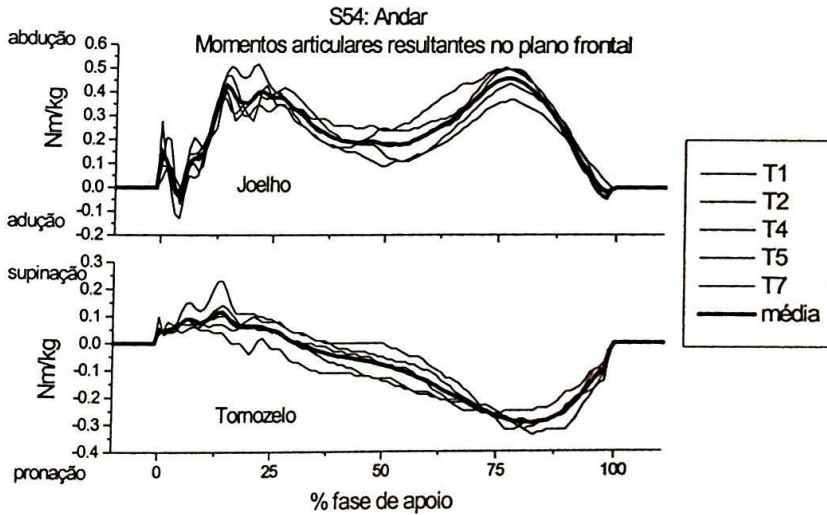


FIGURA 53 - Curvas individuais de cinco tentativas (T1-T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para tornozelo e joelho no andar de S54.

Como pode ser observado nas FIGURAS 52 e 53, os momentos no plano frontal para o joelho apresentam padrões semelhantes entre S58 e S54. Entretanto, há claras diferenças de padrão para o tornozelo entre estes dois sujeitos. GLITSCH

(1992) apresentou também padrões de momentos no plano frontal visivelmente distintos para diferentes sujeitos e curvas apresentadas por DAVID (2000) parecem bem diferentes, mesmo entre os lados direito e esquerdo. Considerando-se a baixa magnitude dos momentos resultantes no plano frontal para o tornozelo, parece prudente discutir apenas seu padrão geral. Uma vez que as curvas dos demais sujeitos avaliados se assemelham à curva de S54, a discussão sobre o padrão do momento no plano frontal será feita com base nos dados de S54. Exemplarmente, a FIGURA 54 apresenta os resultados para outros dois sujeitos (S52 e S53) quanto aos padrões das curvas para os momentos articulares resultantes no plano frontal.

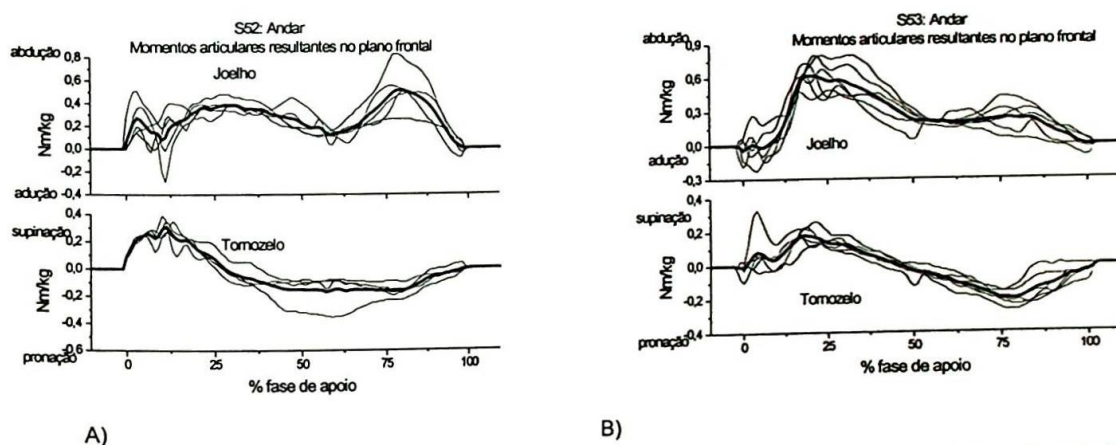


FIGURA 54 - Curvas individuais e médias para os momentos no plano frontal para o tornozelo e joelho durante o andar para os sujeitos S52 (A) e S53 (B).

Poucos estudos relatam os padrões dos momentos no plano frontal no andar de crianças. ÖUNPUU *et al.*, (1991, 1996) descrevem apenas os momentos no plano sagital e os dados de DAVID (2000) foram os únicos encontrados na literatura. Porém, mesmo os resultados desta autora parecem de difícil comparação, uma vez que não são apresentadas curvas individuais e sim agrupadas por faixa etária.

Enquanto os momentos no plano sagital refletem mais o caráter propulsor do movimento e serem principalmente controlados pelos desenvolvidos grupos musculares ao redor das articulações dos membros inferiores, os momentos no plano frontal e transversal, este último não analisado aqui, precisam ser sustentados pelas estruturas passivas do aparelho locomotor, devido à ausência de grupos músculos especializados. Neste sentido, momentos no plano frontal podem ser considerados como uma sobrecarga que não contribui diretamente para a locomoção, mas muito

provavelmente para a estabilidade das articulações e para a regulação do equilíbrio.

Durante a fase de apoio do andar, o arco longitudinal do pé é achatado pelas sobrecargas, ocorrendo uma pronação a partir do antepé. Quando este arco é acentuado, ocorre uma supinação. A amplitude destes movimentos depende da rigidez ligamentar e da segurança da musculatura que resiste a eles. Esta amplitude poderia ser avaliada pela variação dos ângulos de pronação e supinação. Porém, GLITSCH (1992) e KRABBE (1994) mostraram que o ângulo máximo de pronação no início do apoio não é um bom indicador de sobrecargas neste plano de movimento, pois este não está associado a valores elevados dos momentos no plano frontal para o tornozelo. Como pode ser visto na FIGURA 53, o momento máximo de pronação ocorre no último terço do apoio e este resultado foi consistente entre os sujeitos avaliados. As variações angulares no plano frontal para o tornozelo e joelho não foram avaliados neste estudo.

A supinação no início do apoio (MS) indica que o vetor da força de reação do solo passa medialmente ao centro articular do tornozelo, tendendo a supinar esta articulação e a sobrecarregá-la em sua porção lateral. Este momento precisa ser resistido pelos tendões de músculos e ligamentos que cruzam a porção lateral do pé, como dos pronadores (M. perônio e M. extensor longo dos dedos) e principalmente pelos ligamentos laterais que interligam os ossos do pé. Ao final do apoio, o ponto de aplicação da força de reação do solo encontra-se lateralmente ao eixo do tornozelo e passa a exercer uma influência sobre o tornozelo no sentido de uma pronação. Esta pronação precisa ser resistida, por sua vez, por tendões dos músculos que cruzam a porção medial da articulação do tornozelo, supinadores como o M. tríceps sural e ligamentos mediais. Como o M. tríceps sural é um músculo bastante desenvolvido, este deve exercer papel importante no controle do momento pronador externo. Corredores de longa distância experimentam rompimentos de ligamentos com maior freqüência na porção lateral do tornozelo e não na porção medial, sugerindo que o M. tríceps sural deva auxiliar na resistência à pronação na fase de apoio.

Para o joelho, pode-se dizer que os momentos articulares resultantes atuam no sentido de produzir uma abdução desta articulação, que precisa ser resistida por tendões de músculos que cruzam a porção lateral do joelho, como M. poplíteo e M. bíceps femoral e ligamentos laterais. Uma vez que o cálculo deste momento é feito

pelo produto da força reação do solo e sua distância ao centro articular, os momentos no plano frontal do joelho são altamente influenciáveis por desvios no plano frontal da arquitetura dos membros inferiores. Assim, desvios no plano frontal como joelho varo, onde o eixo do joelho é desviado lateralmente da linha de gravidade, ou valgo, desvio medial do eixo do joelho, em muito influenciam os resultados dos momentos neste plano para o modelo utilizado. Esta distribuição desigual das sobrecargas sobre o joelho, avaliadas através de cálculos de momentos, tem sido usada para se identificar a influência de maus alinhamentos dos eixos mecânicos dos joelhos sobre as sobrecargas dinâmicas e as degenerações ósseas (DAVIDS *et al.*, 1996b, HURWITZ *et al.*, 1998). Apesar do alinhamento dos membros inferiores não ter sido avaliado nas crianças que participaram deste estudo, sabe-se que aos seis anos de idade pode existir um certo grau de alinhamento valgo, considerado fisiológico (vide FIGURA 9). No entanto, a tendência para um momento articular resultante no sentido de uma abdução é consistente entre as crianças deste estudo.

Como já pode ser avaliado pelas curvas dos momentos articulares resultantes apresentadas até agora, existe uma alta variabilidade entre as tentativas de cada sujeito. A maior variabilidade das grandezas cinéticas em comparação com as da cinemática é uma característica importante do sistema motor, pois possibilita que para um mesmo padrão cinemático exista uma variedade de combinações possíveis para os momentos articulares (WINTER, 1984). A variabilidade típica do comportamento resulta da redundância do sistema motor, que confere um caráter flexível e adaptável aos padrões de movimento (BERNSTEIN, 1967).

A variabilidade dos momentos articulares resultantes no plano sagital e frontal para o tornozelo e joelho está apresentada na TABELA 19.

TABELA 19 - Coefficientes de variação para os momentos articulares resultantes.

Sujeitos	Coefficientes de variação (%)			
	Tornozelo frontal	Tornozelo Sagital	Joelho frontal	Joelho sagital
S50	90	192	54	255
S51	84	67	90	190
S52	88	237	53	195
S53	82	145	84	171
S54	33	109	21	58
S55	55	91	61	252
S58	36	37	150	32

As variabilidades no plano sagital estão entre 37% e 237% para o tornozelo e entre 32% e 255% para o joelho. No plano frontal, os valores estão entre 33% e 90% para o tornozelo e entre 21% e 150% para o joelho. Mais uma vez, a análise destes coeficientes de variação só pode ser feita para cada sujeito individualmente, pois um agrupamento dos resultados dos diferentes sujeitos não permitiria uma discussão dos padrões de movimento.

Os resultados para os coeficientes de variação serão discutidos com base nos dados apresentados por WINTER (1991) para diferentes tentativas realizadas por um sujeito em um mesmo dia. Assim, só poderão se comparados os coeficientes de variação para os momentos no plano sagital.

WINTER (1991) apresenta um CV para o tornozelo de 16%, enquanto os resultados deste estudo são claramente superiores, com o menor valor de CV registrado por S58 (adulto) de 37%. Para o joelho, este autor reporta um de CV 37%, o que está próximo aos 32% reportados para S58. Todos os resultados para os CV das crianças estão acima dos reportados para adultos. Não foram encontrados na literatura dados sobre o CV para os momentos resultantes no plano frontal. As FIGURA 55 e 56 ilustram os padrões gerais para as variabilidades dos momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho para o andar.

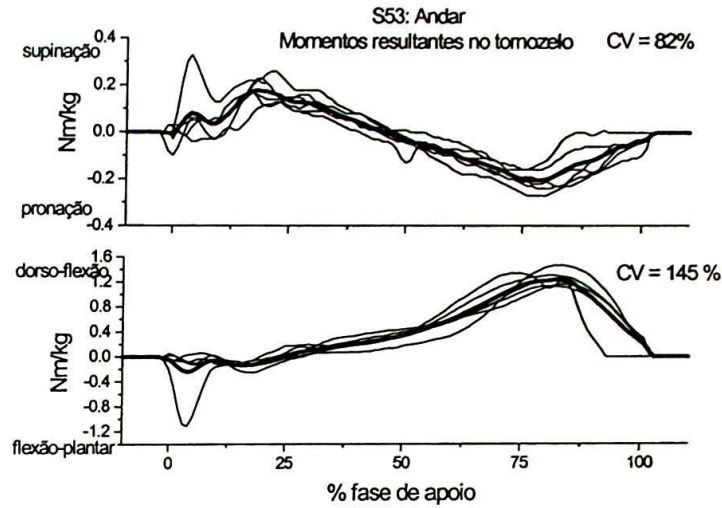


FIGURA 55 - Variabilidades dos momentos articulares resultantes no tornozelo para os planos sagital e frontal no andar de S53.

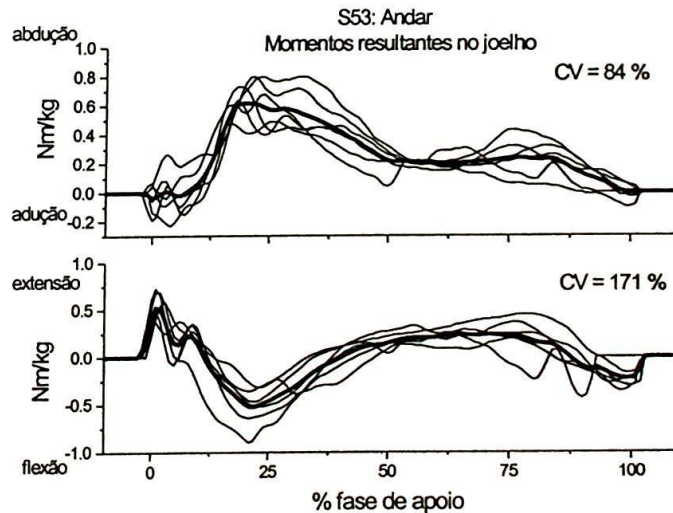


FIGURA 56 - Variabilidades dos momentos articulares resultantes no joelho para os planos sagital e frontal no andar de S53.

Os padrões de variabilidade apresentados nas figuras anteriores se repetiu entre as crianças que participaram deste estudo. Assim, os momentos articulares resultantes são grandezas muito variáveis e, como tais, merecem ser analisados em termos de tentativas individuais, a menos que já se tenha a disposição um conjunto de dados normativos relativos aos mesmos sujeitos.

4.2 Correr

As apresentações e análises de dados para o correr seguirão a mesma organização da utilizada para o andar.

4.2.1 Forças de reação do solo

As três componentes das forças de reação do solo para o correr de S54 e S58 estão apresentadas nas FIGURAS 57 e 58, a fim de se verificar as semelhanças entre as magnitudes relativas das curvas. Não será feita uma comparação entre o andar e o correr, mas entre o correr para os diferentes sujeitos participantes.

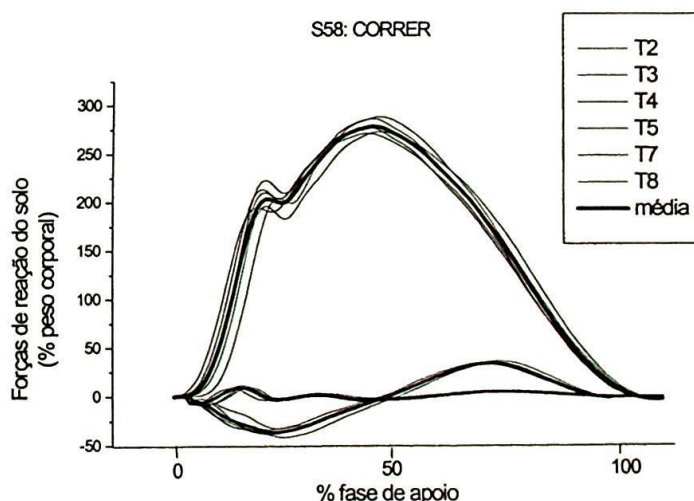


FIGURA 57 - Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para o adulto (S58).

Para S54 e as demais crianças as curvas para as três componentes da força de reação do solo mantêm as características típicas da corrida, já bem reportadas na literatura (CAVANAGH & LAFORTUNE, 1980; FORTNEY, 1983; ÖUNPUU, 1990).

Neste estudo, a corrida caracteriza-se por uma corrida lenta, do tipo trote, com o apoio inicial realizado preferencialmente com o calcanhar. Esta técnica de corrida pode ser reconhecida nos gráficos das componentes verticais das forças

reação do solo pela presença de um pico passivo antes do pico máximo e pela amplitude da flexão-plantar do tornozelo na mesma fase do movimento.

Na FIGURA 58 pode-se observar as curvas para as três componentes da força de reação do solo para o correr de S54.

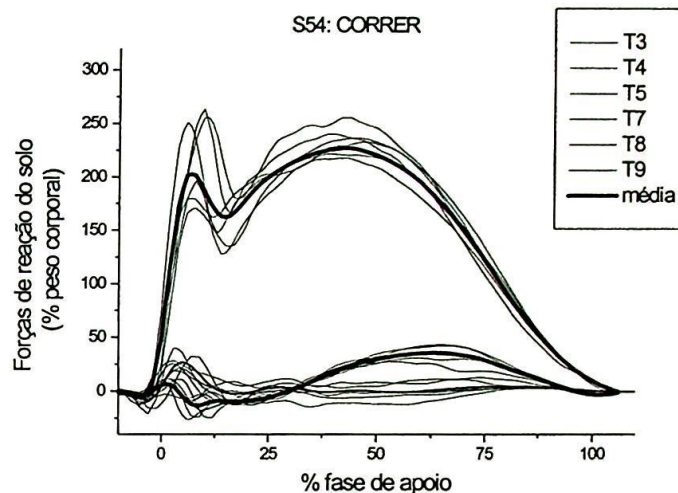


FIGURA 58 - Curvas individuais de seis tentativas (T3-T9) e curvas médias para as três componentes da força de reação do solo para uma criança (S54).

No correr, a componente vertical caracteristicamente substitui o padrão de dois picos do andar para uma pequena componente passiva nos primeiros 10-15% do apoio e uma maior força ativa ou propulsora a aproximadamente 50% do apoio. Este pico passivo será discutido com a variável da taxa de crescimento da força vertical (TC Fy).

A semelhança entre os padrões de S58 e S54 pode ser avaliada conjuntamente às diferenças entre as magnitudes relativas e distribuição temporal dos picos. As magnitudes para as variáveis selecionadas e seus tempos de pico estão nas tabelas a seguir (TABELAS 20 a 25).

As magnitudes médias para Fymax foram significativamente diferentes entre S58 ($277 \pm 5,54$ % PC) e S54 ($235 \pm 13,7$ % PC), porém não houve diferenças nos tempos de pico, sendo $43 \pm 1,6$ % e $44 \pm 2,9$ % para S58 e S54 respectivamente.

A componente ântero-posterior reflete a ação frenadora e propulsora do corpo em relação ao sentido do deslocamento. Para Fxmax, S58 apresentou valores

médios de $35,2 \pm 1,39$ % PC e S54 de $35,4 \pm 4,14$ % PC. Por outro lado, os valores mínimos para esta componente (F_{xmin}) são bem mais distintos entre os dois sujeitos, com S54 apresentando valores médios de $19,7 \pm 7,70$ % PC e S58 de $35,1 \pm 2,78$ % PC.

BERNSTEIN (1967) já afirmava que as curvas de aceleração no sentido ântero-posterior do corpo distinguem-se mais tarde no desenvolvimento do correr se comparadas às curvas verticais, fato que foi mais tarde confirmado por FORTNEY (1983), sugerindo que esta componente tenha uma função no ajuste fino do movimento.

É interessante notar que a componente ântero-posterior também surge com um "pico passivo" nos primeiros 10% do apoio, mas não foram encontradas referências na literatura discutindo a este respeito. Aparentemente, o "pico passivo" na componente ântero-posterior indica que o sujeito está freando seu movimento. ÖUNPUU (1990) apresenta um gráfico onde esta característica pode ser claramente identificada, porém apenas comenta que as magnitudes para F_x variam entre mais ou menos 20% do peso corporal no correr.

TABELA 20 - Magnitudes das variáveis seleccionadas das componentes vertical (F_y), ântero-posterior (F_x) e médio-lateral (F_z) da força de reação do solo para o correr de S58 (N=6).

S58 – CORRER: variáveis da força de reação do solo					
(% peso corporal)					
tentativas	F _y max	F _x min	F _x max	F _z min	F _z max
p1f1	275	31,9	36,3	5,45	10,8
p1f2	277	33,6	32,9	5,81	12,3
p1f3	287	36,1	34,5	7,80	11,8
p1f4	274	32,7	36,8	9,00	9,7
p1f7	278	38,4	34,9	6,90	10,5
p1f8	272	38	35,5	7,80	8,7
Média	277	35,1	35,2	7,13	10,6
Desvio	5,54	2,78	1,39	1,34	1,33
Padrão					

Em geral, assume-se que a proporcionalidade entre as fases de frenação (intervalo de tempo até se atingir F_{xmin}) e aceleração (intervalo de tempo entre F_{xmin} e F_{xmax}) seja um indicador de uma locomoção econômica, onde não há perdas e nem ganhos em velocidade entre estas fases do movimento. A FIGURA 59 mostra que esta proporcionalidade está presente em S58, porém o mesmo não ocorre para S54. Este fato também pode ser avaliado pelas diferenças entre os valores de pico de F_{xmin} e F_{xmax} . F_{xmin} foi consistentemente menor que F_{xmax} entre as tentativas de S54, o mesmo acontecendo com as demais crianças, sendo o padrão da curva para S54 apresentado na FIGURA 59 também representativo para as outras cinco crianças avaliadas. Entretanto, seria preciso considerar se houve variação de velocidade de deslocamento para que se pudesse concluir a respeito da não-proporcionalidade das curvas infantis.

A pouca proporcionalidade entre as forças ântero-posteriores pode indicar dificuldades na fase de frenação do movimento no sentido da gravidade no início do apoio. A prevenção deste colapso contra a ação da gravidade já foi demonstrada como sendo tarefa dos receptores de Golgi dos músculos extensores dos membros inferiores, pois estes possuem uma função anti-gravitacional (DIETZ *et al.*, 1992). Pode-se ainda questionar quando este mecanismo perceptivo está completo em termos do desenvolvimento do indivíduo e, assim, sugerir a necessidade de uma melhor codificação do ambiente atuando no controle dos movimentos, como já discutido por BERNSTEIN (1967).

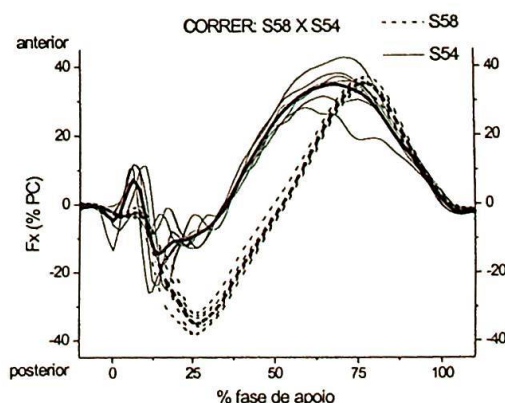


FIGURA 59 - Comparação entre as componentes ântero-posteriores (F_x) das forças de reação do solo para o correr de S58 (adulto) e S54 (criança).

Em relação aos tempos de pico, S54 tendeu a antecipar os picos, tanto para $F_{x\min}$ ($22 \pm 3,2\%$), quanto para $F_{x\max}$ ($64 \pm 4,4\%$), comparativamente a S58 com $29 \pm 1,2\%$ para $F_{x\min}$ e $75 \pm 1,7\%$ para $F_{x\max}$.

Para a componente médio-lateral, os valores mínimos ($F_{z\min}$) estiveram em torno de $7,13 \pm 1,34\%$ PC e máximos de $10,6 \pm 1,33\%$ PC para S58. Por outro lado, S54 obteve valores consistentemente maiores para $F_{z\max}$, $29,7 \pm 12,3\%$ PC, enquanto que para $F_{z\min}$ os valores de S54, $10,3 \pm 10,9\%$ PC, são equivalentes aos de S58, porém muito variáveis. A fase de acomodação do peso no correr deve produzir instabilidades nas articulações dos membros inferiores e estas instabilidades são mais perceptíveis nas componentes horizontais da força de reação do solo. Para os tempos de pico, S54 obteve para $F_{z\max}$ valores médios de $17 \pm 2,0\%$ e para $F_{z\min}$ de $37 \pm 16\%$; S58 apresentou, por sua vez, valores médios de tempo de pico ao redor de $22 \pm 1,2\%$ para $F_{z\max}$ e $7,0 \pm 1,3\%$ para $F_{z\min}$. Apesar da componente médio-lateral ter em geral uma magnitude em torno dos 10%, baixa se comparada às outras duas, os valores aumentados de $F_{z\max}$ para S54 (também presentes em S52 e S51, na FIGURA 4), ocorrendo na fase de acomodação do peso, podem indicar limitações no controle do que ocorre no plano frontal de movimento, principalmente em se considerando que não há estruturas musculares especializadas neste movimento e esta deva ser tarefa do aparelho locomotor passivo, que pode ainda estar limitado para algumas crianças.

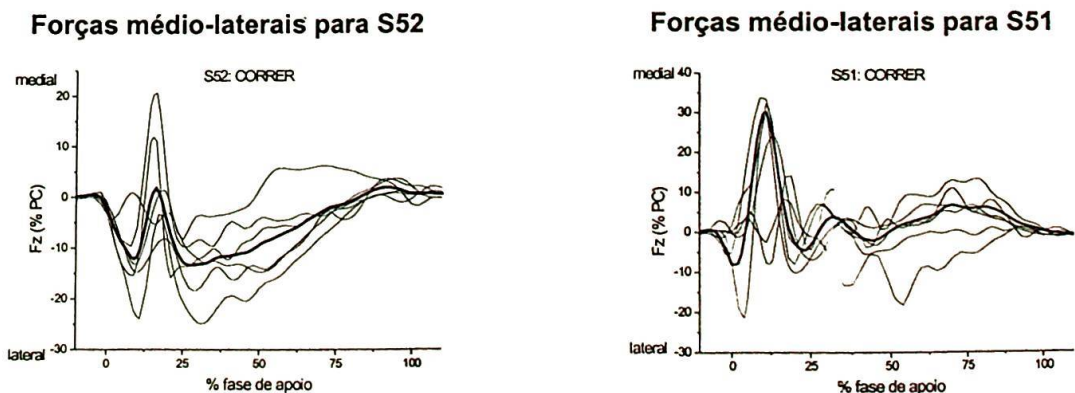


FIGURA 60 - Comportamento da curva médio-lateral (F_z) para S52 e S51 no correr. Estão representadas seis curvas individuais e as curvas médias. Destacam-se aos valores aumentados para $F_{z\max}$ na fase de acomodação do peso.

Uma rara exceção é o estudo de ENGSBERG *et al.* (1993) que reporta as magnitudes e as curvas médio-laterais do correr em crianças normais e amputadas, destas para a perna não afetada e para a afetada e discute os padrões encontrados em relação à função de próteses. Os valores de Fz para as crianças normais estiveram entre $14 \pm 0,11\%$ PC tanto para Fzmin, quanto para Fzmax, sendo que a velocidade de deslocamento foi controlada e fixada em 2,0 m/s, com uma variação permitida de até 10%.

A seguir estão as tabelas com os tempos de contato, taxas de crescimento de Fy, impulsos verticais relativos, velocidades de deslocamentos e os tempos de pico das variáveis selecionadas da força de reação do solo para S58.

TABELA 21 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de Fy (TC Fy), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidades de deslocamentos para seis tentativas do correr (S58).

Tentativas	Δt (ms)	Velocidad e (m/s)	TC Fy (PC/s)	Imp_y (%)
p1f1	0,212	4,4	62,6	167
p1f2	0,224	4,1	70,0	169
p1f3	0,204	4,5	61,6	178
p1f4	0,210	4,5	60,3	170
p1f7	0,212	4,2	62,1	172
p1f8	0,212	4,4	57,3	168
Média	0,212	4,4	62,3	171
Desvio Padrão	0,01	0,2	4,22	4,0

TABELA 22 - Valores para o tempo de pico das variáveis selecionadas da força de reação do solo em seis tentativas do correr (S58).

S58 – Correr: tempos de pico (% fase de apoio)					
Tentativas	Fy max	Fx min	Fx max	Fz min	Fz max
p1f1	44	29	75	5,0	21
p1f2	43	29	75	6,0	21
p1f3	45	31	77	8,0	23
p1f4	44	31	77	9,0	23
p1f7	42	30	75	7,0	21
p1f8	41	28	73	8,0	20
0					
Média	43	29	75	7,0	22
Desvio	1,6	1,2	1,7	1,3	1,2
Padrão					

Nas tabelas seguintes têm-se os valores para as magnitudes e tempos de pico das variáveis selecionadas da força de reação do solo para as seis tentativas do correr de S54.

TABELA 23 - Magnitudes das variáveis selecionadas das componentes vertical (Fy), ântero-posterior (Fx) e médio-lateral (Fz) da força de reação do solo para o correr de S54 (N=6).

S54 – CORRER: variáveis da força de reação do solo (% peso corporal)					
Tentativas	Fy max	Fx min	Fx max	Fz min	Fz max
p1f3	237	18,3	35,6	6,27	18,9
p1f4	219	27,5	37,9	12,2	26,3
p1f5	234	9,30	42,5	4,20	30,0
p1f7	257	25,9	31,3	3,44	21,3
p1f8	222	12,1	37,0	31,5	53,3
p1f9	241	25,0	28,0	3,9	28,6
Média	235	19,7	35,4	10,3	29,7
Desvio Padrão	13,7	7,70	5,14	10,9	12,3

TABELA 24 - Tempos de contato (Δt), taxas de crescimento de F_y (TC F_y), impulsos verticais relativos (Imp_y) e velocidades de deslocamentos para seis tentativas do correr (S54).

Tentativas	Δt (ms)	Velocidade (m/s)	TC F_y (PC/s)	Imp_y
p1f3	0,252	3,3	107	160
p1f4	0,284	3,5	210	161
p1f5	0,240	2,8	123	162
p1f7	0,236	3,5	129	178
p1f8	0,248	3,5	150	162
p1f9	0,252	3,2	134	168
Média	0,250	3,3	142	165
Desvio	0,017	0,25	36,1	6,88
Padrão				

TABELA 25 - Tempos de pico das variáveis selecionadas das componentes vertical (F_y), ântero-posterior (F_x) e médio-lateral (F_z) da força de reação do solo para o correr de S54 (N=6).

S54: CORRER - Tempos de pico (% fase de apoio)					
Tentativas	F_y max	F_x min	F_x max	F_z min	F_z max
p1f3	48	22	68	48	17
p1f4	44	18	65	59	15
p1f5	48	20	68	30	17
p1f7	44	22	61	31	17
p1f8	42	27	66	15	21
p1f9	41	21	57	43	16
Média	44	22	64	37	17
Desvio Padrão	2,9	3,2	4,4	16	2,0

Uma variável que precisa ser comentada é a da taxa de crescimento de F_y (TC F_y). Em relação a TC F_y , S58 apresentou valores médios de $62,3 \pm 4,22$ PC/s,

bem inferiores aos de S54, com uma média de $142 \pm 36,1$ PC/s. Esta variável é de grande importância para o correr, pois representa a intensidade da sobrecarga que precisa ser assimilada pelo aparelho locomotor passivo, por ocorrer em um curto intervalo de tempo. A taxa de crescimento da força vertical é aproximadamente duas vezes maior para S54 comparada à de S58, esta tendência de valores maiores nas crianças para TC Fy se reproduziu para os demais sujeitos, exceto para S50. Valores aumentados para TC Fy estão associados à técnica de corrida com o apoio inicial realizado com o calcanhar (KRABBE, 1994), quando comparada à técnica do apoio realizado com a porção dos metatarsos, a partir da mesma velocidade de deslocamento. Nos resultados infantis pode-se observar que os valores mais altos para TC Ty, estão associados aos menores valores de Fymax. Por outro lado, S50 apresentou altos valores médios para Fymax ($283 \pm 23,5\%$ PC) e o menor valor dentre as crianças para TC Fy ($58,6 \pm 17,7$ PC/s), o que caracteriza uma corrida cujo apoio inicial é realizado preferencialmente com os metatarsos. Este comportamento, além de poder ser avaliado a partir da relação entre as variáveis Fymax e TC Fy, também fica evidente quando se compara as curvas para a componente vertical de S50 com as das demais crianças (FIGURA 61).

Na FIGURA 61, percebe-se para S50 pequenos picos passivos, porém altas magnitudes em média para Fymax. Já S53 apresenta um comportamento bem diferente, com altos picos passivos e uma média menor para Fymax.

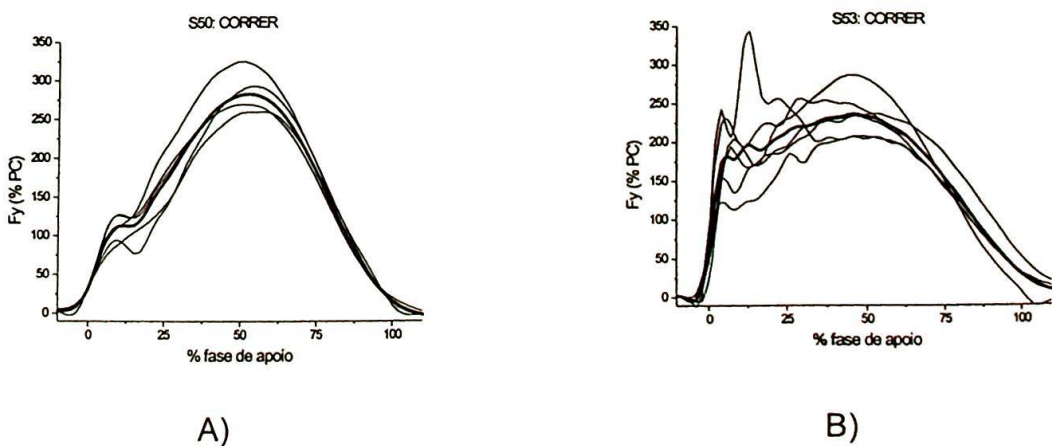


FIGURA 61 - Curvas individuais e médias para Fy no correr de S50 (A) e S53 (B).

Os comportamentos das curvas acima podem ser explicados pelo emprego de técnicas diferentes de movimento. S50 deve realizar a corrida com o apoio inicial feito preferencialmente com a porção dos metatarsos e não com o calcanhar, ao contrário de S53. Sendo assim, S50 tem a possibilidade de realizar uma pequena dorso-flexão do tornozelo logo após o toque com o solo, permitindo que o sujeito aumente o tempo necessário para o crescimento de F_y . Este comportamento pode ser evidenciado pela trajetória do centro de pressão na corrida feita com o apoio sobre os metatarsos: o deslocamento do centro de pressão sobre a planta do pé inicia-se na borda lateral dos metatarsos e progride posteriormente até o calcanhar fazer contato com o solo, para o caso da corrida lenta, movendo-se, então, rapidamente para a região dos metatarsos, onde permanece durante a maior parte do apoio. Para a corrida com apoio realizado com o calcanhar, o centro de pressão se move desde a borda lateral da planta do pé, através desta até o centro da região metatarsiana, onde permanece por dois terços da fase de apoio (ÖUNPUU, 1990). A discussão das diferenças entre as técnicas de corrida em termos dos efeitos sobre as sobrecargas que atingem o aparelho locomotor será feita quando as curvas dos momentos articulares resultantes forem apresentadas.

Em relação às variabilidades das forças de reação do solo para o correr, a TABELA 26 apresenta os resultados obtidos.

TABELA 26 - Coefficientes de variação para as componentes vertical (F_y), ântero-posterior (F_x) e médio-lateral (F_z) da força de reação do solo no correr.

Sujeitos	Coeficiente de variação (%)		
	F_x	F_y	F_z
S50	104	43,0	163
S51	89,0	36,0	237
S52	148	77,0	202
S53	89,0	47,0	255
S54	55,0	32,0	246
S55	86,0	35,0	69,0
S58	21,0	8,60	69,0

Nota-se que os CV para S58 foram os menores entre os participantes do estudo. A componente vertical é a com o menor CV dentre as três componentes da força de reação do solo, o que também já foi observado por outros estudos (DAVID, 2000; WINTER, 1991, para o andar). Devido à alta variabilidade presente nas curvas das crianças, pode-se considerar que os padrões das forças de reação do solo também devam ser avaliados individualmente, uma vez que há uma alta variabilidade intra-sujeito e esta parece ser uma característica consistente entre as crianças que participaram deste estudo.

Poder-se-ia especular se haveria uma tendência desenvolvimentista para a redução destas variabilidades. Comparando-se os resultados do adulto (S58) com os das crianças, é possível fazer tal sugestão. No entanto, as grandezas cinéticas mostram um comportamento muito individualizado e somente um estudo com uma abordagem horizontal, que acompanhasse os mesmos sujeitos durante o seu desenvolvimento motor, seria capaz de revelar uma tendência deste tipo. DAVID (2000) avaliou transversalmente grupos de crianças em diferentes faixas etárias e não encontrou nenhuma tendência de redução dos CV em função da idade.

Os altos CV para F_z podem justificar em parte a falta de discussão desta variável nos estudos biomecânicos da locomoção: a dificuldade de se definir um padrão típico para F_z e sua baixa magnitude relativa tornam-na menos importante em uma análise de marcha que vise identificar um certo padrão que seja consistente entre a maioria dos indivíduos. No entanto, sua importância na locomoção normal precisa ser mais discutida, por exemplo, através da análise e comparação da função de F_z na marcha atlética ou na de indivíduos portadores de distúrbios que venham a comprometer exatamente os movimentos no plano frontal.

4.2.2 Variações angulares

Os padrões de variações angulares para tornozelo e joelho no plano sagital seguem os relatados no estudo de ÖUNPUU *et al.* (1991) sobre o correr em crianças.

O padrão para o tornozelo muito se assemelha ao do andar, com uma flexão-

plantar no início do apoio que rapidamente passa para uma dorso-flexão. Já a fase de extensão do joelho no apoio médio do andar não está presente no correr. As FIGURAS 62 e 63 apresentam as curvas para as variações angulares de joelho e tornozelo obtidas durante o correr de S58 e S54.

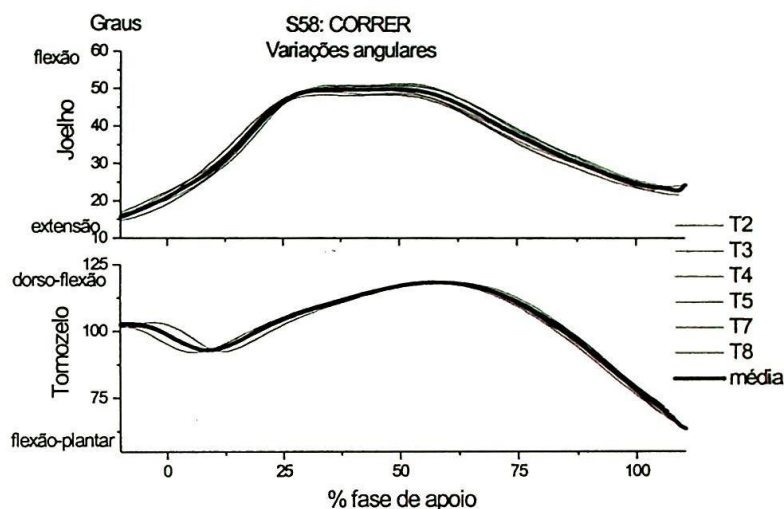


FIGURA 62 - Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano sagital para S58 no correr.

Assim como foi feito para o andar, a variável do ângulo mínimo do joelho (J-min) corresponde ao ângulo em que se encontra o joelho no instante do contato com o solo, portanto seus valores para o tempo de pico correspondem a zero por cento do apoio, assim, não constam das tabelas respectivas.

As TABELAS 27 e 28 apresentam as magnitudes das variações angulares para o tornozelo (T-max, T-min) e joelho (J-max e J-min) e seus respectivos tempos de pico para S58.

TABELA 27 -Magnitudes das variações angulares para o tornozelo (T-max, T-min) e joelho (J-max e J-min) para o correr de S58 (N=6).

S58 – CORRER: variáveis dos ângulos articulares (Graus)				
Tentativas	Tornozelo		Joelho	
	T-max	T-min	J-max	J-min
p1f1	119	93,5	50,2	16,0
p1f2	118	93,2	49,1	17,0
p1f3	118	92,8	48,4	15,5
p1f4	119	92,3	50,8	16,7
p1f7	119	92,5	50,4	16,0
p1f8	118	92,0	49,3	15,1
Média	118	92,7	49,7	16,1
Desvio	0,35	0,56	0,91	0,712
Padrão				

TABELA 28 -Tempos de pico para as variáveis selecionadas das variações angulares no plano sagital para o tornozelo e o joelho para S58 (N=6).

S58 – CORRER: variações angulares (tempos de pico em % do apoio)			
Tentativas	Tornozelo		Joelho
	T-max	T-min	J-max
S58			
p1f1	59	16	39
p1f2	58	15	37
p1f3	59	18	39
p1f4	58	16	42
p1f7	60	16	40
p1f8	55	14	36
Média	58	16	39
Desvio	1,7	1,1	2,2
Padrão			

A seguir, a FIGURA 63 apresenta as variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho de uma criança (S54) durante o correr.

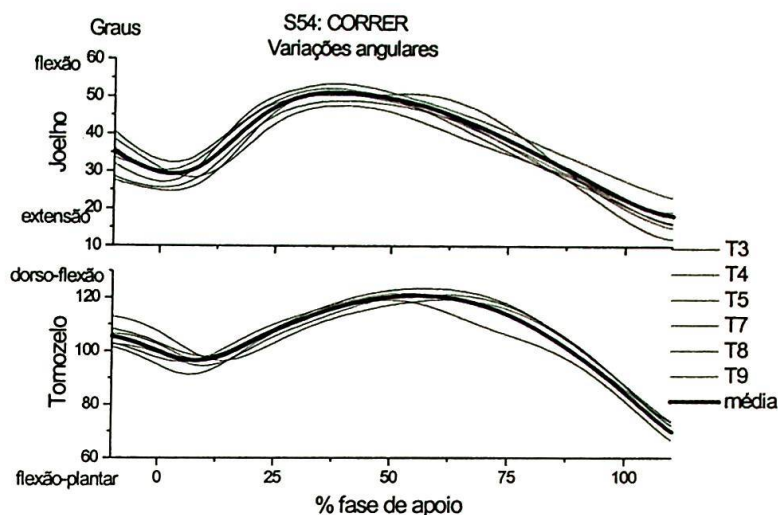


FIGURA 63 -Curvas individuais de seis tentativas (T3-T9) e curvas médias para as variações angulares de tornozelo e joelho no plano sagital para S54 no correr.

As diferenças entre as variações angulares para S58 e S54 podem estar relacionadas às diferenças nas velocidades de deslocamento ou de diferenças em função da idade, porém, não podem ser consideradas como diferenças nos padrões de movimento.

ZATZIORSKI *et al.* (1994) sugerem que as comparações entre padrões de movimentos de indivíduos diferentes devam ser feitas a partir de uma condição de "similaridade dinâmica". Relativizar velocidades de movimento em termos da estatura do sujeito ou do comprimento da perna contraria princípios biológicos e, segundo estes autores, um mesmo número de Froude para as velocidades de dois sujeitos torna-os comparáveis em termos dinâmicos. Não foram encontrados na literatura estudos em crianças que reportassem as velocidades de deslocamento em termos de números de Froude, sendo que optou-se pela identificação da velocidade em termos absolutos de metros por segundo, a fim de facilitar a sua compreensão e a interpretação dos resultados.

As TABELAS 29 e 30 apresentam as magnitudes e os correspondentes tempos de pico das variáveis selecionadas para as variações angulares do correr de S54.

TABELA 29 - Magnitudes das variações angulares para o tornozelo (T-max, T-min) e joelho (J-max e J-min) para o correr de S54 (N=6).

S54 – CORRER: variações angulares (Graus)				
	Tornozelo		Joelho	
Tentativas	T-max	T-min	J-max	J-min
p1f3	121	94,4	51,0	24,7
p1f4	124	91,2	53,6	27,2
p1f5	119	98,1	49,0	25,6
p1f7	122	96,4	47,7	28,4
p1f8	119	96,0	51,4	29,3
p1f9	121	96,3	48,3	21,7
Média	121	95,4	50,2	26,2
Desvio Padrão	1,67	2,37	2,23	2,77

TABELA 30 - Tempos de pico para as variações angulares no plano sagital para o tornozelo e o joelho para seis tentativas do correr de S54.

S54 – CORRER: variações angulares (tempos de pico em % do apoio)			
	Tornozelo		Joelho
Tentativas	T-max	T-min	J-max
p1f3	58	21	40
p1f4	55	19	41
p1f5	55	22	43
p1f7	59	23	48
p1f8	52	17	51
p1f9	51	22	48
Média	55	21	45
Desvio Padrão	3,1	2,2	4,5

A ausência de extensão do joelho no início do apoio no correr pode ser o resultado da falta de tempo suficiente para a realização de qualquer tarefa de absorção de impactos, como sugerem MANN & HAGY (1980), o que em geral ocorre em maiores velocidades de deslocamento.

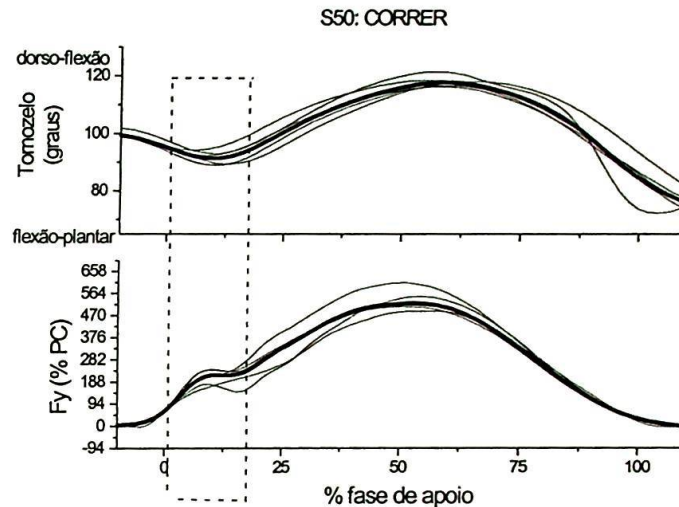


FIGURA 64 - Demonstrativo da variação angular do tornozelo e componente vertical da força de reação do solo para seis tentativas do correr de S50. Apoio realizado com o metatarso.

Quando o apoio inicial é preferencialmente realizado com a porção dos metatarsos, a flexão-plantar no início do apoio é reduzida, como pode ser visto na FIGURA 64. Aparentemente, S50 alternava suas maneiras de realizar o apoio inicial da corrida, hora com um toque mais evidente com os metatarsos e hora menos acentuado, porém, sua preferência pelo apoio inicial realizado com os metatarsos parece já definida. A pequena variação angular para o tornozelo no início do apoio está associada a uma baixa TC Fy, discutida anteriormente, reforçando a relação entre estas variáveis para a identificação da técnica de corrida.

Quando se compara a FIGURA 64, do sujeito S50, com a FIGURA 65 do sujeito S53, notam-se diferenças quanto à maior amplitude da flexão-plantar no início do apoio e altos picos passivos de Fy para S53, característicos de uma corrida cujo apoio inicial é realizado com o calcanhar.

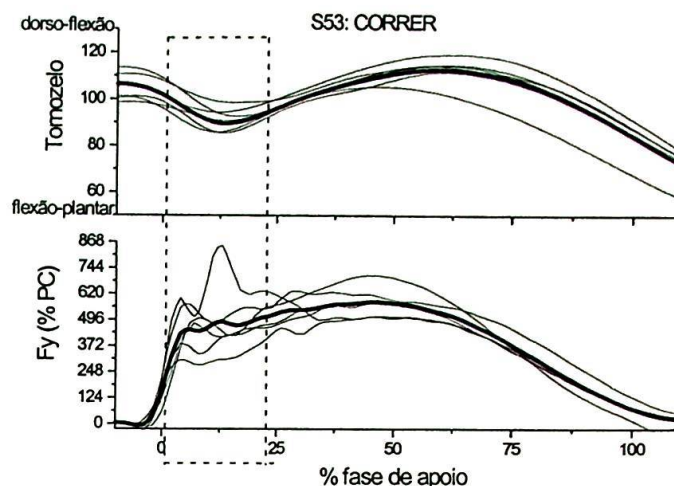


FIGURA 65 -Demonstrativo da variação angular do tornozelo e componente vertical da força de reação do solo para seis tentativas do correr de S53. Apoio realizado com o calcanhar.

Na fase de apoio médio da corrida, os ângulos de flexão de joelho e de dorso flexão do tornozelo são máximos. S58 apresentou valores médios para T-max de $118 \pm 0,35^\circ$, atingido a $58 \pm 1,7\%$ da fase de apoio. S54, por sua vez, obteve ângulos máximos para o tornozelo em torno de $121 \pm 1,67^\circ$, atingidos a $55 \pm 3,1\%$ da fase de apoio. Em relação a J-max, S58 obteve $49,4 \pm 0,91^\circ$, atingidos a $39 \pm 2,2\%$ da fase de apoio. Para esta mesma variável, S54 apresentou magnitudes médias para J-max de $50,2 \pm 2,23^\circ$, atingidos a $45 \pm 4,5\%$ da fase de apoio. Como pode ser notado, as pequenas diferenças nas magnitudes e nos tempos de pico entre S54 e S58 não têm significado na análise dos padrões de movimento, sendo que as variações angulares para estes dois sujeitos podem ser consideradas equivalentes. Este comportamento também pode ser observado para T-min, com as médias dos ângulos e dos tempos de pico sendo muito semelhantes entre S54 e S58.

A consistência variações angulares de tornozelo e joelho em relação ao plano sagital fica bem evidente, quando se analisa os CV obtidos neste estudo para estas variáveis (TABELA 31).

TABELA 31 - Coefficientes de variação para variações angulares no plano sagital para o tornozelo e joelho durante o correr.

Sujeitos	Coeficiente de variação (%)	
	Tornozelo	Joelho
S50	7,50	21,2
S51	6,10	17,9
S52	20,8	50,7
S53	7,10	33,5
S54	3,90	16,3
S55	6,70	19,1
S58	1,40	4,10

Baixos valores de CV intra-sujeitos para as variações angulares, comparadas com variáveis cinéticas, são sempre esperados em indivíduos sem distúrbios locomotores. Esta baixa variabilidade da cinemática torna possível que se reconheça um indivíduo pela sua maneira particular de andar ou mesmo correr, podendo servir como um indicador daquilo que se costuma chamar de "estilo" individual de movimento, ou seja, um padrão tão reprodutível quanto particular de um sujeito.

4.2.3 Momentos articulares resultantes

Os momentos articulares resultantes representam a resposta interna do aparelho locomotor às cargas externas que lhe são aplicadas e refletem a soma dos momentos gerados principalmente por forças musculares, uma vez que a contribuição de forças ligamentares e dos demais tecidos moles é pequena, em se considerando o andar e o correr de indivíduos normais. WINTER (1984) aponta que os momentos articulares resultantes representem o padrão motor final na articulação e, portanto, indicam o que deve ser controlado pelo conjunto das ações do sistema nervoso central na realização de um dado movimento.

Os momentos aqui apresentados serão discutidos em termos dos grupo

musculares predominantes durante uma certa fase de movimento.

Como já delimitado na metodologia, a sensibilidade do modelo de cálculo para os momentos articulares resultantes às estimativas dos centros articulares é mais crítica para o plano frontal do que sagital, devido aos desvios do plano de movimento em relação ao sistema de coordenadas globais e às menores magnitudes destes momentos. Assim, os momentos no plano frontal precisam ser avaliados com mais cuidado, sendo que apenas os padrões gerais das curvas e não suas magnitudes serão discutidos.

A seguir, a FIGURA 66 e as TABELAS 32 e 33 apresentam os padrões das curvas dos momentos resultantes no plano sagital e as magnitudes das variáveis selecionadas e tempos de pico para S58.

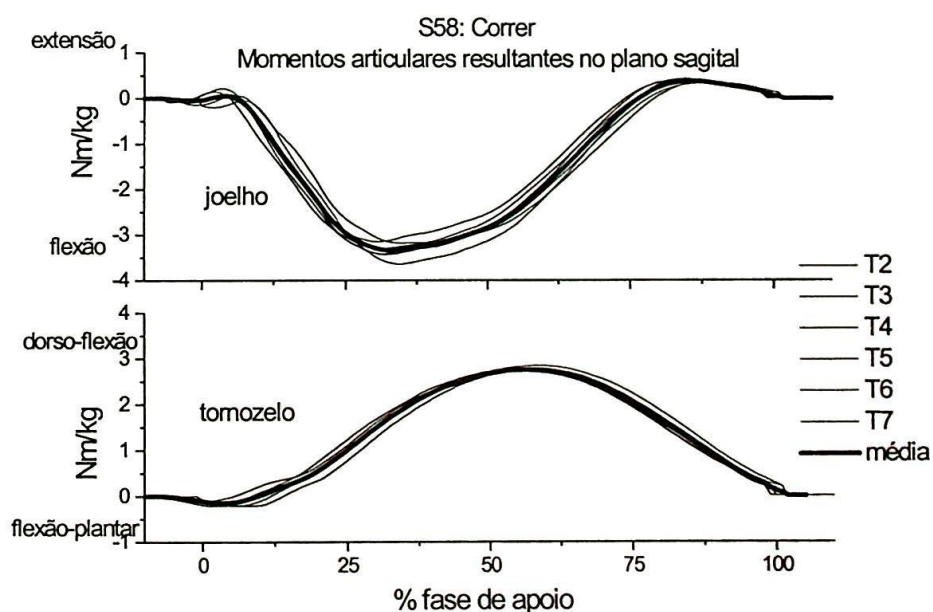


FIGURA 66 - Curvas individuais de seis tentativas (T2–T7) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo e joelho no correr de S58 (adulto).

TABELA 32 - Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S58. Magnitudes das variáveis selecionadas.

S58 – Correr: Momentos articulares resultantes (Nm/kg)					
Tentativas	Tornozelo		Joelho		
	Sagital		Frontal	Sagital	Frontal
	MDF	MFP	MP	MF	MA-max
p1f1	2,8	0,08	0,73	3,1	1,4
p1f2	2,7	0,10	0,74	3,2	1,6
p1f3	2,7	0,13	0,78	3,4	1,5
p1f4	2,8	0,21	0,87	3,2	1,3
p1f7	2,7	0,14	0,76	3,4	1,7
p1f8	2,8	0,22	0,72	3,3	1,6
Média	2,7	0,15	0,77	3,3	1,5
Desvio Padrão	0,05	0,06	0,056	0,14	0,14

TABELA 33 - Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S58. Tempos de pico para as variáveis selecionadas.

S58 – Correr: Momentos articulares resultantes Tempos de pico (% apoio)					
Tentativas	Tornozelo		Joelho		
	Sagital		Frontal	Sagital	Frontal
	MDF	MFP	MP	MF	MA-max
p1f1	59	10	61	38	47
p1f2	57	9,4	60	36	45
p1f3	60	13	54	37	47
p1f4	60	15	57	39	49
p1f7	59	12	59	36	46
p1f8	55	12	58	35	28
Média	58	12	58	37	44
Desvio Padrão	1,8	1,9	2,2	1,5	8,0

A seguir, a FIGURA 67 e as TABELAS 34 e 35 apresentam os padrões das curvas dos momentos resultantes no plano sagital e as magnitudes das variáveis seleccionadas e tempos de pico para S54.

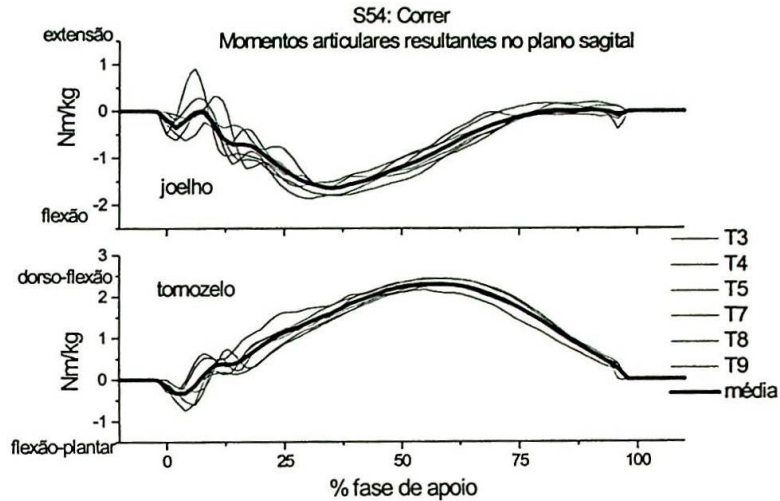


FIGURA 67 -Curvas individuais de seis tentativas (T3–T9) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano sagital para o tornozelo e joelho no correr de S54 (criança).

TABELA 34 -Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S54. Magnitudes das variáveis seleccionadas.

S54 – Correr: Momentos articulares resultantes (Nm/kg)					
Tentativas	Tornozelo		Joelho		
	Sagital	Frontal	Sagital	Frontal	
	MDF	MFP	MP	ME	MA-max
p1f3	2,3	0,30	0,53	0,29	1,1
p1f4	2,3	0,31	0,49	0,96	1,1
p1f5	2,4	0,76	0,70	0,36	1,2
p1f7	2,3	0,29	0,73	0,37	1,2
p1f8	2,4	0,36	0,58	0,18	1,9
p1f9	2,3	0,63	0,62	0,06	1,2
Média	2,3	0,44	0,61	0,37	1,3
Desvio					
Padrão	0,10	0,20	0,094	0,35	0,31

TABELA 35 - Momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para o tornozelo (MDF, MFP, MS e MP) e joelho (ME, MF, MA-max) para o correr de S54. Tempos de pico para as variáveis selecionadas.

S54 – Correr: Momentos articulares resultantes					
Tempo de pico (% apoio)					
Tentativas	Tornozelo			Joelho	
	Sagital		Frontal	Sagital	Frontal
	MDF	MFP	MP	MF	MA-max
p1f3	56	15	56	40	49
p1f4	52	15	45	34	42
p1f5	55	17	55	39	45
p1f7	57	19	51	38	47
p1f8	56	16	48	39	29
p1f9	54	19	54	36	44
Média	55	17	51	38	43
Desvio					
Padrão	1,9	1,9	4,2	2,2	7,1

No início do contato com o solo na corrida realizada com o apoio com o calcanhar, a linha de ação da força de reação do solo passa posteriormente ao centro articular do tornozelo, produzindo um pequeno momento externo que atua no sentido de realizar uma flexão-plantar desta articulação (MFP). Para o MFP, as magnitudes médias para S58 foram de $0,15 \pm 0,06$ Nm/kg e para S54 de $0,44 \pm 0,2$ Nm/kg. No estudo de ÖUNPUU (1990) o valor médio para MFP foi de 0,20 Nm/kg, não constando informações sobre o tempo de pico, além das visíveis pelos gráficos. Os tempos de pico no presente estudo para esta variável foram de $12 \pm 1,9\%$ da fase de apoio e de $17 \pm 1,9\%$ da fase de apoio para S58 e S54 respectivamente.

Em virtude desta carga externa no início do apoio que tende a causar uma flexão-plantar no tornozelo, admite-se que o grupo dos músculos dorso-flexores sejam os principais responsáveis pela resposta interna no sentido de, no mínimo compensar os efeitos externos e permitir um apoio gradual da planta do pé no solc

Como fica evidente na FIGURA 68, o tornozelo está se movendo no sentido de uma flexão-plantar nesta fase, indicando uma atividade excêntrica do grupo dos músculos dorso-flexores. As análises eletromiográficas de ÖUNPUU (1990), juntamente com os dados de potência articular para o tornozelo, mostram que o grupo dos dorso-flexores (representado pelo M. tibial anterior) está com alta atividade elétrica nesta fase e há absorção de potência no tornozelo nesta fase, comprovando a sua atividade excêntrica. KRABBE (1994) calculou que a força no M. tibial anterior no início do apoio para um corredor que realiza o apoio com o calcanhar é de cerca 1,2 vezes o peso corporal. O mesmo não ocorreu com o corredor cujo apoio era feito na região do metatarso, o que era esperado devido à ação dorso-flexora do momento externo neste caso. Estes dados em conjunto confirmam que nesta fase ocorre a maior quantidade de absorção de energia nesta articulação durante o correr.

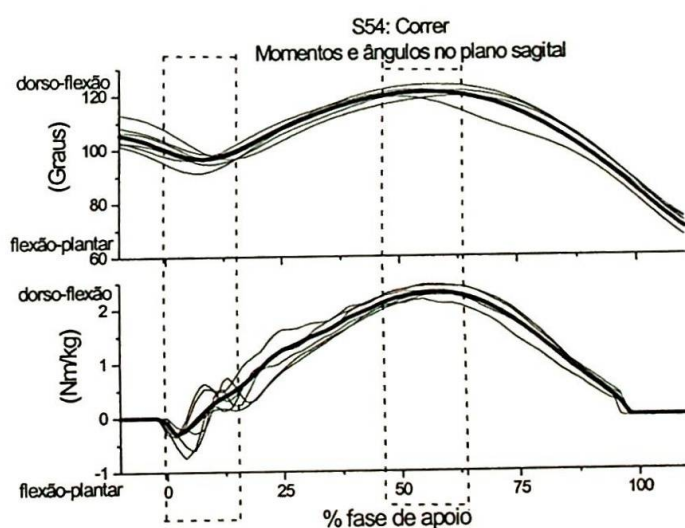


FIGURA 68 - Momentos articulares resultantes e variação angular para o tornozelo no plano sagital durante o correr de S54 (criança).

Durante a maior parte da fase de apoio, ocorre a prevalência de um momento externo dorso-flexor, pois a resultante da força de reação do solo passa anteriormente ao centro articular do tornozelo. A resposta interna precisa ser no sentido do grupo dos flexores-plantares compensarem, no mínimo, esta carga externa. Este fato é avaliado através da variável do momento dorso-flexor (MDF), onde S58 obteve magnitudes médias de $2,5 \pm 0,05$ Nm/kg, enquanto S54 de $2,3 \pm$

0,1 Nm/kg. Os dados de ÖUNPUU (1990) para a mesma variável foram de 1,61 Nm/kg, sem referências ao tempo de pico. Os tempos de pico do presente estudo foram de $58 \pm 1,8\%$ da fase de apoio e de $55 \pm 1,9\%$ da fase de apoio para S58 e S54 respectivamente.

O momento dorso-flexor no tornozelo a partir do segundo terço do apoio é inicialmente controlado por uma atividade excêntrica dos músculos flexores-plantares, uma vez que está ocorrendo uma dorso-flexão de tornozelo nesta fase (FIGURA 68). Esta atividade controla o movimento adiante da tíbia. A atividade dos dorso-flexores passa a ser concêntrica e, ao final da fase de apoio, ocorre a geração de potência na articulação do tornozelo (ÖUNPUU, 1990). Os resultados de ÖUNPUU (1990) mostram que na corrida o tornozelo é o principal gerador de potência, produzindo duas e três vezes mais potência do que joelho e coxo-femoral, respectivamente. KRABBE (1994), por sua vez, calculou a soma das forças do grupo dos flexores-plantares nesta fase do correr como sendo de aproximadamente oito vezes o peso corporal para os corredores "de calcanhar" e nove vezes para os corredores "de metatarso", reforçando a função deste grupo muscular na geração de potência no tornozelo para a progressão.

No joelho, há o predomínio de um momento externo que atua de maneira a flexionar o joelho. Este evento é avaliado através da variável MF, cujas magnitudes médias foram de $3,3 \pm 0,14$ Nm/kg para S58 e de $1,63 \pm 0,24$ Nm/kg para S54. Em ÖUNPUU (1990), MF teve valores médios de 1,22 Nm/kg. Os tempos de pico para S58 foram de $37 \pm 1,5\%$ da fase de apoio e de $38 \pm 2,2\%$ da fase de apoio para S54.

Durante toda a fase de apoio do correr, o grupo dos músculos extensores do joelho precisa atuar para evitar o colapso do segmento inferior. O joelho está se flexionando nesta fase (FIGURA 69), mostrando que a atividade dos músculos extensores é predominantemente excêntrica. Nesta fase, existe a maior absorção de potência no joelho (ÖUNPUU, 1990), indicando sua grande importância no controle da sobrecarga no correr. ÖUNPUU (1990) também mostrou através de seus dados de potências articulares que o joelho é o principal absorvedor de impactos no correr, absorvendo cerca de três vezes mais que o tornozelo e a coxo-femoral. A partir do ângulo máximo de flexão do joelho, este começa a se estender em preparação para

a propulsão, mas a resultante da força de reação do solo ainda recai posteriormente ao seu centro articular, portanto o momento externo continua sendo flexor. Nesta fase, a atividade dos músculos extensores de joelho passa a ser concêntrica com geração de potência (ÖUNPUU, 1990). A força para o grupo dos músculos extensores do joelho durante o apoio do correr é maior no início do apoio e atinge cerca de cinco vezes o peso corporal para o corredor "de calcanhar", duas vezes menor do que para o corredor "de metatarso" (KRABBE, 1994).

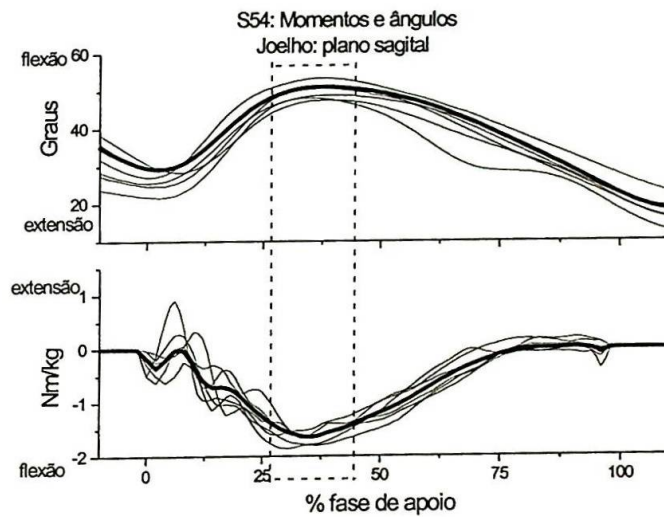


FIGURA 69 - Momentos articulares resultantes e variação angular para o joelho no plano sagital durante o correr de S54 (criança).

Na FIGURAS 70 e 71 tem-se a representação gráfica dos momentos articulares resultantes no plano frontal para o correr de S58 e S54, respectivamente.

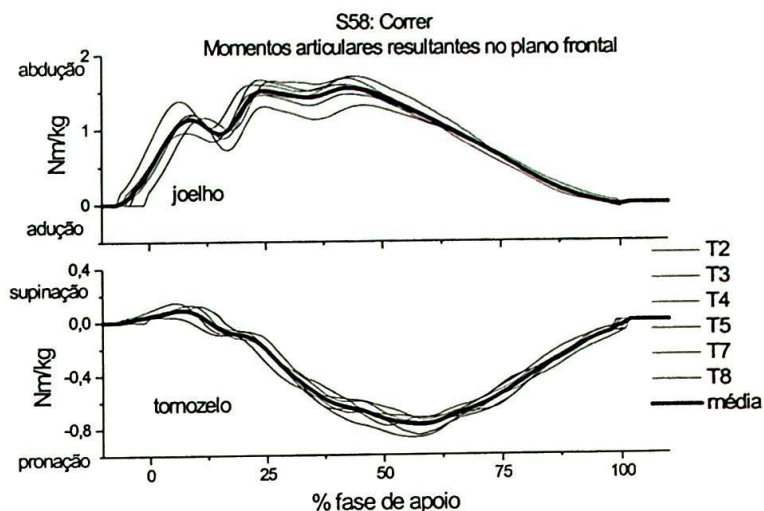


FIGURA 70 - Curvas individuais de seis tentativas (T2-T8) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para o tornozelo e joelho no correr de S58 (adulto).

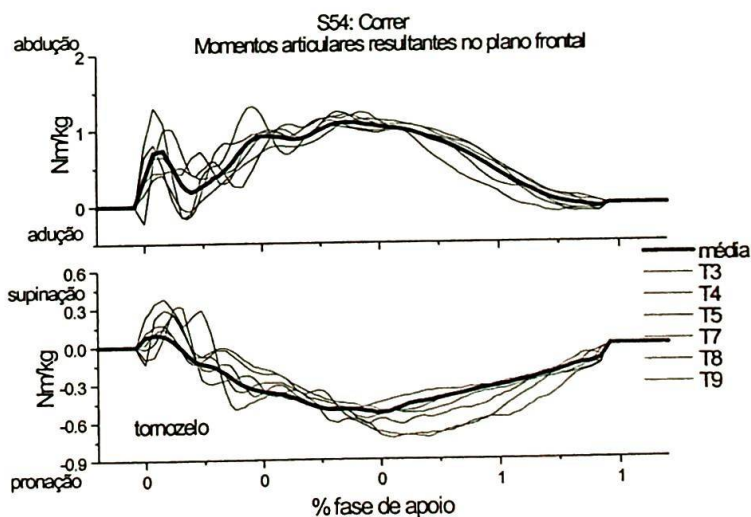


FIGURA 71 - Curvas individuais de seis tentativas (T3-T9) e curvas médias para os momentos articulares resultantes no plano frontal para o tornozelo e joelho no correr de S54 (criança).

Mais uma vez, assim como discutido para o andar, a restrição a este movimento é realizada principalmente por estruturas tendíneas, por ligamentos e

pela arquitetura da própria articulação. No tornozelo, o momento articular externo atua no sentido de realizar uma pronação. Supinadores têm função importante nesta fase, bem como tendões e ligamentos que cruzam a porção medial do tornozelo. Este estudo mostra que o valor máximo do momento externo pronador ocorre a aproximadamente 50% da fase de apoio, assim, a noção de que o máximo ângulo de pronação, que ocorre nos primeiros 10-15% da fase do apoio, seja tido como representante de uma sobrecarga importante na corrida, não se aplica. Um máximo ângulo de pronação somente tem relevância como indicador de sobrecarga se estiver ocorrendo simultaneamente valores altos de forças e de momentos articulares. Apesar do ângulo de pronação não ter sido avaliado, as diferenças nas variáveis temporais entre o pico do momento pronador e do ângulo máximo de pronação sugerem que a pronação no início do apoio na corrida não seja sinônimo de altas cargas sobre o aparelho locomotor, além disso, a pronação excessiva deve ser mais causada por fatores externos ao aparelho locomotor como o tipo de calçado, mais especificamente, o grau de rigidez da sola do calçado esportivo (KRABBE, 1994).

No joelho, o momento articular na fase de apoio do correr atua no sentido de uma abdução. A discussão sobre a influência de desvios do eixo do joelho no plano frontal, como a arquitetura em varo ou valgo, já feita para o andar, aplica-se também para o correr. Aos seis anos, é comum as crianças apresentarem um joelho em valgo fisiológico, resultante do desenvolvimento e crescimento ósseo normais (WITT *et al.* 1980). Neste caso, o eixo do joelho está necessariamente desviado medialmente e os momentos articulares resultantes para o joelho no plano frontal são altamente influenciados pela forma dos membros inferiores.

Como já foi possível observar, as variabilidades das curvas para os momentos articulares resultantes são as maiores dentre as grandezas biomecânicas estudadas aqui. Para o correr, os coeficientes de variação para os momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal de todos os sujeitos participantes estão apresentados na TABELA 36.

TABELA 36 - Coeficientes de variação para os momentos articulares resultantes no tornozelo e joelho nos planos sagital e frontal para o correr.

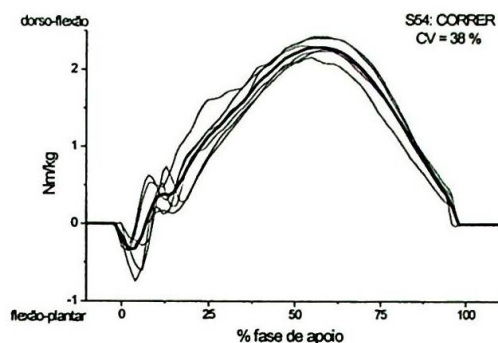
Sujeitos	Coeficiente de variação (%)			
	Sagital	Frontal	Sagital	Frontal
S50	89,0	246	122	312
S51	71,0	301	249	403
S52	123	167	168	208
S53	80,0	82,0	128	236
S54	38,0	55,0	66,0	150
S55	75,0	412	161	242
S58	15,0	16,0	23,0	43,0

Maiores variabilidades estão presentes no plano frontal. ÔUNPUU (1990) também se refere à alta variabilidade dos momentos no plano frontal, devidas às suas menores magnitudes. O adulto (S58) apresentou consistentemente menores variabilidades para as curvas dos momentos. Na FIGURAS 72 pode-se comparar as curvas no plano sagital de S54, com menores variabilidades entre as crianças, com S52 que apresenta grandes variabilidades. As curvas para S58 e suas respectivas variabilidades já puderam ser observadas nas FIGURAS 66 e 70.

Na FIGURA 72 podem ser avaliadas as curvas com as menores variabilidades para S54 e estas comparadas com as maiores variabilidades de S52.

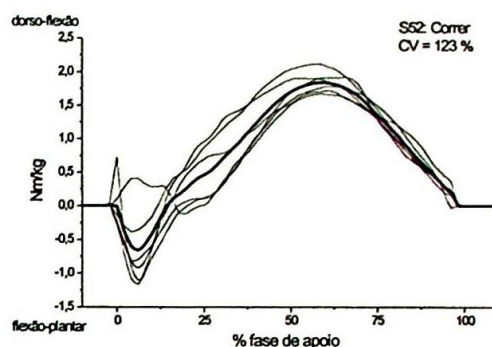
A) S54: momentos no plano sagital

Tornozelo:

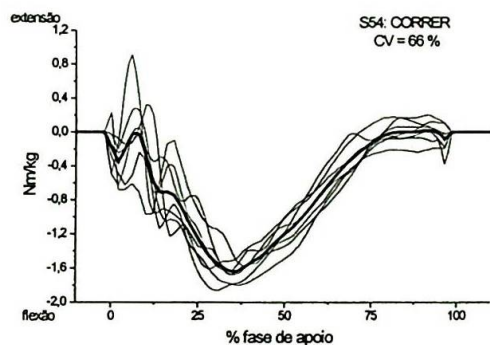


B) S52: momentos no plano sagital

Tornozelo:



Joelho:



Joelho:

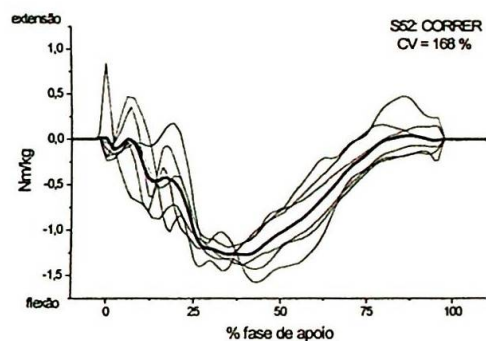


FIGURA 72 - Curvas individuais e médias para os momentos resultantes no tornozelo e joelho no plano sagital para S54 (A) e S52 (B).

As regularidades das curvas dos ângulos articulares no plano sagital comparadas às altas variabilidades das curvas dos momentos no mesmo plano refletem a noção de que um padrão cinemático regular possa ser adquirido por diferentes padrões de momentos articulares resultantes. WINTER (1983) aponta que há um infinito número de momentos articulares que podem resultar em exatamente o mesmo padrão cinemático, ou seja, os padrões cinéticos de cada articulação individualmente são muito variáveis, o que pode ser evidenciado também pelos resultados do presente estudo. A redundância do sistema motor com respeito às características das forças atuantes sobre o aparelho locomotor, ou seja, às variáveis da cinética, é devida a diversas fontes como já observado por BERNSTEIN (1967), mas pode-se destacar as propriedades elásticas dos músculos e a variedade das

conexões neurais, que por si só já garantem uma considerável variabilidade ao nível das variáveis cinéticas. Este alto grau de liberdade ao nível das variáveis da cinética, que representam as causas do movimento, pode ser avaliado através dos CV como proposto por este estudo.

Apesar do objetivo deste estudo não ser a análise de diferentes procedimentos de normalização para os momentos articulares resultantes, optou-se por verificar se as diferenças entre as magnitudes dos resultados apresentados para as crianças e o adulto poderiam estar influenciadas pelo fator crescimento físico. Assim, empregou-se o procedimento de HOF (1996) para a normalização dos momentos resultantes para o andar e o correr e alguns resultados podem ser analisados nas figuras abaixo.

A influência de dois diferentes procedimentos de normalização sobre os resultados dos momentos articulares, normalização pela massa corporal do sujeito e normalização pela massa e pelo comprimento do segmento inferior (HOF, 1996), está ilustrada para os momentos articulares resultantes para o tornozelo e joelho no plano sagital (FIGURAS 73 e 74) e no plano frontal (FIGURAS 75 e 76) no correr.

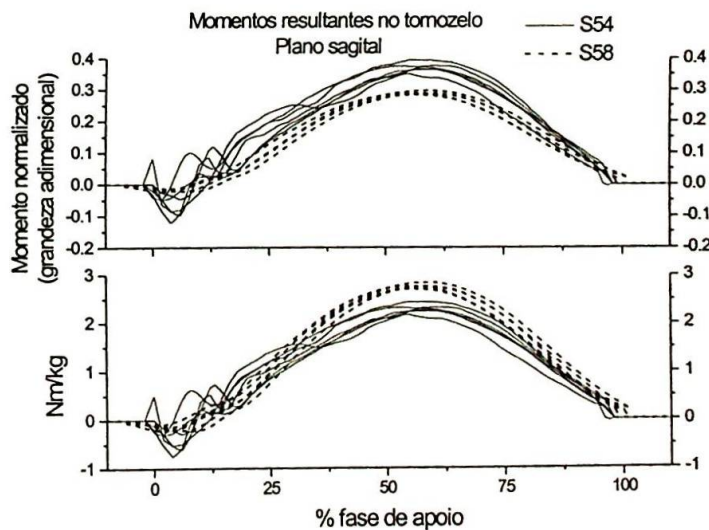


FIGURA 73 - Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no tornozelo no plano sagital para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).

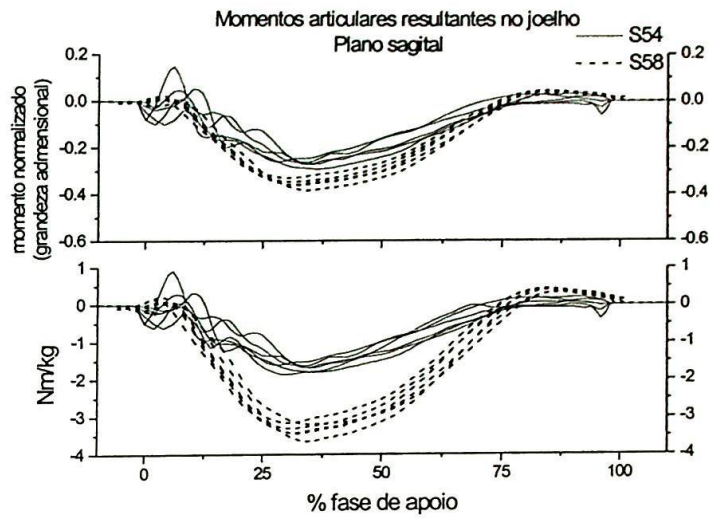


FIGURA 74 - Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no joelho no plano sagital para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).

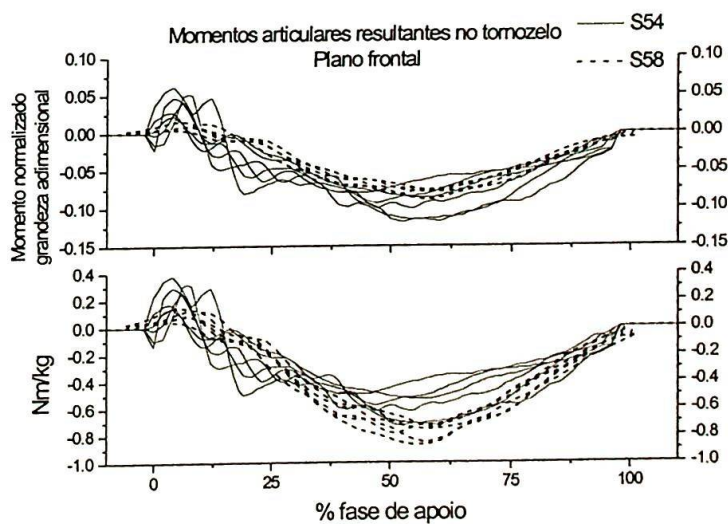


FIGURA 75 - Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no tornozelo no plano frontal para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).

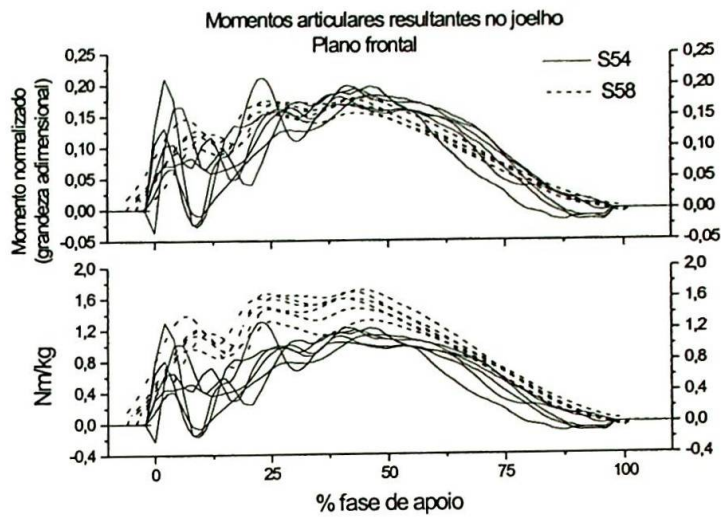


FIGURA 76 - Demonstrativo da influência do tipo de normalização sobre as magnitudes dos momentos articulares resultantes no joelho no plano frontal para o correr de S54 (criança) e S58 (adulto).

As FIGURAS 73 a 76 mostram que o procedimento de normalização de HOF (1996) produziu os mesmo resultados nos momentos articulares calculados neste estudo, comparando-os com os obtidos no estudo de VAUGHAN *et al.* (1997), com redução das diferenças entre as magnitudes dos momentos articulares resultantes entre a criança e o adulto. Apesar do padrão global das curvas não ser afetado pelo procedimento de normalização, as diferenças entre as magnitudes das respostas de S58 (adulto) e S54 (criança), destacadas durante a apresentação dos resultados, são reduzidas.

Diante disso, pode-se dizer que parece mais adequado representar os momentos em termos de uma grandeza adimensional sempre que as comparações forem feitas entre indivíduos de diferentes faixas etárias, desde estas diferentes faixas etárias impliquem em claras diferenças nas dimensões corporais, como no caso de se comparar crianças com adultos ou crianças dentro de uma larga amplitude de faixas etárias.

5 CONCLUSÕES

Este estudo objetivou avaliar grandezas cinéticas na locomoção infantil, com ênfase especial nos padrões de momentos articulares resultantes durante o andar e o correr. Foram analisados os momentos articulares resultantes nos planos sagital e frontal para as articulações do tornozelo e joelho no andar e no correr de seis crianças e um adulto, este último para uma referência comparativa.

Na discussão da problemática, procurou-se destacar a importância desta grandeza biomecânica para a compreensão de padrões coordenados de movimentos e do controle de sobrecargas que atingem o aparelho locomotor durante a realização do andar e do correr. Após esta, foram estabelecidas delimitações metodológicas teóricas e experimentais a fim de se garantir a estimativa dos momentos articulares resultantes.

Constatou-se na revisão da literatura que existe uma diversidade de nomenclaturas para as variáveis da sobrecarga, formas de representação dos resultados e de modelos empregados, o que torna difícil a comparação de resultados entre os estudos existentes. Neste estudo foram tomados cuidados quanto à precisa descrição das definições do modelo de cálculo, bem como do protocolo experimental, a fim de que fosse possível algum tipo de comparação com os dados disponíveis na literatura, mesmo assim, as comparações precisam ser feitas com cautela. Os dados obtidos para o adulto têm a função de servir de parâmetro comparativo, uma vez que foram obtidos a partir dos mesmos procedimentos experimentais e mesmo modelo de cálculo para as estimativas dos momentos articulares resultantes.

Destaca-se que os momentos articulares resultantes são grandezas biomecânicas que precisam ser avaliadas individualmente, devido às suas altas variabilidades. Admite-se, então, que esta mereça uma abordagem intra-sujeitos, uma vez que avaliações feitas a partir de resultados agrupados para diferentes sujeitos podem gerar interpretações equivocadas dos padrões de movimento. Este fato é especialmente relevante quando se trata dos momentos articulares resultantes no plano frontal ou da consideração de indivíduos com distúrbios locomotores.

As maiores magnitudes dos momentos no plano sagital em comparação aos do plano frontal ocorreram em ambas as articulações, tanto para o andar, quanto

para o correr. Este fato se deve provavelmente ao predomínio das amplitudes de movimento e das sobrecargas no plano sagital que são típicas da locomoção humana, devido à construção do aparelho locomotor e da arquitetura das articulações, bem como pela ação da gravidade sobre o corpo em movimento.

As baixas variabilidades nas variações angulares em associação às altas variabilidades nas variáveis cinéticas, tanto para o andar quanto para o correr reforçam a noção de que a redundância do sistema motor seja uma vantagem do ponto de vista funcional. Padrões distintos de momentos articulares resultantes intra-sujeitos refletem que estratégias flexíveis de controle resultam em uma alta regularidade cinemática.

No correr, pequenas variações angulares para o tornozelo, combinadas a baixas taxas de crescimento da componente vertical da força reação do solo, ocorrendo no mesmo intervalo da fase de apoio, podem auxiliar na identificação da técnica da corrida e também da relação entre os momentos resultantes no tornozelo.

Em relação aos procedimentos de normalização dos momentos articulares resultantes, considerou-se que nas comparações entre crianças e adultos, ou entre indivíduos com dimensões corporais distintas, a sensibilidade das magnitudes dos momentos tanto à massa quanto ao comprimento do segmento inferior precisa ser avaliada. Do contrário, podem surgir interpretações relativas a diferenças nas magnitudes que seja devidas a fatores de crescimento e não a padrões distintos de controle de sobrecargas.

Os resultados quantitativos mostraram-se semelhantes aos de outros estudos que empregaram modelos mais complexos para a estimativa dos momentos articulares resultantes, indicando que o modelo adotado fornece dados confiáveis e, conseqüentemente, leva a interpretações válidas de acordo com os objetivos propostos.

Em vista dos resultados deste estudo, pode-se visualizar perspectivas futuras no sentido de se aperfeiçoar o modelo de cálculo para os momentos articulares resultantes, incluindo as contribuições de momentos devidos às forças gravitacionais e inerciais, a fim de possibilitar a compreensão da real contribuição de cada componente tanto no controle de sobrecargas que atingem o aparelho locomotor, quanto na produção e regulação dos movimentos. Além disso, um registro

simultâneo da atividade eletromiográfica deve ser valorizado a fim de se avaliar a atividade relativa de grupos musculares em associação aos momentos resultantes, proporcionando a identificação de suas funções quanto à produção e ao controle de movimentos. Finalmente, uma abordagem desenvolvimentista se utilizando das variáveis aqui selecionadas e das implementações futuras ao modelo, aplicada ao contexto da etapa de desenvolvimento do andar independente em crianças pode revelar aspectos importantes relativos aos mecanismos responsáveis pelas mudanças que ocorrem desde os primeiros passos do andar independente até o domínio das tarefas de andar e correr.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-AZIS, Y.L.; KARARA, H.M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates. In: ASP/UI SYMPOSIUM ON CLOSE-RANGE PHOTOGRAMMETRY, Champaign, 1971. **Proceedings**. Champaign, American Society of Photogrammetry, 1971. p.1-18.
- ALEXANDER, R.M. Walking and running. **American Scientist**, v.72, p.348-54, 1984.
- ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P., eds. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1995.
- AMADIO, A.C. **Biomechanische Analyse des Dreisprungs**. Colônia - Alemanha, 1985. Tese (Doutorado) - Deutsche Sporthochschule Köln.
- _____. **Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre 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.; STUCKE, H. Análise biomecânica do saque no tênis de campo: comparação de dois métodos para a determinação da velocidade da bola. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4., São Paulo, 1993. **Anais**. São Paulo, EEFUSP, 1993. p.233-9.
- AN, K.N.; KAUFMAN, K.R.; CHAO, E.Y-S. Estimation of muscle and joint forces. In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F., BLANCHI, J.P., eds. **Three-dimensional analysis of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1995. p.201-14.
- BAUMANN, W. **Grundlagen der Biomechanik**. Schorndorf, Hoffmann Verlag, 1989.
- _____. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica, estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., Brasília, 1995. **Anais**. Brasília, Universidade de Brasília / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.

- BAUMANN, W.; STUCKE, H. Sportspezifische belastung aus der sicht der biomechanik. In: COTTA, H.; KRAHL, H.; STEINBRÜCK, K., herausg. **Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates**. Stuttgart, Thieme, 1980. p.55-64
- BECK, R.J.; ANDRIACCHI, T.P.; KUO, K.N.; FERMIER, R.W. GALANTE, J.O. Changes in the gait patterns of growing children. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.63-A, n.9, p.1452-6, 1981.
- BERME, N.; CAPPOZZO, A., eds. **Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics**. Worthington, Bertec, 1990.
- BERNSTEIN, N.A. **Bewegungsphysiologie**. Leipzig, Johann Ambrosius Barth, 1975.
- _____. **The co-ordination and regulation of movements**. London, Pergamon Press, 1967.
- _____. On dexterity and its development. In: LATASH, M.; TURVEY, M.T., eds. **Dexterity and its development**. Mahwah, Lawrence Erlbaum, 1996.
- BRANDSTATER, M.E.; BRUN, H.; GOWLAND, C.; CLARK, B.M. **Hemiplegic gait: analysis of temporal variables**. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.64, n.12, p.583-7, 1983.
- BRAUNE, W.; FISCHER, O. Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen. **Abhandlung der Königlichen Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften**, v.26, p.561-672, 1889.
- BRENIÈRE, Y. How locomotor parameters adapt to gravity and body structure changes during gait development in children. **Motor Control**, v.3, n.2, p.186-204, 1999.
- BRENIÈRE, Y.; BRILL, B.; FONTAINE, R. Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion for children under 200 days of autonomous walking. **Journal of Motor Behavior**, v.21, p.20-37, 1989.

- BURNETT, C.; JOHNSON, E.W. Development of gait in childhood. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v.13, p.196-215, 1971.
- 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, p.167-86, 1991a.
- _____. Three-dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artefacts. **Human Movement Science**, v.10, p.589-602, 1991b.
- CAVANAGH, P.R.; LAFORTUNE, M.A. Ground reaction forces in distance running. **Journal of Biomechanics**, v.13, p.397-406, 1980.
- CHALLIS, J.H.; KERWIN, D.G. Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. **Journal of Sports Sciences**, v.14, p.219-31, 1996.
- CHANDLER, R.F.; CLAUSER, J.P.; McCONVILLE, J.P.; REYNOLDS, H.M.; YOUNG, J.W. Investigation of inertial properties of the human body. **AMRL-TR-74-137**, Ohio, Aerospace Medical Research Laboratories, 1975.
- 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.
- CLARK, J.E.; WHITALL, J.; PHILLIPS, S.J. Human interlimb coordination: the first 6 months of independent walking. **Developmental Psychobiology**, v.25, n.5, p.445-56, 1988.
- CONNOLLY, K. The nature of motor skill development. **Human Movement Studies**, v.3, p.128-43, 1977.
- COLLINS, J.J.; WHITTLE, M. Influence of gait parameters on loading of the lower limb. **Journal of Biomedical Engineering**, v.11, n.5, p.409-12, 1989.
- COOK, S.D.; LAVERNIA, C.J.; BURKE, S.W.; SKINNER, H.B.; HADDAD JUNIOR; R.J. A biomechanical analysis of the ethiology of tibia vara. **Journal of Pediatric Orthopaedic**, v.3, n.14, p.449-54, 1983.

- CORRÊA, S.C. **Abordagem metodológica para a determinação da energia mecânica:** aplicação na biomecânica da locomoção humana. São Paulo, 1996. 214p. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- DALLA VECCHIA, E. **Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano.** São Paulo, 1998. 127p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo.
- DAVID, A.C. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças:** cinemática e cinética. Santa Maria, 2000. 142p. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Santa Maria.
- DAVID, A.C.; PIO DA FONSECA, J.C. Obtenção de coordenadas espaciais de pontos através do método DLT (Transformação Linear Direta). In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 4. São Paulo, 1992. **Anais.** São Paulo, EEFUEUSP, 1993. p.253-9.
- DAVIDS, J.R.; BAGLEY, A.; BRYAN, M. Kinematic and kinetic analysis of running in children with cerebral palsy. In: ANNUAL NORTH AMERICAN SOCIETY OF GAIT AND CLINICAL MOVEMENT ANALYSIS CONFERENCE, 1., Birmingham, 1996. **Abstracts,** 1996. Birmingham, 1996a. p.177.
- DAVIDS, J.R.; HUSKAMP, M.; BAGLEY, A.M. A dynamic biomechanical analysis of the etiology of adolescent tibia vara. **Journal of Pediatric Orthopaedic,** v.16, n.4, p.461-8, 1996b.
- DELCOMYN, F. Neural basis of rhythmic behavior in animals. **Science,** v.210, p.492-8, 1980.
- DIETZ, V.; GOLLHOFER, A.; KLEIBER, M.; TRIPPEL, M. Regulation of bipedal stance: dependency on load receptors. **Experimental Brain Research,** v.89, p.229-31, 1992.
- ELFTMAN, H. The measurement of external force in walking. **Science,** v.88, n.2276, p.152-68, 1938.

- ENGSBERG, J.R.; LEE, A.G.; TEDFORD, K.G.; HARDER, J.A. Normative ground reaction force data of able-bodied and below-knee-amputee children during walking. **Journal of Pediatric Orthopaedic**, v.13, n.2, p.169-73, 1993.
- FENN, W.O. Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. **American Journal of Physiology**, v.92, p.583-611, 1930.
- FORTNEY, V.L. The kinematics and kinetics of the running pattern of two-, four-, and six-year-old children. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.54, n.2, p.126-35, 1983.
- FORRESTER, L.W.; PHILLIPS, S.J.; CLARK, J.E. Locomotor coordination in infancy: the transition from walking to running. In: SAVELSBERGH, G.J.P., ed. **The development of coordination in infancy**. North-Holland, Elsevier, 1993. p.359-93.
- FORSSBERG, H. Ontogeny of human locomotor control I: infant stepping, supported locomotion and the transition to independent locomotion. **Experimental Brain Research**, v.57, p.480-93, 1985.
- GALLAHUE, D.L. **Understanding motor development**. New York, John Wiley & Sons, 1982.
- GLITSCH, U. **Einsatz verschiedener Optimierungsansätze zur komplexen Belastungsanalyse der unteren Extremität**. Köln, 1992. Tese (Doutorado), Deutsche Sporthochschule Köln.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. **Journal of Biomechanics**, v.30, n.11/2, p.1123-31, 1997.
- GLITSCH, U.; FARKAS, R.; PARIS, M. Biomechanische Untersuchung der Auswirkung einer Kniebandage (kasseler patellarsehnenbandage) auf das bewegungsverhalten von patienten. **Forschungsbericht des Institutes für Biomechanik**. Köln, Deutsche Sporthochschule, 1993.
- GRILLNER, S. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. **Science**, v.228, p.143-9, 1985.

- GROH, M. **Zur Geschichte der Untersuchung des Ganges des Menschen: von Aristoteles (um 300 v. Chr.) bis Basler (1931).** Dissertação (Inaugural-Dissertation), 1969. Hohe Medizinische Fakultät der Universität des Saarlandes.
- HANAVAN, K. A mathematical model of the human body. **AMRL-TR-64-102.** Ohio, Wright Patterson Air Space Base, 1964.
- HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics**, v.13, p.833-43, 1980.
- HENNING, E.M.; LAFORTUNE, M.A. Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. **International Journal of Sport Biomechanics**, v.7, p.303-9, 1991.
- HOCHMUTH, G. **Biomechanica de los movimientos deportivos.** Madrid, Doncel, 1973.
- HOF, A.L. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, n.5, p.515-20, 1996.
- HURWITZ, D.E.; SUMMER, D.R.; ANDRIACCHI, T.P.; SUGAR, D.A. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. **Journal of Biomechanics**, v.31, p.423-30, 1998.
- INMAN, V.T. **The joints of the ankle.** Baltimore, Williams & Wilkins, 1976.
- INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. **Human walking.** Baltimore, Williams & Wilkins, 1981.
- JENSEN, R.K. Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. **Journal of Biomechanics**, v.22, p.529-36, 1989.
- _____. Estimation of biomechanical properties of the three body types using photogrammetric method. **Journal of Biomechanics**, v.11, p.349-58, 1978.
- JENSEN, R.; SUN, H.; TREITZ, T.; PARKER, H.E. Gravity constraints in infant motor development. **Journal of Motor Behavior**, v.29, n.1, p.64-71, 1997.

- JENSEN, J.L.; SCHNEIDER, K.; ULRICH, B.D.; ZERNICKE, R.F.; THELEN, E. Adaptative dynamics of the leg movement patterns of human infants: I. The effects of posture on spontaneous kicking. **Journal of Motor Behavior**, v.26, n.4, p.303-12, 1994.
- KABADA, M.P.; RAMAKRISHNAN, M.E.; WOOTETEN, J.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V.B. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult walk. **Journal of Orthopaedic Research**, v.7, p.849-60, 1989.
- KALFHUES, B. **Die Länge der Gliederachsen und die Projektion der Gelenkachsen auf die Haut.** Köln, 1971. Monografia (Diplomarbeit) - Deutsche Sporthochschule Köln.
- KATHO, M.; MOCHIZUKI, T.; MARIYAMA, A. Changes of sagittal-plane ankle motion and ground reaction force (fore-aft shear) in normal children aged four to 10 years. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v.35, p.417-23, 1993.
- KISTLER **Betriebanleitung:** Mehrkomponenten Messplattform für Biomechanik und Technik. Wintertur, Schweiz, 1975.
- KOMI, P.V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v.23 (S1), p.23-34, 1990.
- KOMI, P.V.; JÄRVINEN, M.; KOKKO, O. In vivo measurement of achillestendon forces in man. I.: methodological development. **International Journal of Sports Medicine**, v.8, p.3-8, 1987.
- KRABBE, B. **Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen:** Einfluß von Laufschuh und Lauftechnik. Köln, 1994. Tese (Doutorado) - Deutsche Sporthochschule Köln, Aachen, Verlag Shaker.
- KRABBE, B.; FARKAS, R.; BAUMANN, W. Intersegmental moments of the lower extremity joints in running: influence of inertia. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 16., Tokyo, 1997. **Abstracts.** Tokyo, International Society of Biomechanics, 1997. p. 267.

- LAI, K.A.; KUO, K.N.; ANDRIACCHI, T.P. Relationship between dynamic deformities and joint moments in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedic**, v.8, n.6, p.690-695, 1988.
- LANYON, L.E.; HAMPSON, W.G.; GOODSIP, A.E.; SHAH, J.S. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. **Acta Scandinavia Orthopaedica**, v.46, n.2, p.256-68, 1975.
- LATASH, M.L. **Control of human movement**. Champaign, Human Kinetics, 1993.
- LATASH, M.L.; TURVEY, M. eds. **Dexterity and its development**. Mahwah, Lawrence Erlbaum, 1996.
- LEDEBT, A.; BRENIÈRE, I. Dynamical implication of anatomical and mechanical parameters in gait initiation process in children. **Human Movement Science**, v.13, p.801-15, 1994.
- LI, Y.; DANGERFIELD, P.H. Inertial characteristics of children and their application to growth study. **Annals of Human Biology**, v.20, n.5, p.433-54, 1993.
- LOBO DA COSTA, P.H.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Análise dinâmica e da atividade muscular em crianças durante o subir e descer escadas e o andar no plano. **Revista Brasileira de Engenharia: Caderno de Engenharia Biomédica**, v.14, n.1, p.23-46, 1998.
- 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.
- McMAHON, E.B.; CARMINES, D.V.; IRANI, R.N. Physiologic bowing in children: an analysis of the pendulum mechanism. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.4, n.1, p.100-5, 1995.
- MANN, R.A.; HAGY, J. Biomechanics of walking, running and sprinting. **American Journal of Sports Medicine**, v.8, p.345-50, 1980.
- MAQUET, P. The human gait by Braune and Fischer. In: CAPPOZZO, A.; MACHETTI, M.; TOSI, V., eds. **Biocomotion: a century of research using moving pictures**. Roma, Promograph, 1992.

- MARINO, G.W.; LEAVITT, J.L. Ground reaction forces in the walking patterns of older adults. **Journal of Biomechanics**, v.21, p.733-44, 1987.
- MARTIN, P.E.; MUNGIOLE, M.; MARZKE, M.W.; LONGHILL, J.M. The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertia properties. **Journal of Biomechanics**, v.22, p.367-76, 1989.
- MESSIER, S.P. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength and flexibility. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.73, n.1, p.29-39, 1992.
- MUYBRIGDE, E. **The human figure in motion**. New York, Dover, 1955.
- 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.
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of musculoskeletal system**. Chichester, John Wiley & Sons, 1994.
- ÖUNPUU, S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. **Instructional Course Lectures**, American Academy of Orthopaedic Surgeons, p.305-18, 1990.
- ÖUNPUU, S.; DAVIS, R.B.; DeLUCA, P.A. Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. **Gait & Posture**, v.4, p.62-78, 1996.
- ÖUNPUU, S.; GAGE, J.R.; DAVIS, R.B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.11, n.3, p.341-9, 1991.
- PANDY, M.G.; BERME, N. Quantitative assessment of gait determinants during single stance via three-dimensional model – part 1'. Normal gait. **Journal of Biomechanics**, v.22, p.717-24, 1989.
- PAUL, J.P. Forces transmitted by joints in the human body. **Proc. Inst. Mech. Eng.**, v.181 (37), p.8-15, 1965.
- PAUWELS, F. **Biomechanics of the locomotor apparatus**. New York, Springer Verlag, 1980.

- PETERSEN, M.M.; JENSEN, N.C.; GEHRCHEN, P.M.; NIELSEN, P.K.; NIELSEN, P.T. The relationship between trabecular bone strength and bone mineral density assessed by dual photon and dual energy x-ray absorptiometry in the proximal tibia. **Calcification Tissue International**, v.59, n.4, p.311-4, 1996.
- PREIS, S.; KLEMMMS, A.; MÜLLER, K. Gait analysis by measuring ground reaction forces in children: changes to an adaptive gait pattern between the ages of one and five years. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v.39, p.228-33, 1997.
- QUADE, K.; GLITSCH, U. Prothesenfüße für die leichtathletik aus biomechanischer Sicht. **Orthopädie Technik**, v.12, p.880-2, 1991.
- SAVELSBERGH, G.J.P., ed. **The development of coordination in infancy**. North-Holland, Elsevier, 1993.
- SCHEPENS, B.; WILLEMS, P.A.; CAVAGNA G.A. The mechanics of running in children. **Journal of Physiology**, n. 509B, p.927-40, 1998.
- SCHMALZ, T. Biomechanische modellierung menschlicher bewegung. In: GRUPE, O.; HEINEMANN, K.; LENK, H.; LOTZ, F.; WEICKER, H., herausg. **Wissenschaftliche Schriftreihe des deutschen Sportbundes**, Band 26. Schorndorf, Verlag Karl Hofmann, 1994.
- SCHNEIDER, K.; ZERNICKE, R.F.; SCHMIDT, R.A.; HART, T.J. Changes in limb dynamics during the practice of rapid arm movements. **Journal of Biomechanics**, v.22, p.805-17, 1989.
- SCHNEIDER, K.; ZERNICKE, R.F.; ULRICH, B.D.; JENSEN, J.L.; THELEN, E. Understanding movement control in infants through the analysis of limb intersegmental dynamics. **Journal of Motor Behavior**, v.22, p.493-520, 1990.
- SCRUTTON, D.R. Footprint sequences of normal children under five years old. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v.11, p.44-53, 1969.
- SELCOM Selspot II Users Manual (Software – Hardware), Partille, Schweden, 1983.

- SERRÃO, J.C. **Aspectos biomecânicos da influência do calçado esportivo na locomoção humana.** São Paulo, 1999. 164p. Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- SHIAVI, R.; HUNT, M.A.; WAGGONER, M. Foot contact timing and the effect of walking speed in normal childhood and adult gait. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v.26, p.342-48, 1998.
- SIEBERTZ, K.M. **Biomechanische Belastungsanalysen unter Berücksichtigung der Leichtbauweise des Bewegungsapparates.** Göttingen, Curvillier Verlag, 1994.
- STUCKE, H. **Zur dynamischen Belastungen des oberen Sprunggelenkes und seines Sehnen- und Bandapparates.** Köln, 1984. Tese (Doutorado), Deutsche Sporthochschule Köln.
- SUN, H.; JENSEN, R. Body segment growth during infancy. **Journal of Biomechanics**, v.27, n.3, p.265-75, 1994.
- SUTHERLAND, D.; COOPER, L.; DANIEL, D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.62-A, p.354-63, 1980.
- SUTHERLAND, D.H.; OLSHEN, R.A.; BIDEN, E.N.; WYATT, M.P. **The development of mature walking: clinics in developmental medicine**, n. 104/105. Oxford, MacKeith, 1988.
- TAGA, G. A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion: I. emergence of basic gait. **Biological Cybernetics**, v.73, p.97-111, 1995.
- 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.
- TAKEGAMI, Y. Wave pattern of ground reaction force of growing children. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.12, n.4, p.522-6, 1992.

- THELEN, E. Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. **Child Development**, v.57, p.1498-506, 1986.
- THELEN, E.; BRADSHAW, G.; WARD, J.A. Spontaneous kicking in mouth-old infants: manifestation of a human central locomotor program. **Behavioral and Neural Biology**, v.32, p.45-53, 1981.
- THELEN, E.; FISHER, D. M. Newborn stepping: an explanation for a "disappearing" reflex. **Developmental Psychology**, v.18, n.5, p.760-75, 1982.
- THELEN, E.; ULRICH, B.D. Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. **Monographs of the Society for Research in Child Development**, v.56, n.1, 1991. /Serial no. 223/
- VAAL, J.; VAN SOEST, A.J.; HOPKINS, B. Modeling the early development of bipedal locomotion: a multidisciplinary approach. **Human Movement Science**, v.14, p.609-36, 1995.
- VAUGHAN, C.L. Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis? **Human Movement Science**, v.15, p.423-43, 1996a.
- VAUGHAN, C.L. Biomechanics of running gait. **CRC Critical Review in Biomedical Engineering**, v.12, n.1, p.1-48, 1996b.
- VAUGHAN, C.L.; DAMIANO, D.L.; ABEL, M.F. Gait of normal children and those with cerebral palsy. In: ALLARD, P.; CAPPOZZO, A.; LUNDBERG, A.; VAUGHAN, C.L. eds. **The three-dimensional analysis of human locomotion**, Baffins Lane, John Wiley & Sons, 1997. p.335-361.
- WINTER, D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of Motor Behavior**, v.6, p.246-56, 1983.
- _____. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Waterloo, University of Waterloo, 1991.
- _____. **Biomechanics and motor control of human movement**. Waterloo, Waterloo Biomechanics, 1990.

- _____. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v.13, p.51-76, 1984.
- WITT, A.N., RETTIG, H., SCHLEGEL, K.F.; HACKENBROCH, M.; HUPFAUER, W.,
herausg. **Orthopädie in Praxis und Klinik**: Band I: Allgemeine Orthopädie.
Stuttgart, George Thieme Verlag, 1980.
- WOLTRING, H. One hundred years of photogrammetry in biolocomotion. In:
CAPPOZZO, A.; MACHETTI, M.; TOSI, V. eds. **Biolocomotion**: a century of
research using moving pictures. Roma, Promograph, 1992. p.199-225.
- ZATZIOSRKY, V.M.; SELUYANOV, V.N. Estimation of the mass and inertia
characteristics of the human body by means of the best predictive regression
equations. In: WINTER, D.A., ed. **Biomechanics IX-B**, Champaign, Human
Kinetics, 1985. p.233-9
- ZATZORSKI, V.M.; WERNER, S.L.; KAIMIN, M.A. Basic kinematics of walking: step
length and step frequency: a review. **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 - Termo de esclarecimento e consentimento para a participação das crianças no estudo.

Deutsche Sporthochschule Köln
Institut für Biomechanik



Deutsche Sporthochschule Köln D-50927 Köln
Carl-Diem-Weg 6
50933 Köln (Müngersdorf)
<http://www.rz.uni-koeln.de/spoher/biom/biom.htm>

Univ.-Prof. Dr. rer. nat. W. Baumann

Telefon: (0221) 4982-565
Telefax: (0221) 4971-598

Mein Zeichen	Auskunft erteilt	Nebenstelle	Datum
	Paula Hentschel Lobo da Costa	-562	10.12.97

Betr. Unterstützung für die Forschung: „Beitrag zur Kinderbewegungsanalyse: „Biomechanisch gestützte Analyse des Ganges von Kleinkindern“; eine Zusammenarbeit der Deutschen Sporthochschule Köln mit der Sporthochschule der Universität Sao Paulo-Brasilien

Doktorarbeit von: Paula Hentschel Lobo da Costa

Betreuer: Prof. Dr. Alberto C. Amadio (Sao Paulo) und Prof. Dr. W. Baumann (Köln)

Sehr geehrte Damen und Herren,

Bei dieser Arbeit handelt es sich um eine Untersuchung zum Gang von 6 jährigen Kindern (Vorschulkinder), die dem Alter entsprechend gehen und laufen können. Die Erkenntnisse, die erarbeitet werden, können im Bereich der Rehabilitation von Bewegungsstörungen (Unfälle, orthopädische oder neuromuskuläre Einschränkungen) genutzt werden. Die Kinder, die daran teilnehmen, werden stehen und gehen, wobei die Haltung und die Bewegungen im Video dokumentiert werden.

Es werden junge Probanden in Alter von 6 bis 7 Jahren gesucht. Die Probanden besuchen ein Mal das Institut für Biomechanik der Sporthochschule Köln (Müngersdorf) und die Untersuchung dauert ca. 1 Stunde. Die Eltern können während des ganzen Untersuchungsverlaufes anwesend sein. Im Rahmen dieser Arbeit bitte ich Sie um Unterstützung.

Mit freundlichen Grüßen


Paula Hentschel Lobo da Costa

ANEXO II - Ficha de protocolo experimental.

VERSUCHSREIHE: Kinder

Name: _____

Datum:

Alter: _____ J

Frequenz: _____ Hz

Kraftme platte

Fx _____ N/V

Fy _____ N/V

Fz _____ N/V

Körpergröße: _____ m

Masse: _____ kg

Beckenbreite: _____ mm

rechtes Bein:

Kniedurchmesser: _____ mm

Sprunggelenkdurchmesser: _____ mm

Fersendurchmesser: _____ mm

Ballendurchmesser: _____ mm

Lage der Sprunggelenkachse:

Achsenkreuz:

Winkel transv.: _____ mm

Winkel frontal: _____ mm

Versuche: Gang	Standbild – rechts
S57p0f01	s57p0s01
S57p0f02	
S57p0f03	
S57p0f04	
S57p0f05	
S57p0f06	
S57p0f07	
S57p0f08	
Bemerkungen	

Versuche: Lauf	Standbild – rechts
S57p0f01	s57p0s01
S57p0f02	
S57p0f03	
S57p0f04	
S57p0f05	
S57p0f06	
S57p0f07	
S57p0f08	
Bemerkungen	