

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

ALETHÉA GOMES NARDINI ARAÚJO

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM MODELO DE
REPRESENTAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES E
ESCÁPULA DURANTE A MARCHA HUMANA**

Campinas
2003

ALETHÉA GOMES NARDINI ARAÚJO

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM MODELO DE
REPRESENTAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES E
ESCÁPULA DURANTE A MARCHA HUMANA**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Pós-Graduação da Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros

Campinas
2003

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

Ar15p	<p>Araújo, Alethéa Gomes Nardini. Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escápula durante a marcha humana / Alethéa Gomes Nardini Araújo. -- Campinas, SP: [s.n], 2003.</p> <p>Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.</p> <p>1. Locomoção humana. 2. Biomecânica. 3. Cinemática. 4. Membros superiores. 5. Ombro. I. Barros, Ricardo Machado Leite de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.</p> <p>(dilsa/fef)</p>
-------	--

Título em inglês: Proposition and evaluation of a model of the upper limbs and scapula representation during the human gait.

Palavras-chave em inglês (Keywords): Human walking; Biomechanics; Kinematics; Upper limbs; Shoulder.
Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Titulação: Mestrado em Educação Física.

Banca Examinadora: Ana Cristina de David. René Brenzikofer. Ricardo Machado Leite de Barros. Sergio Augusto Cunha.

Data da defesa: 04/12/2003.

ALETHÉA GOMES NARDINI ARAÚJO

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM MODELO DE
REPRESENTAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES E ESCÁPULA
DURANTE A MARCHA HUMANA**

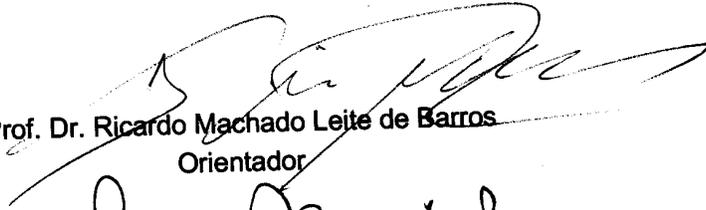
Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado defendida por Alethéa Gomes Nardini Araújo e aprovada pela Comissão julgadora em: 04/12/2003.



Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

Campinas
2003

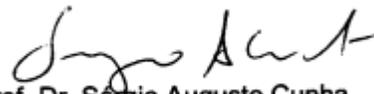
COMISSÃO JULGADORA



Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador



Prof. Dr.ª Ana Cristina de David



Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha



Prof. Dr. René Brenzikofer

Dedicatória

*Ao meu pai Antonio e a minha mãe
Avonéa que tornaram tudo sempre
possível.*

*Ao Rodolfo, meu grande amor e fiel companheiro em
todos os momentos.*

Agradecimentos

Um trabalho não é construído somente pelo autor, é construído com amor e dedicação dos professores, amigos e familiares, muitos me ajudaram diretamente na sua elaboração, muitos me ajudaram durante o aprendizado e muitos estiveram ao meu lado torcendo e vibrando comigo em cada etapa conquistada.

Agradeço primeiramente aos meus pais que sempre colocaram os meus estudos como prioridade em suas vidas.

Ao meu marido que sempre me incentivou, compreendeu e deu forças, o seu amor foi vital durante toda esta trajetória.

*Ao meu orientador Ricardo, meu eterno **obrigada** por sempre acreditar em mim e no meu trabalho, pelos ensinamentos, pela paciência com que me ensinou, pela amizade e pela sinceridade em todos os momentos.*

Às minhas amigas do LIB Lu, Carla, Fer, Cíntia e Dani que dividiram comigo alegrias, vitórias, ansiedade, suas casas e, acima de tudo, uma grande amizade e companheirismo.

Aos meus amigos do Lib Pedro, Miltinho, Pascual, Antonio e Tiago pela paciência com que me ajudaram a entender o universo matemático e por tornar meus dias, principalmente os passeios das tardes estressantes, tão divertidos.

Ao Prof René o meu muito obrigada pelo carinho, ensinamentos, amizade e pelas palavras tão sábias nos momentos difíceis.

Ao amigo Wagner que me fez acreditar que era possível e por sempre me estimular a estudar.

Aos amigos Luciana, Dr Paulo Selber e Dr Alessandro Melanda por me ensinarem a ser a profissional que sou, pela dedicação com que passaram seus conhecimentos e, principalmente por me fazerem gostar e valorizar tanto a marcha humana.

Gostaria de agradecer aos membros da banca, Prof Sérgio, Prof^a Ana e Prof Barreto pelas suas opiniões que contribuíram para o enriquecimento deste trabalho.

ARAÚJO, Alethéa Gomes Nardini. **Proposição e Avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escápula durante a marcha humana.** 2003. 85f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

RESUMO

A marcha humana é um movimento complexo que integra todos os segmentos corporais. Ela é objeto de pesquisa em laboratórios de todo o mundo e nestes o principal protocolo adotado, protocolo Helen Hays, analisa apenas o movimento dos membros inferiores e pelve e, através da interpretação dos resultados, muitos procedimentos invasivos e/ou conservadores podem ser prescritos. O objetivo geral deste trabalho é propor, avaliar e aplicar modelos de representação biomecânica dos membros superiores e escápula visando a análise de marcha. Um segundo objetivo é integrar os modelos propostos ao protocolo experimental para análise de marcha descrito por ANDRADE (2002). O corpo humano foi modelado como um sistema de quinze corpos rígidos articulados, cada um representando um segmento corporal. A cada segmento foi associado um sistema de coordenadas e a posição e a orientação relativas entre dois segmentos foram descritas, respectivamente, pela translação entre suas origens e pela rotação entre as bases a eles associadas. Os modelos de representação do braço e escápula adotados neste trabalho seguem a recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica. Foram avaliados três voluntários do sexo feminino, sem histórico de patologias ou comprometimento da marcha e dois voluntários do sexo masculino portadores de Paralisia Cerebral Diplérgica. Os resultados foram avaliados a partir de testes de acurácia em relação à reconstrução da trajetória de dois marcadores durante a marcha e a acurácia encontrada foi de 2,4mm em um volume calibrado de 4,5m³, o que garantiu a confiabilidade dos resultados. Considerando um ciclo de marcha do membro inferior esquerdo observou-se, nos voluntários normais, que durante a fase de apoio, o ombro direito apresentou aumento da adução, extensão e rotação interna. Durante a fase de balanço, os ângulos mencionados diminuíram. O ombro esquerdo apresentou comportamento simétrico relacionado ao ciclo de marcha. Em relação ao cotovelo, os ângulos de abdução-adução e rotação interna-externa permaneceram constantes em ambos os lados. Um sinal claro de flexão pode ser observado durante todo o ciclo. A análise proposta foi capaz de identificar e caracterizar os padrões de marcha dos voluntários normais. Em relação aos voluntários patológicos, um paciente apresentou um padrão de marcha em *crouch* e ele revelou um comportamento aproximadamente simétrico considerando os membros superiores do lado direito e esquerdo. O outro paciente apresentou rotação interna aumentada no quadril e pé esquerdo associado a uma rotação do tronco para o lado direito. O cotovelo e o ombro do lado direito apresentaram pequena mobilidade provavelmente para compensar a rotação do tronco para este lado. Os resultados obtidos a partir do protocolo proposto para os sujeitos normais e patológicos foram compatíveis com os dados da literatura em relação aos ângulos articulares dos membros inferiores e da pelve. Os resultados da movimentação dos membros superiores, escápula, tronco e cabeça dos voluntários com e sem alterações da marcha também mostraram coerência com a movimentação esperada pela análise visual e com os dados disponíveis na literatura.

Palavras-Chave: Locomoção humana; biomecânica; cinemática; membros superiores; ombro.

ARAÚJO, Alethéa Gomes Nardini. **Proposition and evaluation of a model of the upper limbs and scapula representation during the human gait.** 2003. 85f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

ABSTRACT

The human gait is a complex movement that integrates all body's segments. It is studied in various gait laboratories where the main protocol adopted is the Helen Hays protocol, which considers only the lower limbs and the pelvis movement. With the results obtained from this protocol, respective procedures are prescribed. The aim of this paper is to propose, evaluate and apply models of biomechanical representation of the upper limbs and the scapula, focusing on the gait analysis. The second aim is to integrate the proposed models to an experimental protocol for the gait analysis described by ANDRADE (2002). The human body was modeled as a system of fifteen articulated rigid bodies, each one representing a corporal segment. Each segment was associated to a coordinated system, and the relative position and orientation between two segments were described, by the translation between its origins and the rotation between the bases associated to them. The representation models of the arm and scapula adopted in this paper follow the recommendation of the International Society of Biomechanics. Three female volunteers without gait pathologies and two spastic diplegic cerebral palsy male patients were analyzed. The results were evaluated from the tests of accuracy in relation to the reconstruction of the trajectory of two markers during the gait. The accuracy found was of 2,4mm in a calibrated volume of 4,5m³, thus guarantees the reliability of the results. Considering a left lower limb gait cycle during the stance phase, the right shoulder presented increasing adduction, extension and internal rotation, while during the swing phase these angles decreased. The left shoulder presented a symmetrical behavior related to the gait cycle. Regarding the elbow, the abduction-adduction and internal-external rotation angles remain approximately constant in both sides. A clear signal of flexion can be observed during the cycle. The proposed analysis was able to identify and characterize the normal gait patterns of the normal studied subjects. Regarding the pathological subjects, one patient presented a crouch pattern gait and an approximately symmetrical gait by considering the right and left upper limbs. The other patient presented increased internal rotation on the left hip and in the left foot associated to a right rotation of the trunk. The right shoulder and elbow joints have small mobility, probably to compensate the increased rotation of the trunk to this side. The results obtained from proposed protocol for normal and pathological subjects were compatible with literature results concerning lower limbs and pelvis angles. The upper limbs, scapula, trunk and head results from volunteers without and with gait pathologies were coherent with their articulated motion in relation to visual analysis and to another published studies.

Keywords: Human walking; biomechanics; kinematics; upper limbs; shoulder.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Modelo de Representação Biomecânica do Corpo Humano.....	46
Figura 2 -	Sistema de coordenadas associado ao tronco – vista posterior (P ₄₈ – processo espinhoso da 7 ^a . vértebra cervical, P ₅₀ – espinha ilíaca póstero-superior direita e P ₅₁ – espinha ilíaca póstero-superior esquerda).....	48
Figura 3 -	Sistema de coordenadas associado à escápula esquerda – vista posterior (P ₈₁ – borda medial da espinha da escápula, P ₈₃ – ângulo inferior e P ₈₅ – ângulo acromial).....	50
Figura 4 -	Definição do centro articular da gleno-umeral em relação ao sistema de coordenadas da escápula direita (P ₄₃ – acrômio, P ₈₀ – borda medial da espinha da escápula, P ₈₂ – ângulo inferior, P ₈₄ – ângulo acromial e P ₈₆ – processo coracóide).....	51
Figura 5 -	Sistema de coordenadas associado ao braço esquerdo – vista posterior (P ₃₆ – epicôndilo lateral e P ₃₈ – epicôndilo medial).....	52
Figura 6 -	Sistema de coordenadas associado ao antebraço esquerdo – vista posterior (P ₃₀ – processo estilóide do rádio, P ₃₂ – processo estilóide da ulna, P ₃₆ – epicôndilo lateral do úmero, P ₃₈ – epicôndilo medial do úmero).....	54
Figura 7 -	Sistema de marcas técnicas associado ao braço esquerdo (P ₇₇ – anterior inferior, P ₇₈ – anterior superior e P ₇₉ – posterior superior) e sistema de coordenadas definido pelos marcadores anatômicos (lado esquerdo). Sistema de coordenadas definido pelo sistema de marcas técnicas do braço esquerdo (lado direito).....	56
Figura 8 -	Eixos de rotação e nomenclatura clínica (Figura extraída e adaptada de VAUGHAN et al., 1992).....	58
Figura 9 -	Calibradores posicionados no LIB para calibrar o volume destinado à execução do movimento da marcha e o sistema de coordenadas associado ao laboratório.....	63
Figura 10 -	Dimensões do LIB (em metros), volume calibrado e disposição das câmeras	64
Figura 11 -	Marcadores posicionados na escápula esquerda (P ₄₄ – acrômio, P ₈₁ – borda medial da espinha da escápula, P ₈₃ – ângulo inferior, P ₈₅ – ângulo acromial, P ₈₇ – processo coracóide, P ₉₄ – ângulo superior, P ₉₆ – borda medial e P ₉₈ – borda lateral).....	65
Figura 12 -	Dimensões do LIB (em metros), posicionamento dos calibradores e disposição das câmeras.....	68
Figura 13 -	Marcadores utilizados na tomada estática durante a coleta de marcha.....	70
Figura 14 -	Marcadores utilizados na tomada dinâmica durante a coleta de marcha.....	70
Figura 15 -	As três fases da abdução do ombro: primeira fase (a), segunda fase (b) e terceira fase (c) (Figura extraída e adaptada de KAPANDJI, 2000).....	76
Figura 16 -	As três fases da flexão do ombro: primeira fase (a), segunda fase (b) e terceira fase (c) (Figura extraída e adaptada de KAPANDJI, 2000).....	77

Figura 17 -	Valores simulados para o ângulo de flexão e abdução da escápula direita em relação ao laboratório em um frame com 1000 repetições, em cada repetição um erro aleatório é acrescido às coordenadas dos pontos da escápula.....	78
Figura 18 -	Valores simulados para a localização do centro articular da gleno-umeral em relação às coordenadas X, Y e Z do laboratório em um frame com 1000 repetições, em cada repetição um erro aleatório é acrescido às coordenadas dos pontos da escápula.....	79
Figura 19 -	Distância entre dois marcadores fixados sobre o sistema de marcas técnicas durante a marcha do voluntário 1.....	81
Figura 20 -	Deslocamento do centro articular da gleno-umeral (azul) e acrômio (acrômio) durante a marcha em relação ao sistema de coordenadas do laboratório.....	82
Figura 21 -	Ângulos articulares do tornozelo esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	85
Figura 22 -	Ângulos articulares do joelho esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	86
Figura 23 -	Ângulos articulares do quadril esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	88
Figura 24 -	Ângulos articulares da pelve em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	89
Figura 25 -	Ângulos articulares do tronco em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	90
Figura 26 -	Ângulos articulares da cabeça em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	91
Figura 27 -	Ângulos articulares do cotovelo esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	92
Figura 28 -	Ângulos articulares do cotovelo direito nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o <i>toe-off</i> de cada voluntário.....	93

- Figura 29 -** Ângulos articulares da gleno-umeral esquerda nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário. 94
- Figura 30 -** Ângulos articulares da gleno-umeral direita nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário..... 95
- Figura 31 -** Ângulos articulares da escápula esquerda em relação ao tronco nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário..... 97
- Figura 32 -** Ângulos articulares da escápula direita em relação ao tronco nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário..... 98
- Figura 33 -** Ângulos articulares do tornozelo nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 100
- Figura 34 -** Ângulos articulares do joelho nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 101
- Figura 35 -** Ângulos articulares do quadril nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 102
- Figura 36 -** Ângulos articulares da pelve em relação ao laboratório nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) num ciclo de marcha do membro inferior esquerdo. Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 103
- Figura 37 -** Ângulos articulares do tronco em relação ao laboratório nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 104

- Ângulos articulares da cabeça em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 105
- Figura 38 -**
- Ângulos articulares do cotovelo esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 106
- Figura 39 -**
- Ângulos articulares do cotovelo direito nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 107
- Figura 40 -**
- Ângulos articulares do ombro esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (azul) e voluntário B (vermelho). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 108
- Figura 41 -**
- Ângulos articulares da gleno-umeral nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*..... 109
- Figura 42 -**
- Ângulos articulares da escápula esquerda em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*... 110
- Figura 43 -**
- Ângulos articulares da escápula direita em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*... 111
- Figura 44 -**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Descrição dos voluntários analisados durante a aplicação dos modelos de representação na marcha humana.....	69
Tabela 2 -	Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de flexão do ombro. Não foi possível a reconstrução tridimensional do marcador posicionado no processo coracóide (P_{86}).....	74
Tabela 3 -	Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de abdução do ombro.....	74
Tabela 4 -	Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de rotação interna-externa do ombro.....	74
Tabela 5 -	Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento dos membros superiores na marcha.....	75
Tabela 6 -	Avaliação da distância entre dois marcadores durante a marcha humana.....	80

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	15
LISTA DE TABELAS.....	23
1 INTRODUÇÃO	29
2 OBJETIVOS	33
2.1. Objetivo Geral	33
2.2. Objetivos Específicos	33
3 REVISÃO DA LITERATURA	35
3.1. Modelos Biomecânicos de Representação do Ombro	35
3.2. Modelos Biomecânicos de Representação do Cotovelo.....	39
3.3. Análise dos Membros Superiores na Marcha	40
4 PROPOSIÇÃO DO MODELO DE REPRESENTAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES E ESCÁPULA	43
4.1. Modelo de representação biomecânica do corpo humano.....	44
4.1.1. Segmentos corporais.....	44
4.1.2. Articulações	47
4.2. Construção dos sistemas de coordenadas associados aos segmentos.....	47
4.2.1. Construção do sistema de coordenadas associado às marcas técnicas	56
4.3. Ângulos articulares	57
5 METODOLOGIA.....	59
5.1. Sistema de análise tridimensional	59
5.1.1. Sincronização das câmeras	60
5.1.2. Medição das coordenadas.....	61
5.1.3. Ambiente da coleta de dados	61
5.1.4. Calibração e reconstrução tridimensional das coordenadas	62
5.2. Análise do modelo de representação da escápula.....	63
5.2.1. Material.....	64
5.2.2. Sujeito.....	65
5.2.3. Procedimento Experimental	65
5.2.4. Análise dos dados	66
5.3. Aplicação dos modelos de representação na marcha humana.....	67
5.3.1. Material.....	67
5.3.2. Sujeitos	68
5.3.3. Procedimento Experimental	69
5.3.4. Tratamento dos Dados	71
5.3.5. Avaliação da acurácia das medidas	71

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	73
6.1. Análise do modelo de representação da escápula.....	73
6.2. Aplicação dos modelos de representação na marcha humana.....	80
6.2.1. Avaliação da acurácia das medidas	80
6.2.2. Centro articular da Gleno-umeral	81
6.2.3. Ângulos Articulares na situação dinâmica	83
6.2.3.1. Grupo Normal.....	84
6.2.3.2. Grupo Patológico.....	99
7 CONCLUSÕES.....	113
REFERÊNCIAS	117

1 Introdução

A marcha humana é um movimento complexo que consiste de uma transferência suave de peso de um membro inferior para outro enquanto se mantém simultaneamente a estabilidade no apoio (GAGE, 1991 e PERRY, 1992). A sua análise tem sido uma importante forma de avaliação tanto da marcha normal como da patológica, sendo utilizada como meio diagnóstico de alterações neuromusculares, musculoesqueléticas e como método para avaliação após tratamento cirúrgico ou fisioterapêutico. Na análise convencional da marcha, é utilizado um protocolo estrito da avaliação da marcha patológica. Através deste exame, muitos procedimentos invasivos (cirúrgicos) ou conservadores (p. ex. Botox e órteses) podem ser prescritos.

Na maioria dos laboratórios, o exame de marcha é constituído de três etapas pré-determinadas. A primeira etapa consiste de uma avaliação física, em que é verificada a presença ou não de espasticidade (aumento do tônus muscular), deformidades (perda total da mobilidade articular ativa e passiva), contraturas (postura anormal da articulação devido a um encurtamento persistente da musculatura) e força muscular dos membros inferiores. Após essa avaliação, o indivíduo é preparado para a análise cinemática dos movimentos. A segunda etapa do exame é a filmagem da marcha do indivíduo e a terceira etapa é a análise cinemática, cinética e eletromiográfica das principais articulações e músculos dos membros inferiores.

Nestes laboratórios, um dos modelos de representação dos segmentos corporais mais utilizados é o proposto por KADABA et al. (1990), que consiste de 15 marcadores de superfície distribuídos em pontos anatômicos dos membros inferiores e pelve. Neste protocolo não são incluídos os membros superiores, o tronco, a escápula e a cabeça. Isto ocorre principalmente devido à complexidade metodológica da análise integrada com esses segmentos e pela ausência de modelos de representação biomecânica que os orientem.

Considerando o corpo humano como um sistema de corpos rígidos articulados, uma análise de marcha que integrasse o movimento dos membros superiores, tronco e cabeça aos membros inferiores e pelve resultaria em uma avaliação completa do indivíduo fornecendo parâmetros importantes para a avaliação e entendimento da marcha humana, uma vez que o movimento dos membros superiores pode estar interferindo no padrão de movimento dos

membros inferiores, além de acrescentar informações à análise de pacientes com distúrbios motores. Em algumas patologias, como por exemplo, Paralisia Cerebral e Mielomeningocele, é visível a utilização de movimentos dos membros superiores e tronco, ditos movimentos compensatórios, para auxiliar a marcha.

HINRICHS (1990) descreve a importância dos membros superiores na corrida e afirma que o papel dos membros superiores é fundamental na conservação do momento angular em torno do eixo longitudinal do corpo. Através dos torques internos sobre esse eixo, os membros superiores e o tronco superior transferem impulsos angulares para os membros inferiores se alternarem durante as fases de apoio e balanço. Portanto, se os membros superiores desempenham um importante papel na corrida, não serão importantes também para a realização da marcha humana?

Segundo RAU et al. (2000) a análise do movimento dos membros superiores está em um estágio inicial e a introdução de rotinas clínicas parece ser um passo para o futuro. A variedade, a complexidade e a amplitude de movimento dos membros superiores geram um desafio na avaliação e interpretação dos dados.

Para realizar uma avaliação da marcha em que são considerados os segmentos tanto dos membros inferiores quanto dos membros superiores, tronco e cabeça é necessário um protocolo que defina e oriente modelos biomecânicos de representação de todos estes segmentos e de um sistema de análise capaz de coletar e quantificar os dados correspondentes.

O Grupo Internacional do Ombro (ISG – grupo técnico da Sociedade Internacional de Biomecânica) propõe um modelo biomecânico de representação do ombro através de sistemas de coordenadas locais associados à escápula, ao úmero, à clavícula, ao esterno e ao tronco (VAN DER HELM, 2002), ainda não aplicado à análise de marcha. Este Grupo recomenda que estes modelos sejam utilizados nos estudos do ombro visando uma padronização entre os trabalhos. Em trabalho anterior realizado no Laboratório para Instrumentação em Biomecânica, ANDRADE (2002) propôs um modelo de representação para o corpo humano, onde são considerados os segmentos dos membros superiores, tronco e ca

beça, e aplicou este modelo na análise da marcha de um indivíduo. Este modelo foi proposto para o sistema de análise cinemática Dvideow, porém com possibilidade de ser integrado a outros protocolos.

Este trabalho visa principalmente associar estes dois protocolos (VAN DER HELM, 2002 e ANDRADE, 2002) e aplicá-los na marcha humana. Deste modo esperamos acrescentar informações aos dados já descritos e com isso contribuir para um maior entendimento deste movimento tão complexo que é a marcha humana.

Para tal, o primeiro passo para a elaboração deste trabalho foi buscar na literatura trabalhos que propusessem modelos de representação biomecânica dos membros superiores e que descrevessem o seu movimento durante a marcha, esta pesquisa encontra-se descrita no capítulo Revisão da Literatura.

Após analisarmos os modelos já descritos, propomos um modelo de representação visando a análise de marcha, isto encontra-se no capítulo Proposição do Modelo de Representação dos Membros Superiores e Escápula, onde descrevemos como os segmentos corporais foram modelados e orientados, quais as articulações analisadas e o cálculo dos ângulos articulares.

Estes modelos foram propostos para o sistema de análise cinemática Dvideow e no capítulo Metodologia descrevemos este sistema, além de todo o procedimento experimental, tratamento dos dados e avaliação do sistema.

Por último, apresentamos os dados no capítulo Resultados e Discussão e comparamos os dados obtidos com os descritos na literatura.

2 Objetivos

2.1. Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é propor, avaliar e aplicar modelos de representação biomecânica dos membros superiores e escápula visando a análise de marcha.

2.2. Objetivos Específicos

- Propor modelos de representação biomecânica para os segmentos braço, antebraço e escápula baseados na recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica;
- Integrar os modelos propostos ao protocolo experimental para análise de marcha descrito por ANDRADE (2002) utilizando o sistema de análise cinemática Dvideow;
- Realizar testes de acurácia do sistema para verificar a confiabilidade dos resultados apresentados;
- Aplicar o modelo proposto na análise do movimento tridimensional das articulações do tornozelo, joelho, quadril, ombro, cotovelo, escápula em relação ao tronco, além da orientação da pelve, do tronco e da cabeça em relação ao laboratório durante a marcha em sujeitos normais e portadores de Paralisia Cerebral do tipo Diplegia Espástica.

3 Revisão da Literatura

O objetivo deste capítulo é descrever os modelos biomecânicos de representação dos membros superiores encontrados na literatura e revisar as caracterizações do movimento dos membros superiores durante a marcha. As bibliotecas eletrônicas consultadas foram o Probe, MedLine e PubMed, selecionando as palavras chaves marcha, membros superiores, ombro, escápula, cinemática, movimento tridimensional, amplitude de movimento, biomecânica e modelos biomecânicos.

3.1. Modelos Biomecânicos de Representação do Ombro

A elaboração de um modelo biomecânico de representação do complexo do ombro é dificultada pela complexidade anatômica da região que envolve cinco articulações (ENGIN & TÜMER, 1989). Alguns pesquisadores propuseram modelos biomecânicos, porém sem considerar todas as articulações envolvidas. A maioria dos estudos foi realizada em cadáveres e com uma grande preocupação em descrever o movimento da articulação gleno-umeral e escápulo-torácica durante a abdução e flexão do ombro. No início da década de 90, os sistemas de análise tridimensional começaram a ser utilizados na análise cinemática do movimento do ombro e, desde então, a grande preocupação tem sido padronizar um modelo de representação para o ombro que possa ser implementado em qualquer sistema ou protocolo.

Um dos primeiros modelos para representar o ombro foi proposto por HÖGFERS *et al.* (1987). Eles tinham como objetivo avaliar forças musculares e articulares em função das posições de trabalho e carga externa. Para tal, idealizaram elementos estruturais, identificaram e descreveram um sistema de coordenadas fixo em cada osso que compõe o ombro e realizaram medidas nos ossos e no corpo de quatro cadáveres com régua e goniômetro para determinar as

inserções musculares e limitações geométricas. Os ossos (esterno, clavícula, escápula e úmero) foram modelados como corpos rígidos com três graus de liberdade de rotação no espaço e, em cada osso, foram identificados três pontos para formar os sistemas de coordenadas locais. Em relação ao úmero, como a cabeça umeral tem forma esférica, o centro desta esfera foi utilizado como origem deste sistema de coordenada. Eles concluíram que para descrever o ombro são necessários quatro sistemas de coordenadas, um sistema global fixo ao tórax e três locais fixos à clavícula, escápula e úmero.

Em 1991, AN *et al.* utilizaram o sistema *Isotrack 3Space System* para estudar o movimento passivo da articulação gleno-umeral durante a elevação do braço em nove cadáveres. O objetivo deste trabalho era desenvolver um protocolo para medir a orientação tridimensional do úmero em relação à escápula e definir a cinemática gleno-umeral baseada em princípios mecânicos. Foram definidos dois sistemas de coordenadas, um sistema fixo associado a glenóide da escápula e um sistema móvel associado ao úmero. Em relação ao sistema associado ao úmero, sua origem não estava definida no centro da cabeça umeral, mas sim sobre um sensor atado ao úmero. O movimento do úmero em relação à escápula foi descrito pelos ângulos de Euler.

VEEGER *et al.* (1991) tinham como grande preocupação desenvolver um modelo musculoesquelético tridimensional com todos os parâmetros necessários para descrever a inércia, a geometria e a contração muscular do ombro. Foi realizado um estudo em sete cadáveres e, para cada cadáver, parâmetros inerciais como a massa do segmento e o centro de gravidade foram analisados. Parâmetros musculares como a área de secção transversa fisiológica e a massa de cada músculo foram estimados a partir de dados antropométricos. As coordenadas tridimensionais de estruturas morfológicas foram medidas utilizando-se um aparelho denominado digitalizador (cadeia aberta de quatro links de 0,2m cada, conectados por quatro dobradiças perpendiculares, a rotação de cada dobradiça era registrada com um potenciômetro e a conversão A – D foi realizada *on-line*). Esta pesquisa teve continuação no trabalho de VAN DER HELM *et al.* (1992), cujo objetivo era descrever o método e os resultados no cálculo das posições das fixações musculares e ligamentares, trajetórias musculares e posições dos centros de rotação das articulações envolvidas. Neste estudo, coordenadas espaciais foram obtidas utilizando o digitalizador e, posteriormente, as estruturas morfológicas puderam ser descritas matematicamente pelas formas geométricas, as quais foram ajustadas aos pontos digitalizados utilizando um critério de quadrados mínimos. A articulação gleno-umeral pôde ser representada

como uma perfeita articulação bola-soquete sem translação do centro de rotação do úmero em relação à escápula, por isso seu centro de rotação estava localizado no centro da esfera ajustada. O raio da cabeça umeral foi estimado a partir do raio da esfera ajustada.

MESKERS *et al.* (1998) estimaram a posição do centro de rotação da articulação gleno-umeral a partir de cinco marcadores posicionados na escápula. Eles realizaram um estudo em escápulas de cadáveres utilizando marcadores de superfície posicionados no acrômio, borda medial da espinha da escápula, ângulo inferior, ângulo acromial e processo coracóide. As posições tridimensionais dos marcadores foram obtidas utilizando um digitalizador e cada marcador foi medido cinco vezes por dois observadores. As coordenadas dos marcadores e as distâncias entre eles foram utilizadas como parâmetros em uma equação de regressão linear, com a qual se obtém a localização do centro de rotação da gleno-umeral em relação a um sistema de coordenadas fixo à escápula. Através dos resultados obtidos com essa regressão, estimaram uma situação *in vivo* e concluíram que esse método de predição do centro articular permite uma adequada construção de um sistema de coordenadas associado ao úmero.

VEEGER (2000) para verificar se o centro de rotação “geométrico” da gleno-umeral é também o centro de rotação cinemático e se este centro de rotação “geométrico” pode ser descrito como o centro de uma esfera ajustada, comparou dois métodos de localização do centro da gleno-umeral, cinemático e geométrico numa situação *in vitro*. O centro de rotação cinemático foi calculado como o melhor ponto pivô (WOLTRING, 1990) para 3 movimentos do úmero sobre a escápula (abdução-adução, flexão-extensão e rotação interna-externa). Para cada movimento os eixos helicais instantâneos foram determinados utilizando o algoritmo descrito por WOLTRING (1990) e, a partir destes eixos, o ponto de pivô foi calculado. O centro de rotação “geométrico” foi calculado baseado no trabalho de VAN DER HELM *et al.* (1992), onde o centro de rotação é o centro da esfera ajustada a superfície glenóide. Os dados tridimensionais foram coletados pelo *3Space™ Isotrack™ System* em quatro cadáveres. Os resultados indicaram que não houve diferença significativa entre os métodos e que as equações de regressão publicadas por MESKERS *et al.* (1998) também baseadas na geometria da articulação são aplicáveis.

Todos estes estudos foram realizados *in vitro*, menos o estudo da equação de regressão (MESKERS *et al.*, 1998), sua confiabilidade não foi avaliada *in vivo*. STOKDIJK *et al.* (2000) realizaram um estudo comparativo de três métodos de localização do centro de rotação da gleno-umeral *in vivo*. Os métodos avaliados foram: o método das equações de regressão, o método da

esfera ajustada e o método dos eixos helicais. O trabalho foi dividido em duas fases, na primeira um sujeito foi medido dez vezes por um observador e na segunda um observador mediu dez sujeitos duas vezes e outro observador mediu os mesmos dez sujeitos uma única vez. Foi utilizado o *Flock of BirdsTM* (FoB) 3D *electromagnetic tracking device* para obter a posição e a orientação do úmero e escápula. Os resultados da primeira fase do trabalho demonstraram que os três métodos foram capazes de localizar o centro de rotação da gleno-umeral, porém a localização do centro diferiu significativamente entre os métodos ($p < 0,001$). A segunda fase do trabalho demonstrou que a confiabilidade inter e intra observador era suficiente para o método da esfera ajustada e para o método dos eixos helicais. Duas avaliações de um observador diferiram significativamente ($p < 0,008$) utilizando o método de regressão. Os autores preferem o método dos eixos helicais, por ser um método que permite a localização de eixos articulares de outras articulações do membro superior como cotovelo e punho.

Atualmente, o Grupo Internacional do Ombro (VAN DER HELM, 2002) propõe um modelo de representação biomecânica para descrever os movimentos tridimensionais do complexo do ombro, através de um sistema de coordenadas local nos seguintes ossos: clavícula, escápula, úmero e esterno, além de um sistema de coordenadas para o tronco. O sistema de coordenadas local da escápula é definido por três marcadores de superfície localizados no ângulo acromial, borda medial da espinha da escápula e ângulo inferior, e a origem do sistema está localizada no ângulo acromial. O sistema de coordenadas local do úmero é definido por dois marcadores de superfície localizados no epicôndilo lateral e epicôndilo medial, e o terceiro ponto é definido com a localização do centro de rotação da articulação gleno-umeral (GH). O GH pode ser estimado pelo método de regressão (MESKERS *et al.*, 1998) ou pelo cálculo do centro de rotação dos Eixos Helicais (IHA) dos movimentos da gleno-umeral (STOKDIJK *et al.*, 2000 e VEEGER & YU, 1996). O Grupo Internacional do Ombro restringe o método dos eixos helicais nos casos de translações na articulação como ocorre nas luxações da gleno-umeral.

SIBELLA *et al.* (2002) desenvolveram um protocolo experimental e um novo modelo biomecânico para a análise do movimento dos membros superiores para ser utilizado em um ambiente tridimensional sem nenhuma restrição e propõem que seja integrado aos protocolos de análise de marcha já existentes. O protocolo experimental baseia-se no posicionamento de treze marcadores retrorefletivos em pontos anatômicos específicos dos membros superiores (C7 e, bilateralmente, os seguintes pontos anatômicos: acrômio, úmero, epicôndilo umeral, processo

estilóide da ulna, epífise do rádio e cabeça do terceiro metacarpo). A partir destes pontos foram identificados sete segmentos corporais: tronco, braços, antebraços e mãos. Cada segmento foi modelado como corpo rígido. A cada segmento foi associado um sistema de coordenadas e o movimento relativo entre estes sistemas locais permitiu calcular os ângulos articulares utilizando os ângulos *Cardan*. Os centros articulares foram calculados como os pontos com menor deslocamento 3D durante todo o movimento. Para validar o protocolo e o algoritmo para cálculo do ângulo articular, foi construído um modelo mecânico do membro superior com dois segmentos rígidos e uma articulação modelada com um grau de liberdade. Neste modelo foram posicionados marcadores e diversos testes, tanto estáticos quanto dinâmicos, foram realizados. O procedimento de cálculo apresentou alta confiabilidade e reprodutibilidade, segundo a autora.

ANDRADE (2002), também propôs um protocolo para orientação dos membros superiores associado aos membros inferiores, cabeça, tronco e pelve e, aplicou-o na marcha humana de um voluntário. O corpo humano foi representado como um sistema de quinze segmentos corporais, cada segmento corporal modelado como corpo rígido. Foram utilizados dois sistemas de marcação, um sistema de marcas anatômicas e um sistema de marcas técnicas. Isto possibilitou a construção de dois sistemas de coordenadas associados aos segmentos braços, antebraços, pernas e coxas durante uma situação estática. Durante a marcha foi removida parte do sistema de marcas anatômicas, posteriormente os marcadores anatômicos foram localizados devido à relação entre os sistemas de coordenadas. No protocolo completo foram posicionados 79 marcadores retrorefletivos durante a situação estática e na situação dinâmica o voluntário permaneceu com 40 marcadores. Este estudo não teve como objetivo a validação do protocolo proposto. Os resultados encontrados foram comparados com dados da literatura e estes se apresentaram compatíveis.

3.2. Modelos Biomecânicos de Representação do Cotovelo

VEEGER & YU (1996), coletaram informações quantitativas para determinar os eixos de rotação do cotovelo e antebraço, permitindo um modelo tridimensional mais completo do

membro superior. Para tal, analisaram cinco membros superiores de cadáveres para determinar as posições tridimensionais e as orientações dos eixos de rotação para os movimentos de flexão do cotovelo e pronação-supinação do antebraço, estes eixos foram estimados pelos algoritmos dos Eixos Helicais Instantâneos (IHA). Utilizaram um sistema de registro eletromagnético (*Isotrack*, Polhemus). Os eixos encontrados foram quase perpendiculares ($88,9^\circ \pm 5,1^\circ$) e concluíram que o complexo cotovelo-antebraço pode ser modelado como um sistema com dois graus de liberdade de rotação, flexão-extensão e pronação-supinação.

No estudo de ANDRADE (2002), a articulação do cotovelo foi modelada com três graus de liberdade de rotação. O rádio e a ulna foram considerados como um único complexo e um sistema de coordenadas foi fixado no antebraço a partir de quatro marcadores de superfície, epicôndilo lateral do úmero, epicôndilo medial do úmero, processo estilóide do rádio e processo estilóide da ulna. Os dados tridimensionais foram obtidos utilizando-se o sistema de análise tridimensional *Dvideow* (Digital Vídeo for Biomechanics), desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica.

3.3. Análise dos Membros Superiores na Marcha

BRAUNE & FISHER (1895) foram os primeiros pesquisadores a registrar os movimentos tridimensionais do ombro, cabeça e tronco associados aos membros inferiores, todos modelados com um grau de liberdade, de um sujeito normal durante três coletas de marcha utilizando os princípios da fotogrametria. O procedimento experimental e o processamento dos resultados consumiam muito tempo, porém foi o primeiro trabalho capaz de mostrar uma análise completa e integrada da marcha.

Outro trabalho que utilizou os princípios da fotogrametria foi o de MURRAY *et al.* (1967). Eles identificaram as amplitudes de movimento do membro superior na marcha em velocidade livre e velocidade rápida. Os marcadores foram posicionados no terço superior lateral do úmero, epicôndilo lateral do úmero e base do terceiro metacarpo. Foram medidas as amplitudes de flexão-extensão do cotovelo e do ombro durante um ciclo de marcha em trinta voluntários. Relataram que, durante uma passada, cada articulação flexionava e estendia em uma

amplitude de movimento de 30° a 40°. Na marcha com velocidade mais rápida, esta amplitude aumentava devido a maior utilização de extensão do ombro e flexão do cotovelo. A variabilidade da amplitude de movimento foi grande entre os voluntários.

PERRY (1992) descreveu o movimento do ombro e cotovelo com apenas um grau de liberdade em cada articulação durante um ciclo de marcha. Segundo a autora, o ombro inicia o ciclo de marcha em uma posição de máxima extensão, flexiona no final do apoio terminal e novamente estende durante a fase de balanço e o cotovelo apresenta um arco equivalente de flexão e extensão durante cada passada.

Os estudos citados anteriormente descrevem o movimento do ombro e cotovelo no plano sagital. MURRAY *et al.* (1967) e PERRY (1992) encontraram resultados semelhantes.

ANDRADE (2002) analisou a marcha de um voluntário considerando as articulações dos membros superiores, membros inferiores, cabeça e tronco com três graus de liberdade. Para tal foi desenvolvido um protocolo específico para a marcha com possibilidade de associar a captura de variáveis antropométricas utilizando o sistema de análise tridimensional *Dvideow*. Apesar de este protocolo ter sido utilizado em apenas um voluntário os resultados dos ângulos articulares dos membros inferiores mostraram-se compatíveis com os dados descritos na literatura. Os ângulos dos membros superiores (ombro e cotovelo) apresentaram coerência com a análise visual e os ângulos de flexão-extensão concordaram com os estudos citados anteriormente.

4 Proposição do Modelo de Representação dos Membros Superiores e Escápula

Um corpo rígido no espaço tridimensional tem seis graus de liberdade de movimentação, o que significa que são necessárias seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação no espaço (VAUGHAN *et al.*, 1992). Os seis graus de liberdade são três coordenadas cartesianas de um ponto no corpo, para especificar a sua localização e três ângulos em relação a um conjunto de eixos de referência para especificar a sua orientação (ROSE & GAMBLE, 1993).

Neste trabalho, o corpo humano foi modelado como um sistema de quinze corpos rígidos articulados, conforme descreveremos posteriormente, cada um representando um segmento corporal. A cada segmento corporal (n) foi associado um sistema de coordenadas Σ_n (O_n , \vec{i}_n , \vec{j}_n , \vec{k}_n), onde O é o ponto que define sua origem, e \vec{i}_n , \vec{j}_n , \vec{k}_n são vetores de uma base ortonormal do espaço. A posição e orientação relativa entre dois segmentos corporais no espaço, ou de um segmento em relação ao sistema de coordenadas fixo ao laboratório, é feita posicionando-se a origem de um sistema em relação ao outro e pela matriz de mudança de base entre os sistemas.

A decomposição conveniente da matriz de mudança de base fornece três variáveis independentes, p. ex. os ângulos de *Euler*, que são usados neste trabalho para caracterizar as rotações de um sistema de coordenadas em relação ao outro. Assim, as três coordenadas da origem de um sistema em relação ao outro e os três ângulos de *Euler* fornecem as seis variáveis independentes que caracterizam a posição e orientação de um segmento em relação ao outro.

A definição da origem de cada segmento e a base de vetores associada à ele foram escolhidos respeitando-se, sempre que possível, a geometria do segmento e a nomenclatura largamente adotada para planos e eixos anatômicos. Usaremos a terminologia de plano quasi-sagital, definido pelos vetores (\vec{i} , \vec{j}); plano quasi-frontal, definido pelos vetores (\vec{k} , \vec{i}) e plano quasi-transverso, definido pelos vetores (\vec{j} , \vec{k}).

A orientação dos sistemas de coordenadas associados aos segmentos dos membros inferiores, pelve, tronco e cabeça basearam-se no estudo de ANDRADE (2002), já a construção e

orientação dos sistemas de coordenadas associados aos membros superiores e escápula são propostos neste trabalho e basearam-se nos modelos recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (VAN DER HELM, 2002). O protocolo da Sociedade Internacional de Biomecânica propõe apenas uma direção para o segmento do antebraço (\vec{i}), as outras duas direções (\vec{j}, \vec{k}) são definidas neste trabalho.

Nos segmentos coxa, perna, braço e antebraço, direito e esquerdo, adotou-se o uso de um sistema de marcas técnicas associado ao segmento, além de um sistema de marcas anatômicas. Com isso, objetivou-se simplificar os procedimentos de rastreamento (*tracking*) de marcadores, permitindo também a representação dos pés com três graus de liberdade de rotação.

Neste capítulo serão apresentados, portanto, os segmentos corporais considerados, as articulações analisadas, a construção dos sistemas de coordenadas através dos sistemas de marcas anatômicas e técnicas associados aos membros superiores e a definição dos ângulos articulares.

4.1. Modelo de representação biomecânica do corpo humano

4.1.1. Segmentos corporais

Foram considerados quinze segmentos corporais no modelo de representação do corpo humano: pés, pernas, coxas, antebraços, braços, escápulas, cabeça, tronco e pelve (Figura1). O segmento mão não foi considerado por não apresentar grande influência sobre o conjunto do movimento e, portanto, não se justificaria aumentar a dificuldade no rastreamento dos marcadores.

A cada segmento corporal foi associado um sistema de coordenadas construído de maneira que a orientação obtida seja coerente com a definição de planos e eixos anatômicos do corpo humano, permitindo assim uma interpretação dos resultados baseada nesta convenção.

Aos segmentos braços, antebraços, pernas e coxas foram associados dois sistemas de coordenadas, um determinado por um sistema de marcas anatômicas e outro determinado por um sistema de marcas técnicas. Em uma tomada estática, ou quadro de referência, a posição e orientação do sistema de marcas anatômicas são registradas simultaneamente ao sistema de marcas técnicas. Como os segmentos são considerados corpos rígidos e admite-se não haver movimentação relativa entre eles, é possível remover o sistema de marcas anatômicas durante a marcha, recalculando sua posição e orientação a partir do sistema de marcas técnicas da seguinte forma.

Na tomada estática, as coordenadas dos marcadores são reconstruídas em relação ao sistema de coordenadas do laboratório (**L**). Com estes pontos o sistema de coordenadas formado a partir do sistema de marcas anatômicas (**A**) e o sistema de coordenadas formado a partir do sistema de marcas técnicas (**T**) são construídos. É possível então calcular a matriz de mudança de base do laboratório para o sistema de marcas anatômicas (**M_A**) e a matriz de mudança de base do laboratório para o sistema de marcas técnicas (**M_T**) (BOULOS, 1987).

$$\begin{array}{l} \mathbf{L} \xrightarrow{\mathbf{M}_A} \mathbf{A} \\ \left[\begin{array}{c} \\ \end{array} \right]_{\mathbf{L}} = \mathbf{M}_A \left[\begin{array}{c} \\ \end{array} \right]_{\mathbf{A}} \end{array} \quad \begin{array}{l} \mathbf{L} \xrightarrow{\mathbf{M}_T} \mathbf{T} \\ \left[\begin{array}{c} \\ \end{array} \right]_{\mathbf{L}} = \mathbf{M}_T \left[\begin{array}{c} \\ \end{array} \right]_{\mathbf{T}} \end{array}$$

Na tomada dinâmica, obtém-se por reconstrução os pontos referentes ao sistema de marcas técnicas em cada frame e a matriz de mudança de base do laboratório para o sistema de marcas técnicas, o inverso desta matriz é a mudança de base do sistema de marcas técnicas para o laboratório.

$$\mathbf{T} \xrightarrow{\mathbf{M}_T^{-1}} \mathbf{L}$$

Como queremos encontrar o sistema de coordenadas relativo ao sistema de marcas anatômicas (**A**) em cada frame a partir do sistema de coordenadas construído pelo sistema de marcas técnicas (**T**), utilizamos a relação a seguir.

$$\mathbf{T} \xrightarrow{\mathbf{M}_T^{-1}} \mathbf{L} \xrightarrow{\mathbf{M}_A} \mathbf{A}$$

Desta forma, obtemos as coordenadas dos pontos que formam o sistema de marcas anatômicas durante a situação dinâmica.

A nomenclatura utilizada para a representação biomecânica do corpo humano foi: S_n para os segmentos corporais, A_n para as articulações, P_n para os pontos associados aos marcadores, Σ_n para os sistemas de coordenadas associados aos segmentos e os vetores serão representados por letras minúsculas em negrito.

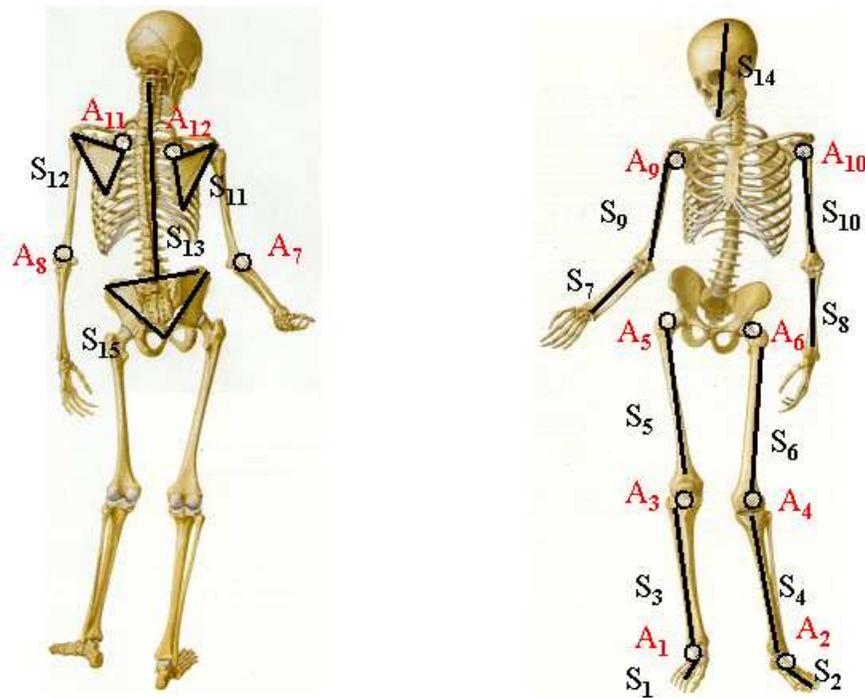


Figura 1: Modelo de Representação Biomecânica do Corpo Humano.

Os segmentos foram numerados na ordem descrita abaixo:

S_1/S_2 – Pé direito/Pé esquerdo

S_3/S_4 – Perna direita/Perna esquerda

S_5/S_6 – Coxa direita/Coxa esquerda

S_7/S_8 – Antebraço direito/Antebraço esquerdo

S_9/S_{10} – Braço direito/Braço esquerdo

S_{11}/S_{12} – Escápula direita/Escápula esquerda

S_{13} – Tronco

S_{14} – Cabeça

S_{15} – Pelve

4.1.2. Articulações

As articulações são consideradas como as junções de segmentos adjacentes. As articulações analisadas foram numeradas de acordo com a ordem descrita abaixo (Figura1):

A_1/A_2 – Tornozelo direito/Tornozelo esquerdo (Perna – Pé)

A_3/A_4 – Joelho direito/Joelho esquerdo (Segmento Coxa – Perna)

A_5/A_6 – Quadril direito/Quadril esquerdo (Segmento Pelve – Coxa)

A_7/A_8 – Cotovelo direito/Cotovelo esquerdo (Segmento Braço – Antebraço)

A_9/A_{10} – Ombro direito/Ombro esquerdo (Segmento Escápula – Úmero)

A_{11}/A_{12} – Escápulo-torácica direita/Escápulo-torácica esquerda (Segmento Escápula – Tronco)

Embora o complexo articular do ombro seja composto de 5 articulações (gleno-umeral, subdeltoideana, escápulo-torácica, acrômio-clavicular e esterno-clavicular) (KAPANDJI, 2000), apenas os movimentos que ocorrem na gleno-umeral e escápulo-torácica serão tratados neste trabalho, uma vez que estes apresentam as maiores amplitudes de movimento durante a marcha.

4.2. Construção dos sistemas de coordenadas associados aos segmentos

Definiremos, a seguir, como são construídos os sistemas de coordenadas associados aos segmentos tronco (Σ_{13}), escápula (Σ_{12}), braço (Σ_{10}) e antebraço (Σ_8), todos do lado esquerdo. Para o lado direito mantivemos o mesmo sentido para os vetores da base associada aos segmentos.

Σ_{13} – Tronco

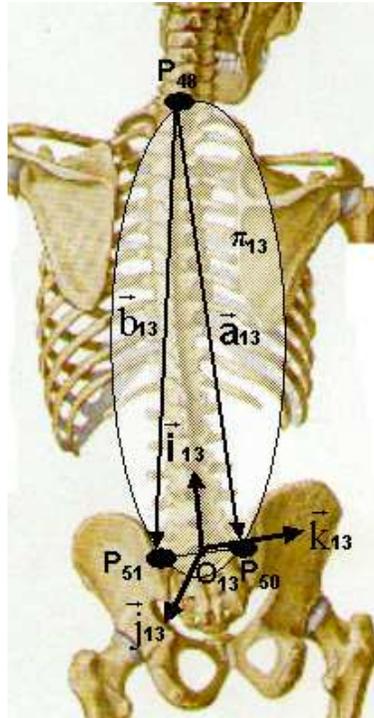


Figura 2: Sistema de coordenadas associado ao tronco – vista posterior (P_{48} – processo espinhoso da 7^a. vértebra cervical, P_{50} – espinha ílica pósterosuperior direita e P_{51} – espinha ílica pósterosuperior esquerda).

O sistema de coordenadas associado ao segmento tronco tem origem (O_{13}) no ponto médio entre a espinha ílica pósterosuperior direita (P_{50}) e a espinha ílica pósterosuperior esquerda (P_{51}). Para a construção da base de vetores do sistema de coordenadas associado ao tronco, tomam-se os seguintes procedimentos. Criam-se dois vetores auxiliares \vec{a}_{13} e \vec{b}_{13} com origem no processo espinhoso da 7^a. vértebra cervical (P_{48}) e extremidade em P_{50} e P_{51} , respectivamente. Os vetores \vec{a}_{13} e \vec{b}_{13} definem o plano π_{13} (plano quasi-frontal do tronco).

Os três vetores básicos são orientados da seguinte maneira: um primeiro vetor (\vec{i}_{13}) é definido como vetor unitário que tem a mesma direção e o sentido do vetor com origem em O_{13} e extremidade em P_{48} . Um segundo vetor da base (\vec{j}_{13}) é o vetor unitário que tem mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{b}_{13} pelo vetor \vec{a}_{13} . O terceiro vetor da base (\vec{k}_{13}) é o vetor unitário que tem a mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{i}_{13} pelo vetor \vec{j}_{13} .

$$\Sigma_{13} = (\mathbf{O}_{13}, \bar{\mathbf{i}}_{13}, \bar{\mathbf{j}}_{13}, \bar{\mathbf{k}}_{13})$$

$$\mathbf{O}_{13} = \frac{\mathbf{P}_{50} + \mathbf{P}_{51}}{2}; \quad \bar{\mathbf{a}}_{13} = \mathbf{P}_{50} - \mathbf{P}_{48}; \quad \bar{\mathbf{b}}_{13} = \mathbf{P}_{51} - \mathbf{P}_{48};$$

$$\bar{\mathbf{i}}_{13} = \frac{\mathbf{P}_{48} - \mathbf{O}_{13}}{|\mathbf{P}_{48} - \mathbf{O}_{13}|}; \quad \bar{\mathbf{j}}_{13} = \frac{\bar{\mathbf{b}}_{13} \times \bar{\mathbf{a}}_{13}}{|\bar{\mathbf{b}}_{13} \times \bar{\mathbf{a}}_{13}|}; \quad \bar{\mathbf{k}}_{13} = \frac{\bar{\mathbf{i}}_{13} \times \bar{\mathbf{j}}_{13}}{|\bar{\mathbf{i}}_{13} \times \bar{\mathbf{j}}_{13}|}.$$

Σ_{12} – Escápula Esquerda

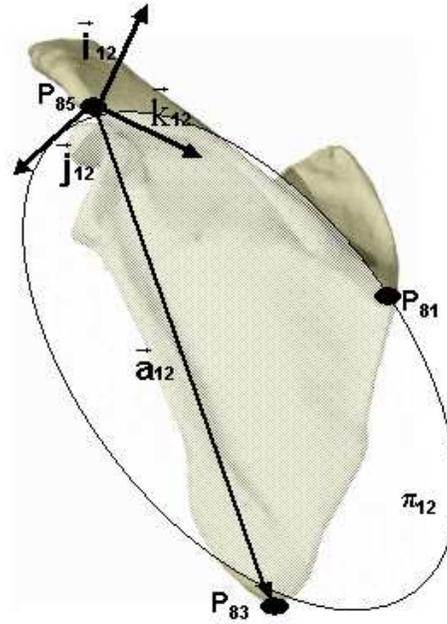


Figura 3: Sistema de coordenadas associado à escápula esquerda – vista posterior (P_{81} – borda medial da espinha da escápula, P_{83} – ângulo inferior e P_{85} – ângulo acromial).

O sistema de coordenadas associado ao segmento escápula tem origem no ângulo acromial (P_{85}). Para a construção da base de vetores do sistema de coordenadas associado à escápula, tomam-se os seguintes procedimentos. Cria-se um vetor auxiliar \vec{a}_{12} com origem em P_{85} e extremidade no ângulo inferior (P_{83}), necessário para a formação do plano π_{12} (plano quasi-frontal da escápula).

Os três vetores básicos são orientados da seguinte maneira: um primeiro vetor (\vec{k}_{12}) é definido como vetor unitário que tem a mesma direção e o sentido do vetor com origem em P_{85} e extremidade na borda medial da espinha da escápula (P_{81}). Um segundo vetor da base (\vec{j}_{12}) é o vetor unitário que tem a mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{a}_{12} pelo vetor \vec{k}_{12} . O terceiro vetor da base (\vec{i}_{12}) é o vetor unitário que tem a mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{j}_{12} pelo vetor \vec{k}_{12} .

$$\Sigma_{12} = (O_{12}, \vec{i}_{12}, \vec{j}_{12}, \vec{k}_{12})$$

$$O_{12} = P_{85}; \quad \vec{a}_{12} = P_{83} - P_{85}; \quad \vec{k}_{12} = \frac{P_{81} - P_{85}}{|P_{81} - P_{85}|}; \quad \vec{j}_{12} = \frac{\vec{a}_{12} \times \vec{k}_{12}}{|\vec{a}_{12} \times \vec{k}_{12}|}; \quad \vec{i}_{12} = \frac{\vec{j}_{12} \times \vec{k}_{12}}{|\vec{j}_{12} \times \vec{k}_{12}|}.$$

Σ_{10} – Braço Esquerdo

Considerando o epicôndilo lateral e o epicôndilo medial como dois pontos a serem utilizados na orientação do úmero, o centro articular da gleno-umeral seria um terceiro ponto necessário para orientar e posicionar este segmento no espaço, por isso antes de definir o sistema de coordenadas do segmento braço é necessário a localização do centro articular da gleno-umeral (GH). A sua posição é conhecida em relação ao sistema de coordenadas da escápula, a partir da equação de regressão proposta por (MESKERS *et al.*, 1998) e adotada pelo Grupo Internacional de Ombro. Para a determinação da posição deste ponto, as coordenadas de cinco pontos (acrômio, ângulo acromial, borda medial da espinha da escápula, ângulo inferior e processo coracóide) em relação ao sistema de coordenadas da escápula e as distâncias entre os pontos devem ser conhecidas.

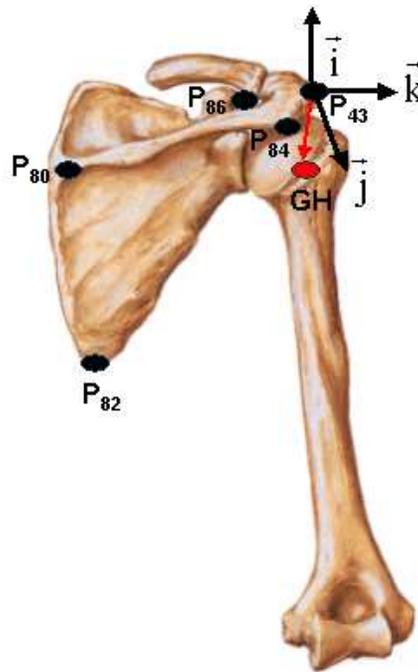


Figura 4: Definição do centro articular da gleno-umeral em relação ao sistema de coordenadas da escápula direita (P_{43} – acrômio, P_{80} – borda medial da espinha da escápula, P_{82} – ângulo inferior, P_{84} – ângulo acromial e P_{86} – processo coracóide).

Através da equação de regressão, mostrada abaixo, obtemos as coordenadas do ponto GH em relação ao sistema de coordenadas da escápula, $GH (u, v, w)_E$. A posição do GH em relação

ao sistema de coordenadas do laboratório é determinada a partir da posição e orientação do sistema de coordenadas da escápula em relação ao laboratório. Determina-se, assim, \mathbf{O}_{10} .

$$\begin{aligned} \mathbf{u}_E &= 18.9743 + \mathbf{P}_{86k} \times 0.2434 + \mathbf{P}_{82k} \times 0.2341 + |\mathbf{P}_{82} - \mathbf{P}_{84}| \times 0.1590 + \mathbf{P}_{86i} \times 0.0558 \\ \mathbf{v}_E &= -3.8791 + |\mathbf{P}_{43} - \mathbf{P}_{84}| \times (-0.3940) + \mathbf{P}_{86i} \times 0.1732 + \mathbf{P}_{82k} \times 0.1205 + |\mathbf{P}_{43} - \mathbf{P}_{86}| \times (-0.1002) \\ \mathbf{w}_E &= 9.2629 + \mathbf{P}_{86j} \times 1.0255 + \mathbf{P}_{86i} \times (-0.2403) + |\mathbf{P}_{80} - \mathbf{P}_{86}| \times 0.1720 \end{aligned}$$

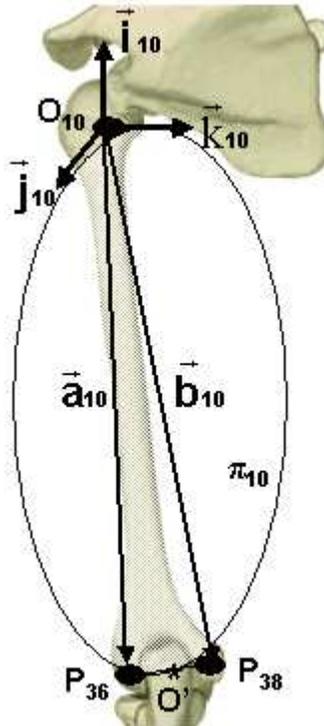


Figura 5: Sistema de coordenadas associado ao braço esquerdo – vista posterior (\mathbf{P}_{36} – epicôndilo lateral e \mathbf{P}_{38} – epicôndilo medial).

O sistema de coordenadas associado ao segmento braço tem origem no centro articular da gleno-umeral (\mathbf{O}_{10}). Para a construção da base de vetores do sistema de coordenadas associado ao braço, tomam-se os seguintes procedimentos. Criam-se dois vetores auxiliares $\vec{\mathbf{a}}_{10}$ e $\vec{\mathbf{b}}_{10}$ com origem em \mathbf{O}_{10} e extremidade em \mathbf{P}_{36} e \mathbf{P}_{38} , respectivamente. Os vetores $\vec{\mathbf{a}}_{10}$ e $\vec{\mathbf{b}}_{10}$ definem o plano π_{10} (plano quasi-frontal do braço).

Para definir o primeiro vetor ($\vec{\mathbf{i}}_{10}$) é necessário definir o ponto \mathbf{O}' , que é o ponto médio entre o epicôndilo medial (\mathbf{P}_{38}) e o epicôndilo lateral (\mathbf{P}_{36}). O vetor ($\vec{\mathbf{i}}_{10}$) é o vetor unitário que tem a direção e o sentido do vetor $\mathbf{O}_{10} - \mathbf{O}'$. Um segundo vetor da base ($\vec{\mathbf{j}}_{10}$) é o vetor unitário

que tem mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{a}_{10} pelo vetor \vec{b}_{10} . O terceiro vetor da base (\vec{k}_{10}) é o vetor unitário que tem a mesma direção e sentido do vetor definido pelo produto vetorial do vetor \vec{i}_{10} pelo vetor \vec{j}_{10} .

$$\Sigma_{10} = (\mathbf{O}_{10}, \vec{i}_{10}, \vec{j}_{10}, \vec{k}_{10})$$

$$\mathbf{O}_{10} = \mathbf{GH}; \quad \vec{a}_{10} = \mathbf{P}_{36} - \mathbf{O}_{10}; \quad \vec{b}_{10} = \mathbf{P}_{38} - \mathbf{O}_{10}. \quad \mathbf{O}' = \frac{\mathbf{P}_{36} + \mathbf{P}_{38}}{2};$$

$$\vec{i}_{10} = \frac{\mathbf{O}_{10} - \mathbf{O}'}{|\mathbf{O}_{10} - \mathbf{O}'|}; \quad \vec{j}_{10} = \frac{\vec{a}_{10} \times \vec{b}_{10}}{|\vec{a}_{10} \times \vec{b}_{10}|}; \quad \vec{k}_{10} = \frac{\vec{i}_{10} \times \vec{j}_{10}}{|\vec{i}_{10} \times \vec{j}_{10}|}.$$

Σ_8 – Antebraço Esquerdo

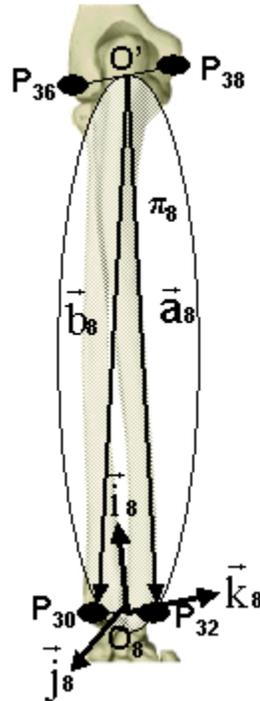


Figura 6: Sistema de coordenadas associado ao antebraço esquerdo – vista posterior (P_{30} – processo estilóide do rádio, P_{32} – processo estilóide da ulna, P_{36} – epicôndilo lateral do úmero, P_{38} – epicôndilo medial do úmero).

Uma consideração importante sobre o segmento antebraço é que, para fins de análise de marcha, o rádio e a ulna foram considerados como um único complexo, admitindo-se que os três graus de liberdade de rotação possíveis (flexão-extensão, pronação-supinação e abdução-adução) estariam representados na articulação do cotovelo.

O sistema de coordenadas associado ao segmento antebraço tem origem (O_8) no ponto médio entre o processo estilóide do rádio (P_{30}) e o processo estilóide da ulna (P_{32}). Foi determinada esta origem por ser um ponto localizado entre processos anatômicos palpáveis nos ossos que compõe o segmento do antebraço, por isso não se optou como origem pelo ponto localizado entre os epicôndilos do úmero, pois este osso não compõe o segmento do antebraço.

O ponto médio entre o epicôndilo lateral do úmero (P_{36}) e epicôndilo medial do úmero (P_{38}) determina o ponto O' . Com origem em O' , dois vetores auxiliares são criados: vetor \vec{a}_8 , com extremidade em P_{32} e o vetor \vec{b}_8 , com extremidade em P_{30} . Os vetores \vec{a}_8 e \vec{b}_8 formam o plano π_8 (plano quasi-frontal do antebraço).

Para a orientação do segmento antebraço é então construída uma base ortonormal. Um primeiro vetor da base (\vec{i}_8) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido do vetor com origem em O_8 e extremidade em O' . Um segundo vetor da base (\vec{j}_8) é definido pelo produto vetorial do vetor \vec{b}_8 pelo vetor \vec{a}_8 . O produto vetorial do vetor \vec{i}_8 pelo vetor \vec{j}_8 determina um terceiro vetor da base (\vec{k}_8).

$$\Sigma_8 = (O_8, \vec{i}_8, \vec{j}_8, \vec{k}_8)$$

$$O_8 = \frac{P_{30} + P_{32}}{2}; \quad O' = \frac{P_{36} + P_{38}}{2}; \quad \vec{a}_8 = P_{32} - O'; \quad \vec{b}_8 = P_{30} - O';$$

$$\vec{i}_8 = \frac{O' - O_8}{|O' - O_8|}; \quad \vec{j}_8 = \frac{\vec{b}_8 \times \vec{a}_8}{|\vec{b}_8 \times \vec{a}_8|}; \quad \vec{k}_8 = \frac{\vec{i}_8 \times \vec{j}_8}{|\vec{i}_8 \times \vec{j}_8|}.$$

4.2.1. Construção do sistema de coordenadas associado às marcas técnicas

O sistema de marcas técnicas consiste de um corpo rígido em forma de cruz com três marcadores montados nas suas extremidades. Eles foram fixados aos segmentos braços, antebraços, coxas e pernas por meio de uma faixa de neoprene com velcro. Na Figura 7 segue a orientação do sistema de coordenadas associado ao sistema de marcas técnicas do segmento braço, os demais sistemas de marcas técnicas recebem a mesma orientação mecânica.

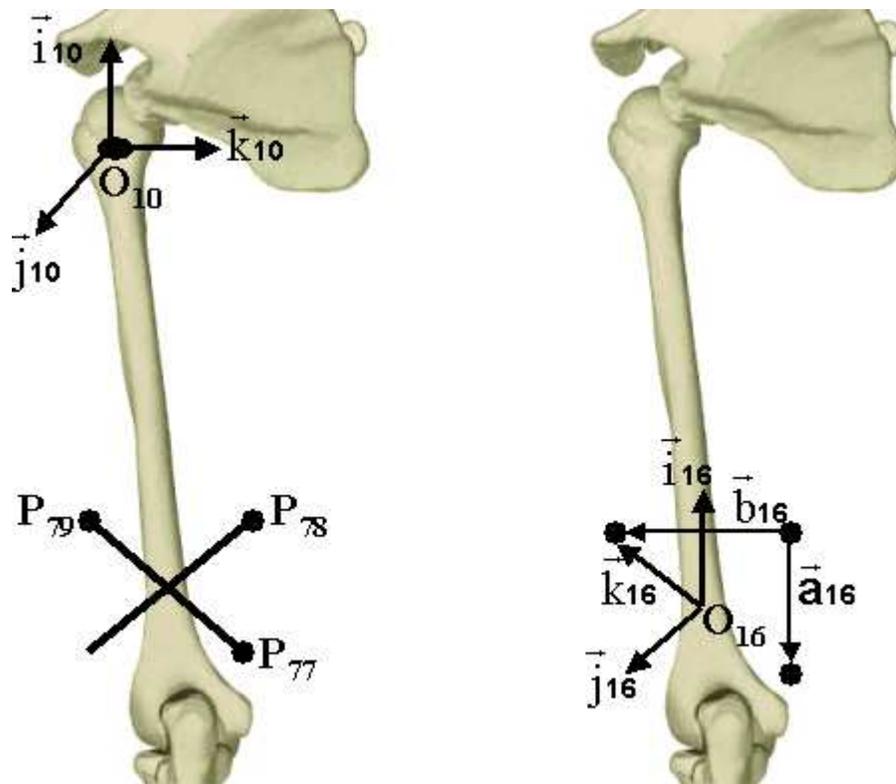


Figura 7: Sistema de marcas técnicas associado ao braço esquerdo (P_{77} – anterior inferior, P_{78} – anterior superior e P_{79} – posterior superior) e sistema de coordenadas definido pelos marcadores anatômicos (lado esquerdo). Sistema de coordenadas definido pelo sistema de marcas técnicas do braço esquerdo (lado direito).

O sistema de coordenadas associado ao sistema de marcas técnicas tem origem (O_{16}) no ponto médio entre P_{77} e P_{79} . São criados dois vetores auxiliares, o vetor \vec{a}_{16} , com origem em P_{78} e extremidade em P_{77} e o vetor \vec{b}_{16} , com origem em P_{78} e extremidade em P_{79} .

Um primeiro vetor (\vec{k}_{16}) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido do vetor com origem em O_{16} e extremidade em P_{79} . Um segundo vetor (\vec{i}_{16}) é definido pelo

produto vetorial do vetor \vec{b}_{16} pelo vetor \vec{a}_{16} e, o terceiro vetor (\vec{j}_{16}) é definido pelo produto vetorial do vetor \vec{i}_{16} pelo vetor \vec{k}_{16} .

$$\Sigma_{16} = (\mathbf{O}_{16}, \vec{i}_{16}, \vec{j}_{16}, \vec{k}_{16})$$

$$\mathbf{O}_{16} = \frac{\mathbf{P}_{77} + \mathbf{P}_{79}}{2}; \quad \vec{a}_{16} = \mathbf{P}_{77} - \mathbf{P}_{78}; \quad \vec{b}_{16} = \mathbf{P}_{79} - \mathbf{P}_{78};$$

$$\vec{k}_{16} = \frac{\mathbf{P}_{79} - \mathbf{O}_{16}}{|\mathbf{P}_{79} - \mathbf{O}_{16}|}; \quad \vec{i}_{16} = \frac{\vec{b}_{16} \times \vec{a}_{16}}{|\vec{b}_{16} \times \vec{a}_{16}|}; \quad \vec{j}_{16} = \frac{\vec{i}_{16} \times \vec{k}_{16}}{|\vec{i}_{16} \times \vec{k}_{16}|}.$$

4.3. Ângulos articulares

O estudo do movimento humano é objeto de pesquisa de diversas áreas dentro das ciências exatas e biológicas, portanto se faz necessária uma homogeneidade na descrição dos movimentos humanos a fim de permitir comparações entre as diversas áreas de pesquisa. A análise tridimensional do movimento permite a medida simultânea de três movimentos angulares independentes com respeito aos três eixos de rotação especialmente orientados (CHAO, 1980).

Os ângulos articulares são definidos como a medida de uma rotação do segmento distal em relação ao segmento proximal (VAUGHAN *et al.*, 1992). A definição geral das rotações de acordo com a nomenclatura clínica pode ser descrita como:

- Flexão e extensão: movimento em torno do eixo médio-lateral do segmento proximal (\vec{k});
- Rotação interna e rotação externa: movimento em torno do eixo longitudinal do segmento distal (\vec{i});
- Abdução e adução: movimento em torno de um eixo flutuante (\vec{f}), que é ortogonal aos outros dois eixos, o de flexão e extensão do segmento proximal (\vec{k}) e o de rotação interna e externa do segmento distal (\vec{i}) (Figura 8).

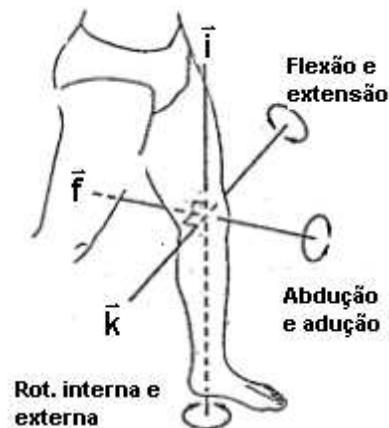


Figura 8: Eixos de rotação e nomenclatura clínica (Figura extraída e adaptada de VAUGHAN et al., 1992).

Para o cálculo dos ângulos articulares foi necessária a construção do eixo flutuante demonstrada abaixo:

$$\vec{f} = \frac{\vec{k}_{proximal} \times \vec{i}_{distal}}{|\vec{k}_{proximal} \times \vec{i}_{distal}|}$$

O cálculo dos ângulos articulares é baseado no estudo de VAUGHAN *et al.* (1992) e segue descrito abaixo:

- Flexão-extensão: $\alpha = \text{sen}^{-1}(\vec{f} \cdot \vec{i}_{proximal})$
- Abdução-adição: $\beta = \text{sen}^{-1}(\vec{k}_{proximal} \cdot \vec{i}_{distal})$
- Rotação interna-externa: $\gamma = \text{sen}^{-1}(\vec{f} \cdot \vec{k}_{distal})$

A posição das articulações em ortostatismo é considerada a posição zero ou neutra, a partir desta, os movimentos de flexão, rotação interna e abdução foram considerados positivos e, os movimentos de extensão, rotação externa e adução foram considerados negativos. A posição neutra para os antebraços é aquela em que a palma das mãos está voltada para o corpo.

A análise dos ângulos articulares durante a marcha fornece informações importantes sobre o padrão específico de movimento de cada articulação analisada.

5 Metodologia

Considerando que o objetivo geral deste trabalho é propor, avaliar e aplicar modelos de representação biomecânica dos membros superiores e escápula, os modelos propostos no capítulo anterior serão aplicados durante o movimento da marcha humana.

Uma grande preocupação surgiu em relação ao segmento escápula, visto que o estudo cinemático deste osso é dificultado pela mobilidade dos tecidos adjacentes. Considerando este aspecto, observamos o deslocamento de marcadores posicionados sobre a escápula durante movimentos específicos do ombro com o objetivo de verificar o quanto o deslizamento dos marcadores sobre a pele da escápula afeta na localização do centro articular da gleno-umeral e no cálculo dos ângulos articulares.

Após esta avaliação, os modelos de representação biomecânica dos membros superiores e escápula integrados aos modelos dos membros inferiores, tronco e cabeça foram aplicados durante o movimento da marcha humana em cinco voluntários divididos em dois grupos. Um grupo com três voluntários sem alterações da marcha e o outro com dois voluntários portadores de Paralisia Cerebral do tipo Diplegia Espástica.

O sistema de análise tridimensional utilizado para a coleta dos dados foi o sistema *Dvideow* e o tratamento dos dados foi realizado em ambiente Matlab®. Para a obtenção das variáveis angulares foi necessária a elaboração de rotinas para cálculo dos ângulos articulares em ambiente Matlab®. Neste capítulo será descrito todo o procedimento que envolveu desde a coleta dos dados, tratamento dos dados, avaliação dos resultados e obtenção das variáveis angulares.

5.1. Sistema de análise tridimensional

As variáveis cinemáticas associadas a cada segmento corporal foram obtidas por cinemetria, utilizando-se o sistema *Dvideow* – Digital Vídeo for Biomechanics que foi

desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física e pelo Instituto de Computação – UNICAMP.

O sistema *Dvideow* permite que equipamentos não dedicados como câmeras de vídeo digitais disponíveis no mercado, possam ser utilizadas na análise de marcha. Para isso, problemas como calibração das câmeras, sincronização dos registros, desentrelaçamento de campos de vídeo, *tracking* de marcadores e reconstrução tridimensional de coordenadas são tratados no software que gerencia o sistema. Este programa está descrito em BARROS *et al.*, 1999 e FIGUEROA *et al.*, 2002.

Neste trabalho foram utilizadas câmeras de vídeo digitais padrão NTSC da marca JVC modelo GR-DVL 9500 conectadas a microcomputadores através de placas de comunicação padrão IEEE 1394. Esta montagem permitiu que a coleta de dados fosse realizada de forma *on line*, ou seja, não houve a necessidade de posterior digitalização das imagens, dessa forma há uma diminuição no tempo de processamento de uma análise de marcha. As imagens capturadas são armazenadas em arquivos AVI (Áudio Vídeo Interleaved) para posterior processamento. Em uma interface especial do programa, um computador designado como *máster* comanda o início e término da aquisição dos dados nos outros computadores que operam em modo *slave*.

Como os registros das câmeras não são simultâneos, ou seja, há uma defasagem temporal entre as câmeras, isto leva a uma falta de sincronização entre os registros. Uma vez que a reconstrução tridimensional exige que as projeções dos pontos de interesse em cada câmera sejam simultâneas, é necessário que seja aplicado um procedimento de sincronização.

5.1.1. Sincronização das câmeras

O método de sincronização das câmeras foi proposto por RUSSOMANO & BARROS (2003) e consiste em um sinal de áudio codificado em uma base binária de oito bits que foi reproduzido durante a aquisição das imagens e, transmitido para as câmeras via frequência modulada (FM) de baixa potência, para rádio-receptores conectados a entrada de microfone de cada câmera, inserindo assim o sinal na banda de áudio dos registros de cada câmera o que permitiu uma posterior sincronização.

5.1.2. Medição das coordenadas

Na primeira imagem das seqüências de imagens digitais, as coordenadas de tela (x, y) dos marcadores foram indicadas pelo operador numa seqüência pré-definida no protocolo de colocação dos marcadores. Nos frames subseqüentes as coordenadas foram determinadas de maneira semiautomática, ou seja, houve a necessidade do auxílio do operador durante o *tracking* dos marcadores, principalmente dos marcadores que apareciam muito próximos uns dos outros nas imagens.

Os algoritmos utilizados no processamento das imagens, num primeiro momento, foram: inversão, erosão e *get markers*. A erosão e a inversão são algoritmos de pré-processamento da imagem que visam melhorar o contraste do marcador na imagem enquanto o algoritmo *get markers* é responsável por calcular o contorno do marcador na imagem pré-processada.

Nos marcadores onde não foi possível realizar o rastreamento automático, foram utilizados como algoritmos apenas inversão e *get markers*, além disso, foi diminuído o tamanho da área de busca para os frames subseqüentes, evitando assim que os marcadores se encontrassem nas imagens e permitindo o tracking automático.

Porém em alguns momentos ocorreu oclusão dos marcadores, o que impossibilitava o rastreamento automático do marcador, nestes casos, era necessário procurar em outra câmera o intervalo correspondente onde não houvesse oclusão.

5.1.3. Ambiente da coleta de dados

Os dados foram coletados no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) – Faculdade de Educação Física – Unicamp. Para o registro da marcha humana foram utilizadas câmeras de vídeo digital da marca JVC modelo GR-DVL 9500 fixadas nas paredes por suportes a aproximadamente 2,3m do chão. No suporte de cada câmera foi anexado um iluminador de 300W orientado na mesma direção da câmera com o objetivo de destacar cada marcador na imagem

devido à característica retrorefletiva dos marcadores. O piso foi revestido por carpetes e as paredes por cortinas na cor preta fosca para evitar a reflexão da luz emitida pelos iluminadores.

Foram utilizados marcadores passivos esféricos revestidos de fita retrorefletiva. O número, posicionamento e diâmetro dos marcadores variaram de acordo com as etapas do estudo.

5.1.4. Calibração e reconstrução tridimensional das coordenadas

Para descrevermos o movimento de um ponto no espaço é necessário descrevê-lo em relação a um sistema de referência conhecido em função do tempo, definido com a ajuda de três coordenadas cartesianas (X , Y , Z).

Este sistema de referência é formado por fios de prumo com 27 marcadores esféricos revestidos de fita retrorefletiva, onde as coordenadas de cada marcador são conhecidas. Estes fios foram posicionados na região central do laboratório, de maneira a delimitar uma área útil específica para que os voluntários pudessem realizar o movimento solicitado. A origem do sistema de referências foi definida, em relação à posição do voluntário na situação experimental, na extremidade pósterio-inferior direita e a orientação adotada foi eixo vertical (coordenada Y) com sentido positivo de baixo para cima, o eixo horizontal (coordenada Z) orientado na direção e sentido da progressão da marcha do voluntário e o eixo transversal (coordenada X), com direção ortogonal aos outros dois eixos e com sentido positivo da direita para a esquerda (Figura 9).

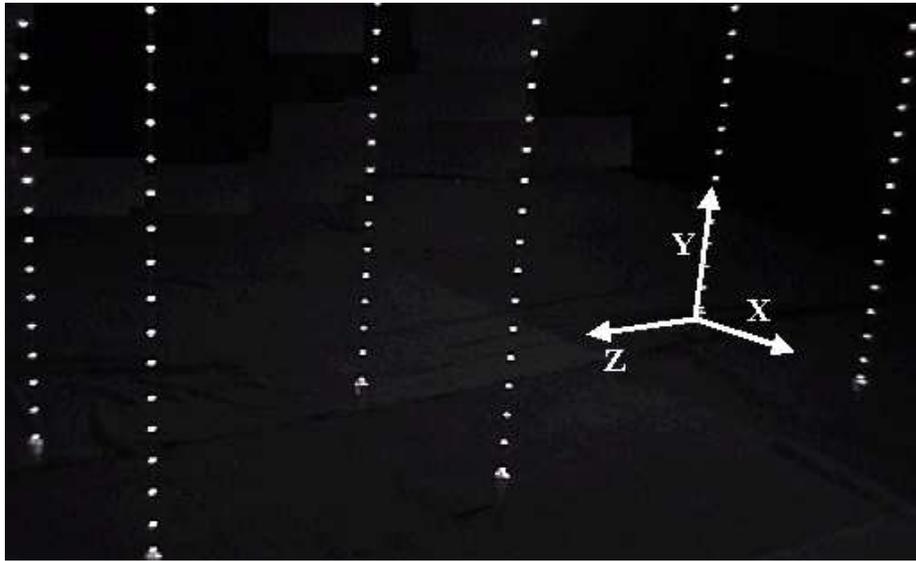


Figura 9: Calibradores posicionados no LIB para calibrar o volume destinado à execução do movimento da marcha e o sistema de coordenadas associado ao laboratório.

Os procedimentos de calibração de câmeras e reconstrução tridimensional utilizado neste trabalho foram inicialmente propostos por ABDEL-AZIZ e KARARA (1971) e são conhecidos como *DLT* (Direct Linear Transformation). Este método está implementado no software *Dvideow*.

5.2. Análise do modelo de representação da escápula

Uma das dificuldades do estudo cinemático da escápula é garantir que o deslizamento dos marcadores sobre a pele não interfira na consideração de rigidez do corpo. Como esta foi considerada, neste estudo, como um corpo rígido, era esperado que as distâncias entre os pontos que representam este corpo não se alterassem durante o movimento. Para verificar o quanto o modelo de corpo rígido é adequado na análise da movimentação da escápula, foram estudadas as variações nas posições relativas entre os marcadores posicionados sobre a escápula em relação a um sistema de coordenadas local. A partir disto um teste de sensibilidade foi aplicado para verificar o quanto que esta variação interfere no cálculo do ângulo articular e na localização do centro articular da gleno-umeral.

5.2.1. Material

Foram utilizadas cinco câmeras de vídeo digital posicionadas uma anterior ao voluntário, duas na diagonal anterior e duas na diagonal posterior como demonstrado na Figura 10.

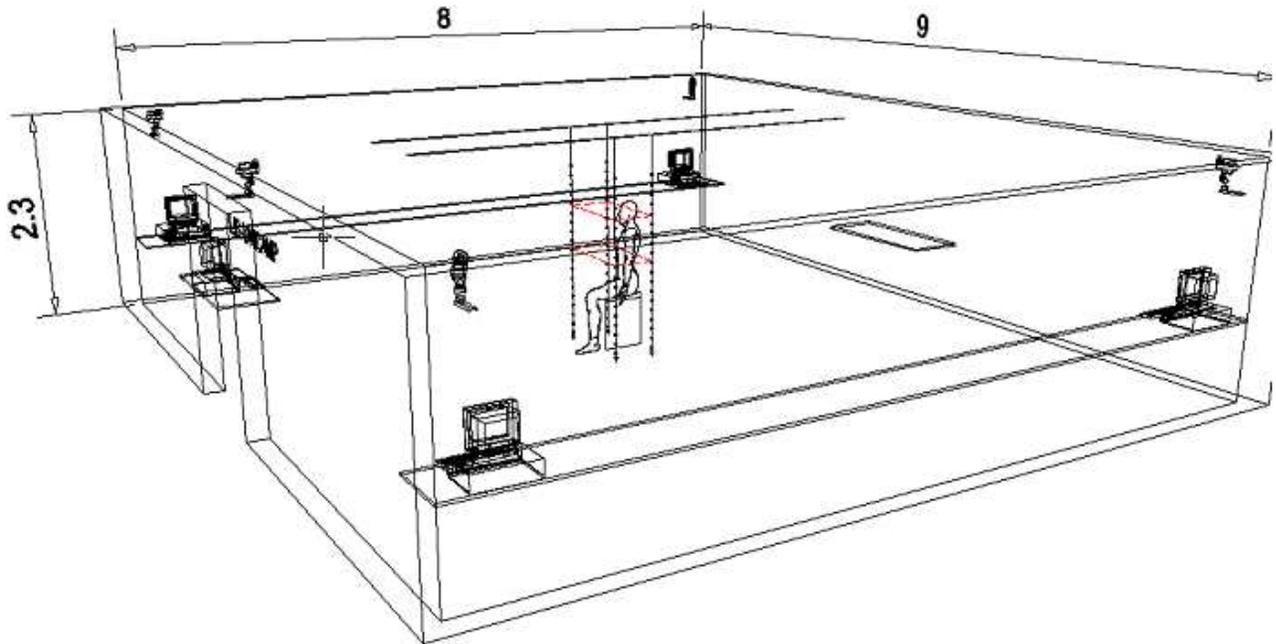


Figura 10: Dimensões do LIB (em metros), volume calibrado e disposição das câmeras.

Foram posicionados oito marcadores esféricos de 5mm de diâmetro na escápula através de fita dupla face em locais pré-determinados (Figura 11). O protocolo da localização dos marcadores segue no Anexo 1.

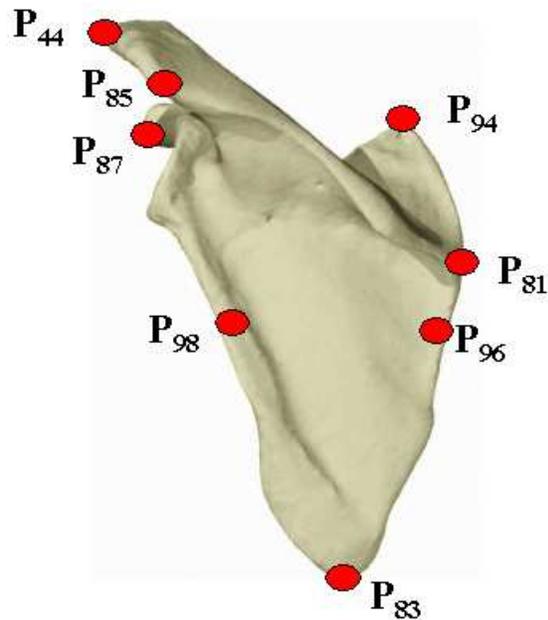


Figura 11: Marcadores posicionados na escápula esquerda (P₄₄ – acrômio, P₈₁ – borda medial da espinha da escápula, P₈₃ – ângulo inferior, P₈₅ – ângulo acromial, P₈₇ – processo coracóide, P₉₄ – ângulo superior, P₉₆ – borda medial e P₉₈ – borda lateral).

5.2.2. Sujeito

Considerando o aspecto metodológico desta análise apenas um voluntário do sexo feminino sem alterações ou queixas de dor no ombro com 25 anos de idade, 1,65m de altura e 54kg foi analisada.

5.2.3. Procedimento Experimental

A voluntária foi posicionada no centro do volume calibrado em posição ortostática, com os ombros em adução, cotovelos em extensão e antebraços em posição neutra. Foram solicitados quatro movimentos de ombro e orientado para que estes fossem realizados de modo lento e sem compensações:

- 1) Flexão do ombro iniciando em aproximadamente zero grau, finalizando em 180 graus de flexão e retornando ao zero grau de flexão;
- 2) Abdução do ombro iniciando em aproximadamente zero grau, finalizando em 180 graus de abdução e retornando ao zero grau de abdução;
- 3) Três repetições de rotação interna e externa do ombro. Iniciava-se com rotação interna, atingia-se aproximadamente 90 graus, retornava-se a posição neutra, após realizava-se rotação externa, também até aproximadamente 90 graus, finalizando em posição neutra;
- 4) Três repetições que simulassem o movimento dos membros superiores na marcha humana. Um membro superior movimentava-se na direção da flexão do ombro, enquanto o outro se movimentava na direção da extensão, atingindo-se em torno de 40 graus de amplitude, então invertia-se o movimento, ou seja, o membro superior que estava flexionado movimentava-se na direção da extensão, enquanto o outro se movimentava na direção da flexão, finalizando quando o membro superior que iniciou com flexão atingisse a posição neutra após uma extensão.

5.2.4. Análise dos dados

As coordenadas espaciais dos marcadores, num primeiro momento, são obtidas em relação ao sistema de coordenadas do laboratório (sistema global). Foi realizada uma mudança de sistema de coordenadas de maneira a obter as coordenadas de cada marcador em relação a um sistema de coordenadas fixo na escápula (sistema local).

Obtidas as novas coordenadas dos marcadores em relação ao novo sistema, calculou-se o desvio padrão de cada coordenada de cada marcador em função do tempo para cada movimento. Este desvio padrão nos dá a idéia da dispersão dos dados em relação ao vetor posição médio daquela coordenada. Um desvio padrão igual a zero significaria que não houve movimentação

relativa entre os marcadores. Portanto, utilizar o desvio padrão é uma maneira de quantificar os dados experimentais e estimar os artefatos devido ao deslizamento da pele sobre a escápula.

Para estimar a sensibilidade das variáveis angulares e da localização do centro articular da gleno-umeral a esta dispersão foram somados erros aleatórios de distribuição normal em cada coordenada, com média zero e desvio padrão igual ao valor máximo encontrado para o desvio padrão de cada movimento do ombro. Este procedimento foi simulado para 1000 repetições. A partir destes dados, foram calculados os ângulos de flexão/extensão e abdução/adução do sistema local em relação ao sistema global e estimada a posição do centro articular da gleno-umeral.

5.3. Aplicação dos modelos de representação na marcha humana

O objetivo foi aplicar os modelos de representação biomecânica dos membros superiores e escápula durante a marcha e realizar a análise tridimensional de suas principais articulações.

5.3.1. Material

Foram utilizadas seis câmeras de vídeo digital e esta quantidade normalmente é utilizada nos laboratórios de marcha de modo a garantir que todos os marcadores sejam visualizados por no mínimo duas câmeras, condição básica para a reconstrução tridimensional e seis iluminadores no mesmo eixo óptico das câmeras. As câmeras estavam localizadas uma anterior e uma posterior ao voluntário, duas na diagonal anterior e duas na diagonal posterior (Figura 12).

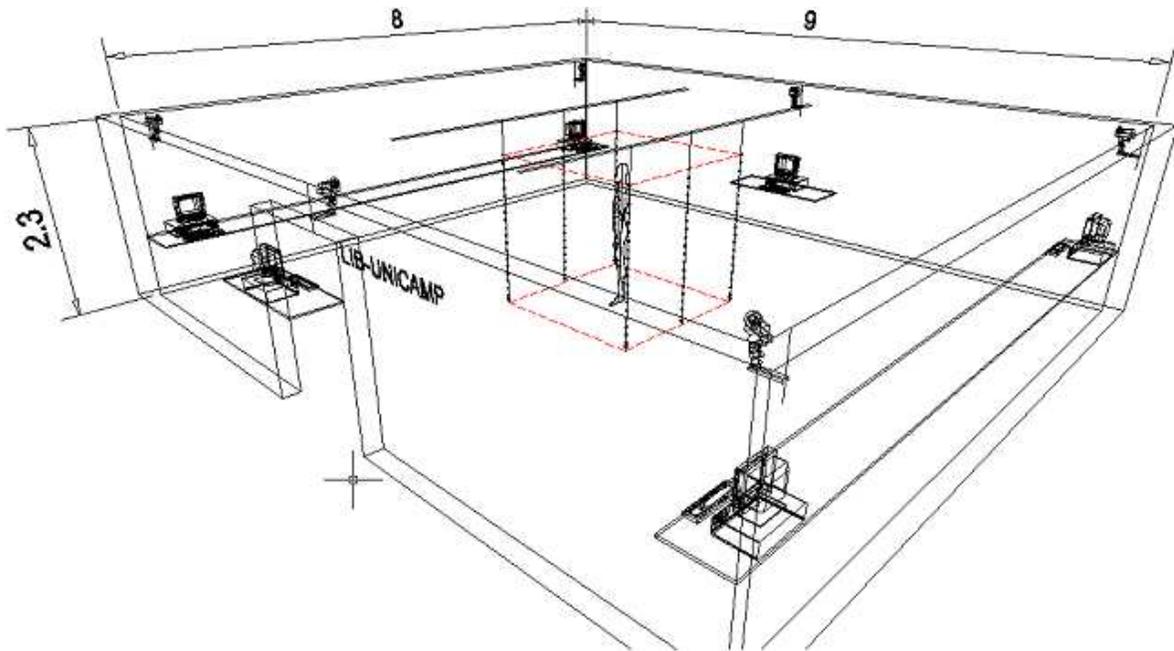


Figura 12: Dimensões do LIB (em metros), posicionamento dos calibradores e disposição das câmeras.

Foram utilizados marcadores de 15mm de diâmetro montados de duas formas: sistema de marcas anatômicas e sistema de marcas técnicas. A descrição da confecção destes marcadores encontra-se em ANDRADE (2002).

A localização dos marcadores do sistema de marcas anatômicas foi definida em proeminências ósseas palpáveis visando aumentar a reprodutibilidade inter e intra-individual e permitir a construção de sistemas de coordenadas com orientação coerente com a anatomia. O posicionamento do sistema de marcas técnicas foi determinado no terço distal dos segmentos (coxas, pernas, braços e antebraços) por ser uma região com menos massa muscular o que garante uma menor vibração. O protocolo de posicionamento está descrito nos Anexos 2 e 3.

5.3.2. Sujeitos

Foram analisados para exemplificar a aplicabilidade da análise de movimento dos membros superiores integrada aos dados dos membros inferiores. Três voluntárias mulheres, com 20, 24 e 30 anos de idade, sem alterações ou patologias da marcha, foram selecionadas para

representar a marcha normal. Dois pacientes homens com paralisia cerebral do tipo diplegia espástica (A e B), 24 e 14 anos de idade, respectivamente, foram analisados.

O paciente **A** iniciou marcha por volta dos 3 anos de idade, foi submetido a diversos procedimentos cirúrgicos nos membros inferiores, tais como, alongamento de ísquiotibiais, artrodese subtalar, alongamento de psoas e Vulpius (técnica cirúrgica para alongamento de flexores plantares). Realiza fisioterapia 4x/semana e não faz uso de medicação.

O paciente **B** iniciou marcha por volta dos 3 anos de idade, nunca foi submetido à procedimento cirúrgico, faz fisioterapia 2x/semana e não faz uso de medicação.

Tabela 1: Descrição dos voluntários analisados durante a aplicação dos modelos de representação na marcha humana.

	Sexo	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (kg)
Voluntário 1	Feminino	30	1,55	53,9
Voluntário 2	Feminino	20	1,69	57,9
Voluntário 3	Feminino	24	1,53	43,6
Voluntário 4 (A)	Masculino	24	1,70	60,0
Voluntário 5 (B)	Masculino	14	1,56	41,0

5.3.3. Procedimento Experimental

Para este experimento foram realizados dois tipos de aquisição de informação, uma estática e uma dinâmica. Primeiramente foi realizada a tomada estática com o voluntário na posição ortostática paramentado com 87 marcadores, sendo 24 marcadores no sistema de marcas técnicas e 63 marcadores no sistema de marcas anatômicas (Figura 13).

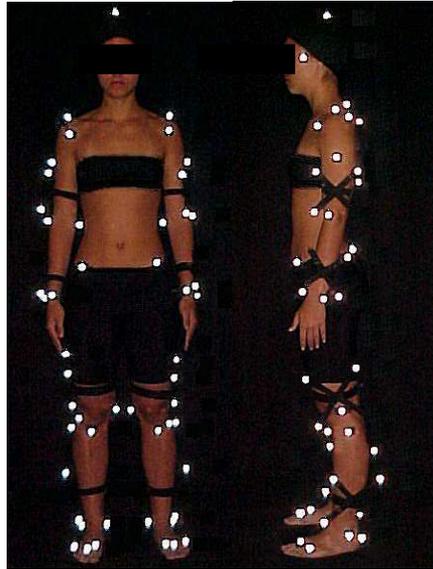


Figura 13: Marcadores utilizados na tomada estática durante a coleta de marcha.

Na tomada dinâmica o voluntário permaneceu com o sistema de marcas técnicas completo e com parte do sistema de marcas anatômicas (22 marcadores de superfície), totalizando 46 marcadores (Figura 14).



Figura 14: Marcadores utilizados na tomada dinâmica durante a coleta de marcha.

Foi solicitado aos voluntários que escolhessem livremente a velocidade mais próxima de sua marcha natural e não foi dada informação específica sobre o movimento dos membros

superiores. O traje utilizado durante a coleta foi biquíni ou sunga na cor preta e uma touca de borracha na cor preta fosca.

5.3.4. Tratamento dos Dados

Após o cálculo dos ângulos articulares durante a marcha foi realizado o tratamento destes dados. Os dados deste experimento apresentavam ruídos de alta frequência, sendo adequada a utilização de um filtro digital de frequência como o *Butterworth* que é muito utilizado na análise biomecânica da marcha. Foi utilizado o *Butterworth* de 5^a. ordem com frequência de corte de 6Hz e este procedimento foi realizado em ambiente Matlab®.

Após a filtragem, os dados foram normalizados em relação (função) a porcentagem do ciclo de marcha para que haja a correspondência dos dados entre os diferentes voluntários. Para isto foi realizada uma interpolação buscando encontrar valores intermediários no conjunto de dados, utilizando o filtro *Spline* com parâmetro 1,0, que permite a interpolação cúbica em ambiente Matlab®.

5.3.5. Avaliação da acurácia das medidas

A acurácia das medidas realizadas pelo sistema foi avaliada em cada coleta de dados, analisando-se a variação da distância entre dois marcadores que estavam posicionados no sistema de marcas técnicas. Como se trata de uma haste rígida (poliacetal), o valor esperado da variação de seu comprimento é zero. A medição direta com paquímetro da haste da cruz adicionada do raio de dois marcadores foi assumida como o valor verdadeiro (165,4mm). Assim, a acurácia (a) foi calculada a partir da equação descrita abaixo.

$$a^2 = b^2 + p^2$$

Em que b é o bias das medidas, dado pela diferença entre o valor médio do conjunto de medidas e o valor verdadeiro. A precisão p é a medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, dado pelo desvio-padrão das medidas.

6 Resultados e Discussão

O sistema de coordenadas da escápula foi avaliado através da análise do desvio padrão das coordenadas associadas aos pontos posicionados na escápula, o que garantiria o baixo deslocamento destes pontos sobre a pele. Após foi verificado o quanto que o deslocamento obtido afetou o resultado dos ângulos articulares e a localização do centro articular da gleno-umeral.

Em relação a aplicação dos modelos de representação na marcha humana, os resultados foram avaliados, inicialmente, a partir de testes de acurácia em relação à reconstrução da trajetória de dois marcadores durante a marcha. Estes dois marcadores estavam localizados em uma haste rígida da marca técnica e a distância entre estes dois marcadores foi medida diretamente antes do experimento.

Para os ângulos das articulações dos membros superiores e escápula foi analisada a coerência de sua movimentação articular com a esperada pela análise visual e com a apresentada pela literatura, porém as referências bibliográficas são escassas. Os ângulos articulares dos membros inferiores também foram analisados de modo a obter informações complementares sobre o padrão de marcha de cada voluntário, estes dados foram comparados com os resultados encontrados na literatura.

6.1. Análise do modelo de representação da escápula

Conforme descrevemos na Metodologia, foi realizada uma avaliação da oscilação dos marcadores posicionados sobre a escápula em um voluntário durante um experimento em situação controlada.

Nas tabelas abaixo observa-se o desvio padrão das coordenadas dos marcadores posicionados no acrômio (**P₄₃**), borda medial da espinha da escápula (**P₈₀**), ângulo inferior (**P₈₂**), processo coracóide (**P₈₆**), ângulo superior (**P₉₃**), borda medial (**P₉₅**), borda lateral (**P₉₇**), todos do lado direito. As coordenadas dos pontos estão relacionadas ao sistema de coordenadas da

escápula, formado pelos pontos P_{84} , P_{80} e P_{82} . Os movimentos analisados são flexão, abdução, rotação interna-externa e simulação do movimento dos membros superiores durante a marcha.

Tabela 2: Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de flexão do ombro. Não foi possível a reconstrução tridimensional do marcador posicionado no processo coracóide (P_{86}).

	u (mm)	v (mm)	w (mm)
P_{84}	0,0	0,0	0,0
P_{43}	7,7	5,1	7,7
P_{80}	7,7	0,0	0,0
P_{82}	8,8	9,5	0,0
P_{86}	—	—	—
P_{93}	9,5	5,2	3,3
P_{95}	8,1	3,6	1,3

Tabela 3: Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de abdução do ombro.

	u (mm)	v (mm)	w (mm)
P_{84}	0,0	0,0	0,0
P_{43}	6,3	4,1	9,6
P_{80}	7,8	0,0	0,0
P_{82}	5,4	10,2	0,0
P_{86}	9,0	10,1	2,5
P_{93}	10,1	4,2	1,8
P_{95}	6,7	4,0	0,9

Tabela 4: Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento de rotação interna-externa do ombro.

	u (mm)	v (mm)	w (mm)
P_{84}	0,0	0,0	0,0
P_{43}	4,9	2,0	0,8
P_{80}	5,6	0,0	0,0
P_{82}	8,8	2,9	0,0
P_{86}	5,3	4,7	2,0
P_{93}	6,5	1,0	1,6
P_{95}	7,2	1,4	1,2

Tabela 5: Desvio padrão das coordenadas u, v, w dos vetores em relação ao sistema de coordenadas da escápula durante o movimento dos membros superiores na marcha.

	u (mm)	v (mm)	w (mm)
P₈₄	0,0	0,0	0,0
P₄₃	3,3	2,9	2,0
P₈₀	1,7	0,0	0,0
P₈₂	4,4	1,9	0,0
P₈₆	4,5	3,6	2,9
P₉₃	1,6	0,9	1,9
P₉₅	3,2	1,4	1,5

Devido à oclusão, não foi possível realizar a reconstrução tridimensional do marcador posicionado na borda lateral da escápula em nenhum movimento e também não foi possível a reconstrução tridimensional do processo coracóide durante o movimento de flexão do ombro.

Nas tabelas acima observa-se que os maiores desvios, em torno de 10mm, ocorreram nos movimentos de grande amplitude do ombro, ou seja, nos movimentos de flexão, abdução e rotação interna-externa do ombro, onde as amplitudes articulares eram próximas a 180°.

Este maior deslizamento do marcador sobre a escápula nos movimentos de grande amplitude era um resultado esperado ao analisarmos a cinesiologia de cada movimento. O movimento de flexão e abdução do ombro com 180° de amplitude pode ser dividido em três fases e, em cada fase, uma articulação específica do ombro é a responsável pela mobilidade.

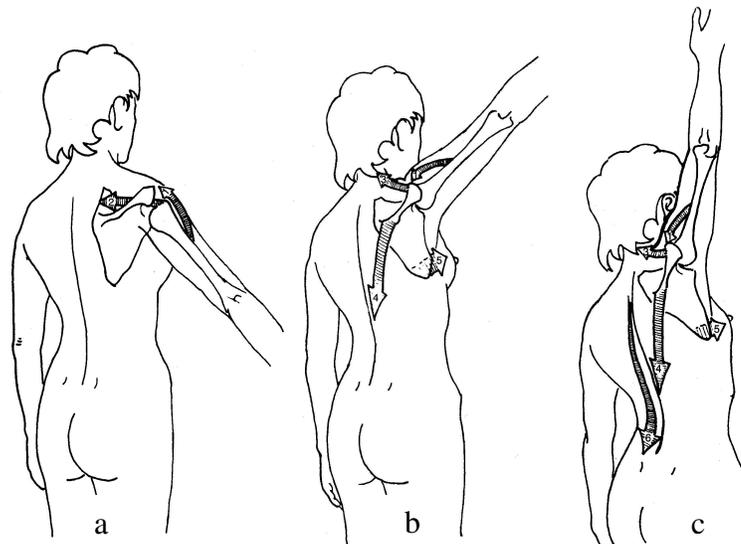


Figura 15: As três fases da abdução do ombro: primeira fase (a), segunda fase (b) e terceira fase (c) (Figura extraída e adaptada de KAPANDJI, 2000).

A primeira fase da abdução do ombro ($0 - 90^\circ$) é realizada pela articulação gleno-umeral e é finalizada quando a articulação se bloqueia devido ao impacto da tuberosidade maior do úmero contra a margem superior da glenóide (Figura 15a). Com a articulação gleno-umeral bloqueada, a abdução continua devido à participação da articulação escápulo-torácica, segunda fase da abdução ($90 - 150^\circ$) que é finalizada pela resistência dos músculos abdutores (Figura 15b). Para completar o movimento de abdução é necessário que a coluna vertebral participe e, neste caso, é necessária uma hiperlordose lombar para atingir os 180° de abdução (Figura 15c) (KAPANDJI, 2000).

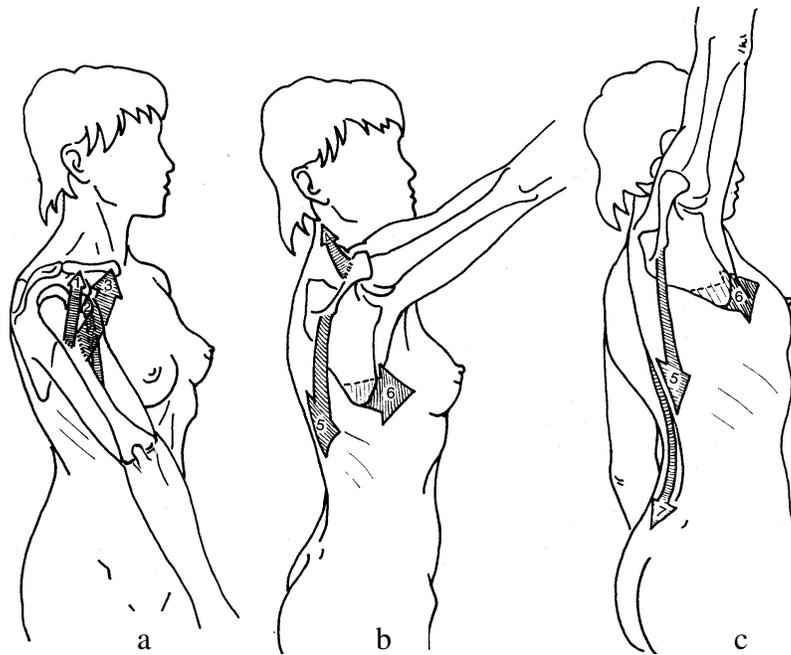


Figura 16: As três fases da flexão do ombro: primeira fase (a), segunda fase (b) e terceira fase (c) (Figura extraída e adaptada de KAPANDJI, 2000).

A primeira fase da flexão ($0 - 60^\circ$) é realizada pela articulação gleno-umeral e é limitada pela tensão do ligamento córaco-umeral e pela resistência dos músculos redondo menor, redondo maior e infra-espinhal (Figura 16a). A segunda fase ($60^\circ - 120^\circ$) é realizada pela articulação escápulo-torácica e é limitada pela resistência do músculo grande dorsal e pela porção inferior do peitoral maior (Figura 16b). Na terceira fase ($120^\circ - 180^\circ$), o movimento de flexão está bloqueado pela articulação gleno-umeral e a intervenção da coluna vertebral na escápulo-torácica é necessária, observando-se também uma hiperlordose da coluna lombar (Figura 16c) (KAPANDJI, 2000).

A segunda fase dos movimentos citados acima é realizada pela articulação escápulo-torácica e, nesta fase, ocorre grande deslizamento da escápula sobre o gradil costal o que pode explicar o maior deslizamento dos marcadores sobre a pele vistos nas tabelas 2 e 3.

O movimento de rotação interna e externa é realizado pela articulação gleno-umeral e, durante a coleta, a voluntária o realizou com auxílio da articulação escápulo-torácica, isto explicaria o grande deslizamento dos marcadores vistos na tabela 4.

O menor deslizamento dos marcadores foi no movimento dos membros superiores durante a marcha (Tabela 5) e isto era esperado, pois a amplitude articular do ombro neste movimento não atinge a amplitude máxima. Como a marcha humana é o objeto de interesse deste estudo, o

desvio padrão máximo deste movimento (5mm) foi utilizado para estimar a sensibilidade das variáveis angulares e da localização do centro articular da gleno-umeral a esta dispersão. Na Figura 17 podemos observar a variação dos ângulos articulares de flexão e abdução durante este teste de sensibilidade.

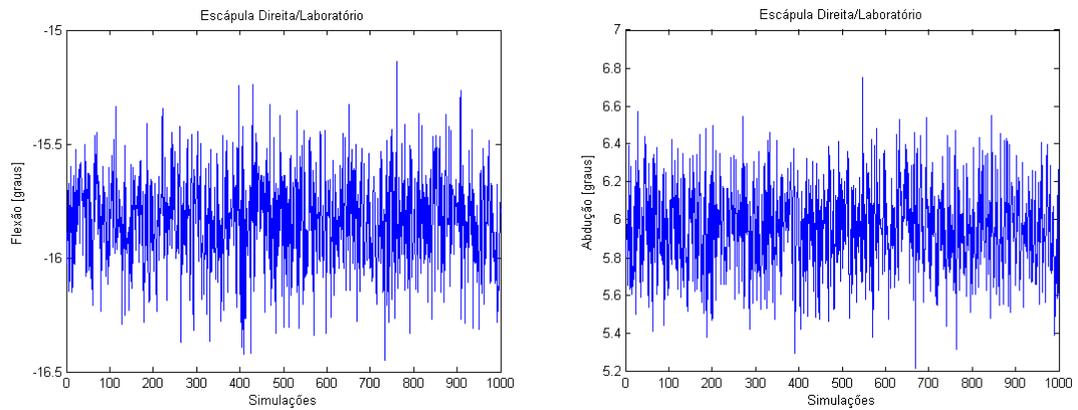


Figura 17: Valores simulados para o ângulo de flexão e abdução da escápula direita em relação ao laboratório em um frame com 1000 repetições, em cada repetição um erro aleatório é acrescido às coordenadas dos pontos da escápula.

Foram induzidas alterações máximas da ordem de $0,5^\circ$ nos ângulos medidos, mostrando que o deslizamento do marcador sobre a escápula durante o movimento da marcha humana não altera significativamente as variáveis angulares.

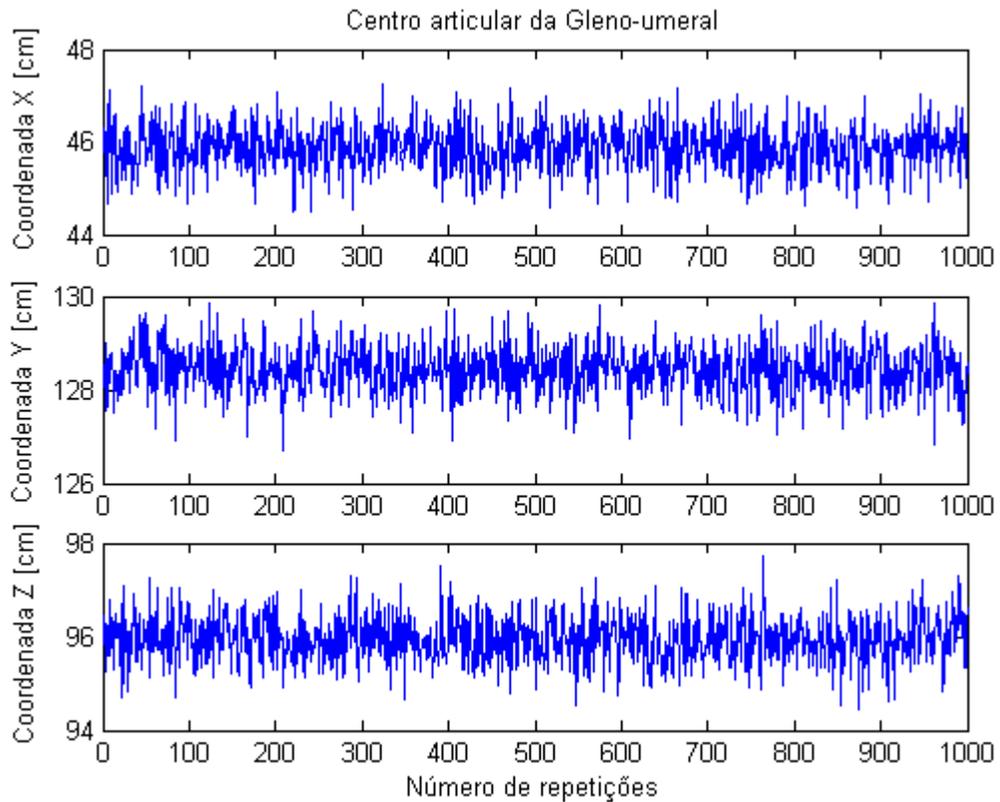


Figura 18: Valores simulados para a localização do centro articular da gleno-umeral em relação às coordenadas X, Y e Z do laboratório em um frame com 1000 repetições, em cada repetição um erro aleatório é acrescido às coordenadas dos pontos da escápula.

Os erros induzidos nas coordenadas dos pontos posicionados sobre a escápula geraram um desvio padrão da mesma ordem de grandeza, ou seja, 0,5cm nas coordenadas X, Y e Z do centro articular da gleno-umeral, respectivamente (Figura 18). Não houve nenhum efeito de amplificação dos erros induzidos na localização do centro articular da gleno-umeral.

6.2. Aplicação dos modelos de representação na marcha humana

6.2.1. Avaliação da acurácia das medidas

A reconstrução das coordenadas espaciais dos marcadores foi avaliada verificando-se a variação na distância entre dois marcadores montados sobre uma haste rígida durante o movimento. A distância entre os centros dos marcadores na haste rígida era de 165,4mm (valor real).

Na Tabela 6 são apresentados os valores da distância média (\bar{x}), desvio padrão (s), bias (b) e acurácia (a) entre os pontos \mathbf{P}_{74} (anterior inferior) e \mathbf{P}_{76} (posterior superior) da cruz localizada no braço direito para cada voluntário durante o movimento da marcha humana.

Tabela 6: Avaliação da distância entre dois marcadores durante a marcha humana.

	\bar{x} (mm)	s (mm)	b (mm)	a (mm)
Voluntário 1	166,7	2,0	1,3	2,4
Voluntário 2	164,7	2,6	0,7	2,7
Voluntário 3	165,6	1,9	0,2	1,9
Voluntário 4	165,8	2,2	0,4	2,3
Voluntário 5	165,7	2,9	0,3	2,9

A Figura 19 representa a variação da distância entre dois marcadores durante a marcha do voluntário 1 em função dos frames. Os valores apresentados correspondem aos dados brutos obtidos.

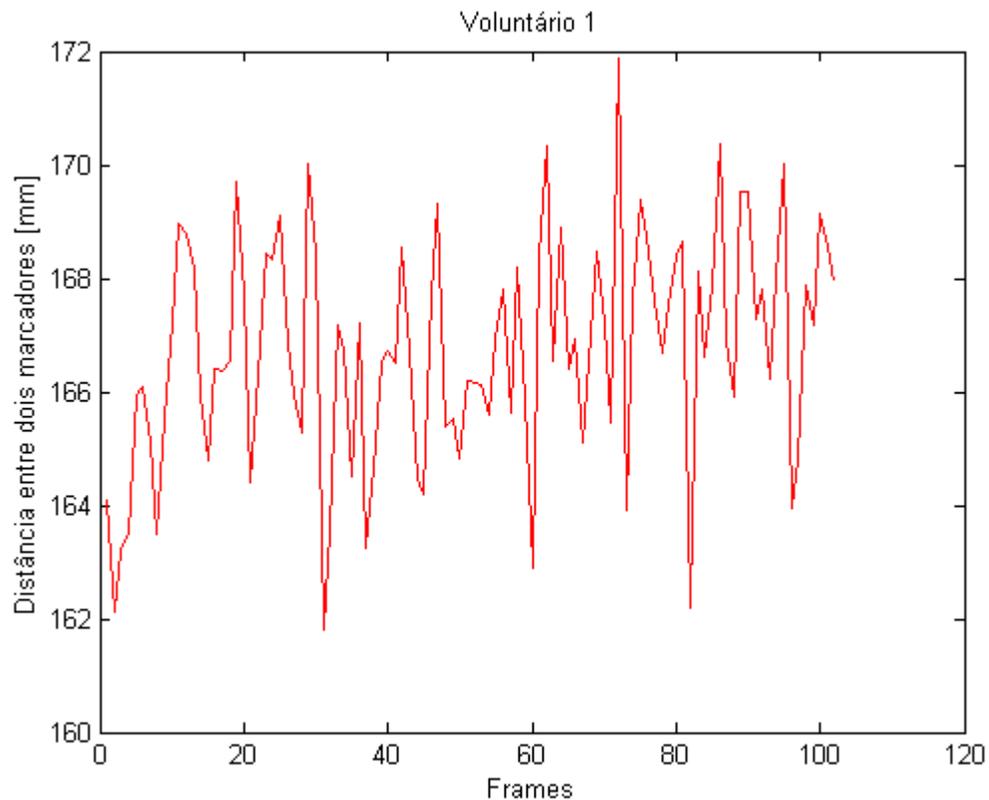


Figura 19: Distância entre dois marcadores fixados sobre o sistema de marcas técnicas durante a marcha do voluntário 1.

Na avaliação da acurácia das medidas, encontramos uma acurácia média entre os voluntários de $a = 2,4\text{mm}$. A acurácia relativa à dimensão medida (165,4mm) é de 1,4%. Considerando que a acurácia é afetada pelo enquadramento das câmeras, pode-se estimar a acurácia relativa ao enquadramento utilizado, que tomando a maior dimensão no volume calibrado (5 metros), corresponde a uma acurácia relativa de 0,2%, com isto garantimos a confiabilidade dos dados.

6.2.2. Centro articular da Gleno-umeral

A Sociedade Internacional de Biomecânica recomenda dois métodos para localização do centro articular da gleno-umeral: o método da equação de regressão (MESKERS *et al.*, 1998) e o

método dos eixos helicais (STOKDIJK *et al.*, 2000 e VEEGER & YU, 1996). Como na marcha o movimento do ombro ocorre nos três planos de movimento e é de pequena amplitude, optamos pelo método da regressão para localizar o centro articular da gleno-umeral.

A Figura 20 mostra o deslocamento do centro articular da gleno-umeral e do acrômio nas coordenadas X, Y e Z do laboratório durante a marcha do voluntário 1.

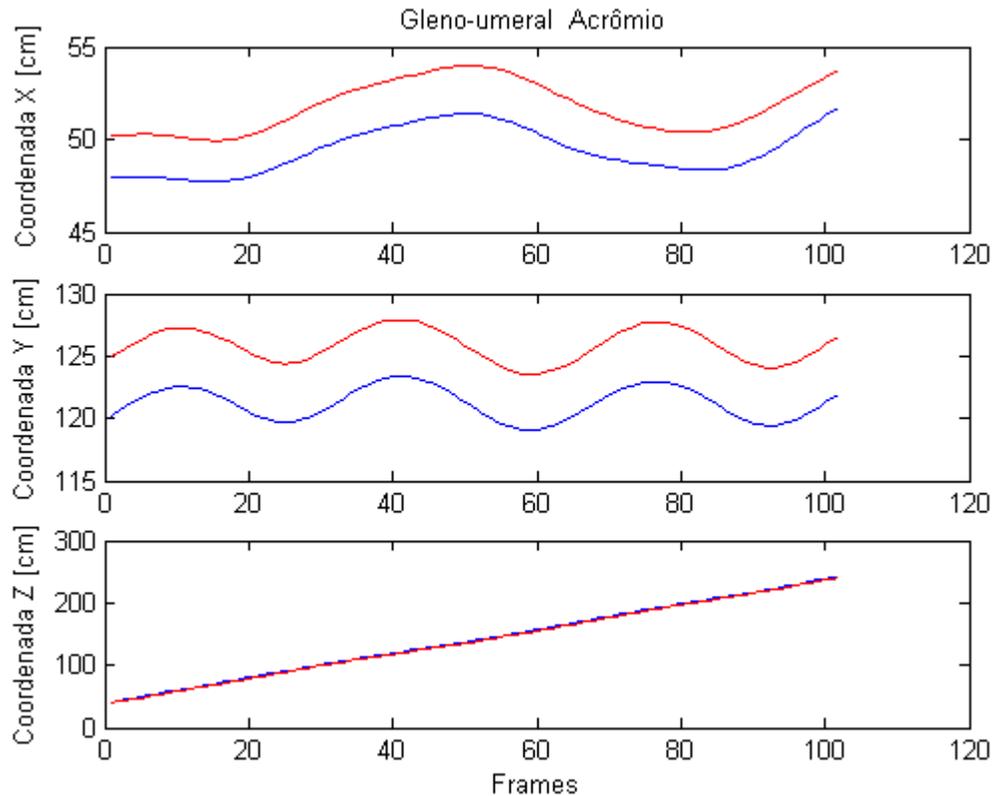


Figura 20: Deslocamento do centro articular da gleno-umeral (azul) e acrômio (acrômio) durante a marcha em relação ao sistema de coordenadas do laboratório.

Este gráfico mostra a translação da origem do sistema de coordenadas do braço, centro da articulação gleno-umeral, em relação ao sistema de coordenadas do laboratório, comparado à translação de um marcador colocado sobre a pele do voluntário (acrômio).

No primeiro gráfico (deslocamento na Coordenada X), observa-se um aumento em torno de 5cm durante o apoio simples do membro inferior esquerdo, ou seja, houve um deslocamento para a esquerda, tanto do marcador posicionado no acrômio quanto do centro articular da gleno-umeral, concomitante com o momento de transferência de peso para o membro inferior esquerdo no ciclo da marcha. No segundo gráfico (deslocamento na Coordenada Y), observa-se um aumento em torno de 2cm nos momentos em que o membro superior esquerdo está em flexão e

extensão máxima durante o ciclo de marcha. No terceiro gráfico, há um aumento progressivo do deslocamento na Coordenada Z que acompanha a progressão da marcha.

6.2.3. Ângulos Articulares na situação dinâmica

Serão apresentados três ângulos articulares que caracterizam a orientação de um segmento corporal em relação a outro em três gráficos consecutivos para cada articulação. As abcissas dos gráficos apresentam as porcentagens do ciclo de marcha que variam de 0% (contato inicial) a 100% (novo contato inicial) e as ordenadas dos gráficos apresentam as variações angulares em graus, sua escala foi determinada manualmente.

O primeiro gráfico mostra as rotações ao redor do eixo horizontal ou sagital. Na nomenclatura clínica, estes movimentos são denominados de adução e abdução para o tornozelo, joelho, quadril, ombro, escápulo-torácica, cotovelo, ou inclinação lateral à direita ou à esquerda para os segmentos da cabeça, tronco e pelve.

O segundo gráfico mostra as rotações em torno do eixo longitudinal. Na nomenclatura clínica, estes movimentos são denominados de rotação externa ou rotação interna para o tornozelo, joelho, quadril, ombro, escápulo-torácica, pronação e supinação para o segmento do antebraço, neste trabalho este movimento será analisado na articulação do cotovelo, ou ainda rotação para a esquerda e para a direita, quando se trata dos segmentos da cabeça, tronco e pelve.

O terceiro gráfico mostra as rotações em torno do eixo transversal. Na nomenclatura clínica, estes movimentos são denominados de flexão e extensão para todas as articulações.

Os resultados dos ângulos articulares foram divididos em dois grupos, normal e patológico. No primeiro grupo serão apresentadas gráficos com três curvas que correspondem aos voluntários 1, 2 e 3. No segundo grupo serão apresentados os gráficos dos voluntários **A** e **B**, portadores de paralisia cerebral, além da curva média dos voluntários que compreendem o grupo normal.

Na interpretação dos gráficos serão utilizadas siglas que representam as fases do ciclo de marcha, abaixo segue o significado das siglas:

- **CI**: Contato inicial;

- **RC:** Resposta à carga;
- **1º. DA:** Primeiro duplo apoio;
- **AS:** Apoio simples;
- **AT:** Apoio terminal;
- **2º. DA:** Segundo duplo apoio;
- **Toe-Off:** Desprendimento dos dedos que marca o início da fase de balanço;
- **BM:** Balanço médio;
- **BT:** Balanço terminal.

6.2.3.1. Grupo Normal

Serão apresentados, a seguir, os resultados dos ângulos articulares do tornozelo, joelho, quadril, orientação da pelve, orientação do tronco, cabeça em relação ao tronco, ombro, cotovelo e escápula em relação ao tronco durante um ciclo de marcha medido no membro inferior esquerdo. Em relação às articulações dos membros superiores, serão apresentados os movimentos tanto do lado direito quanto do lado esquerdo.

1. Tornozelo

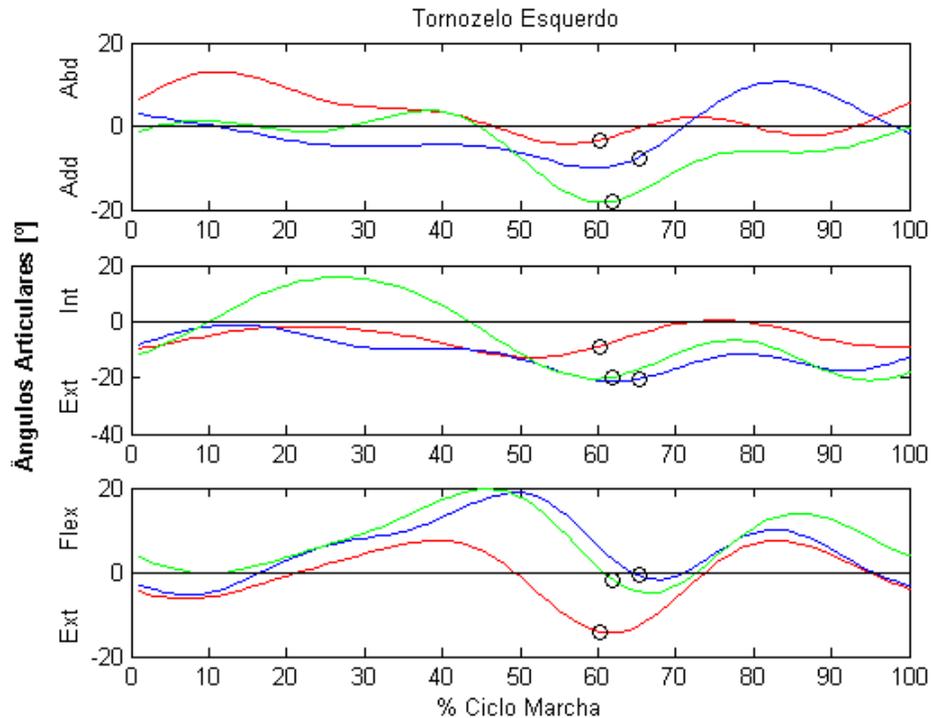


Figura 21: Ângulos articulares do tornozelo esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

Observa-se no primeiro e segundo gráficos alguns graus de abdução e rotação externa no **1º. DA** facilitando a rápida transferência de peso. Na fase de balanço, cada voluntário apresenta um comportamento em relação à abdução-adução e todos apresentam rotação externa para auxiliar a liberação do pé.

No terceiro gráfico observamos extensão, ou flexão plantar no **CI** para os voluntários 1 e 2, o voluntário 3 apresenta alguns graus de flexão, ou dorsiflexão. Observa-se aumento da flexão plantar e diminuição da dorsiflexão para o voluntário 3 no **1º. DA** para a acomodação do pé no solo, este movimento caracteriza o 1º mecanismo de rolamento do tornozelo. No **AS** inicia-se uma flexão progressiva, promovendo a progressão do corpo sobre o pé (2º mecanismo de rolamento). No **2º. DA** ocorre rápida inversão do movimento para preparar o membro para a fase de balanço (3º mecanismo de rolamento). Na fase de balanço observa-se a diminuição da extensão para preparar o membro para o próximo contato inicial. Este resultado concorda com PERRY (1992) que caracteriza o movimento do tornozelo no plano sagital com três mecanismos de rolamento durante a fase de apoio do ciclo de marcha.

2. Joelho

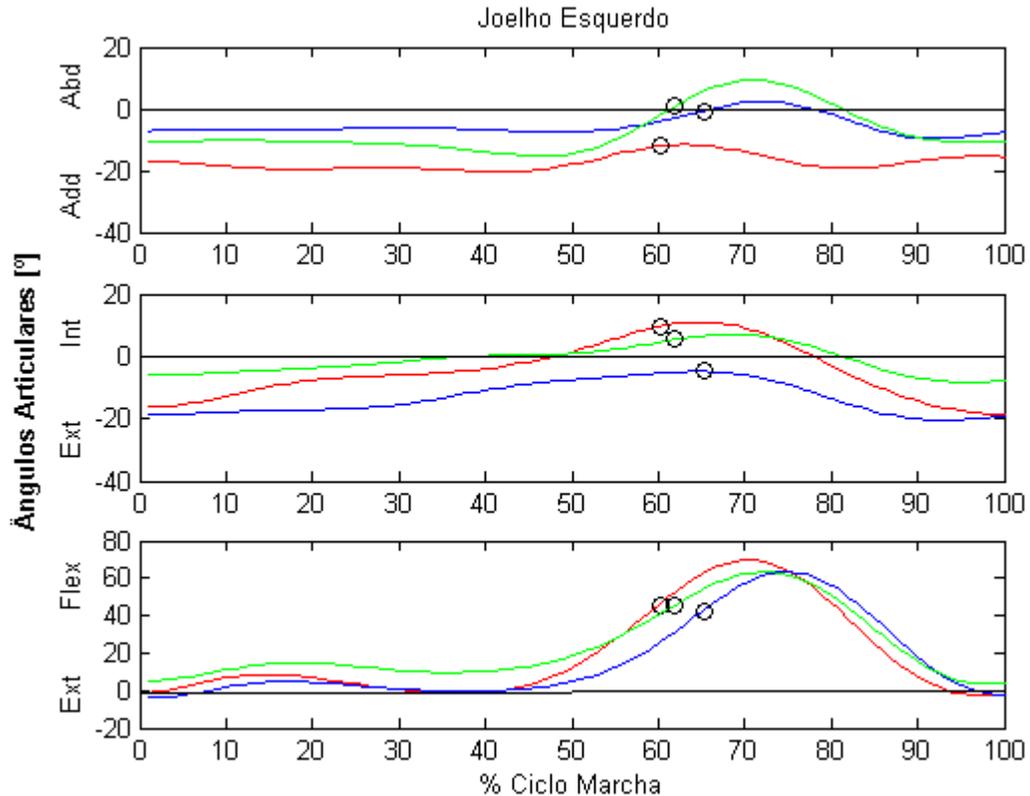


Figura 22: Ângulos articulares do joelho esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro e segundo gráficos observa-se adução, ou valgo dos joelhos e rotação externa durante toda a fase de apoio. Na fase de balanço observa-se diminuição da amplitude de adução e rotação externa. A postura de valgo dos joelhos concorda com os livros de cinesiologia que descrevem um valgo acentuado nas mulheres devido à largura da pelve ser aumentada (KAPANDJI, 2000). A inexistência de sinal de abdução-adução na articulação do joelho durante a fase de apoio, como pode ser verificado nos resultados obtidos, tem sido utilizada em laboratórios de marcha como informação relacionada à qualidade da aquisição de dados

O terceiro gráfico mostra que o **CI** é realizado quase em posição neutra. Na **RC** observa-se a primeira onda de flexão para auxiliar na absorção de choque devido ao impacto do pé no solo, além da manutenção do peso corporal. No **AS** ocorre extensão dos joelhos. No **2º. DA** inicia-se a segunda onda de flexão que atinge o seu pico no **BM**, para auxiliar a liberação do pé da superfície, posteriormente esta amplitude diminui progressivamente no **BT** para preparar o

membro para um novo **CI**. Este resultado concorda com o movimento descrito em ROSE & GAMBLE (1993) que descrevem o movimento do joelho como duas ondas de flexão. A primeira onda de flexão ocorre como absorção de choque, auxiliando a transferência do peso e encurtando efetivamente o comprimento do membro, para evitar translação vertical excessiva do centro de massa do corpo. A segunda onda de flexão é necessária para liberar a passagem do pé na fase inicial do balanço.

3. Quadril

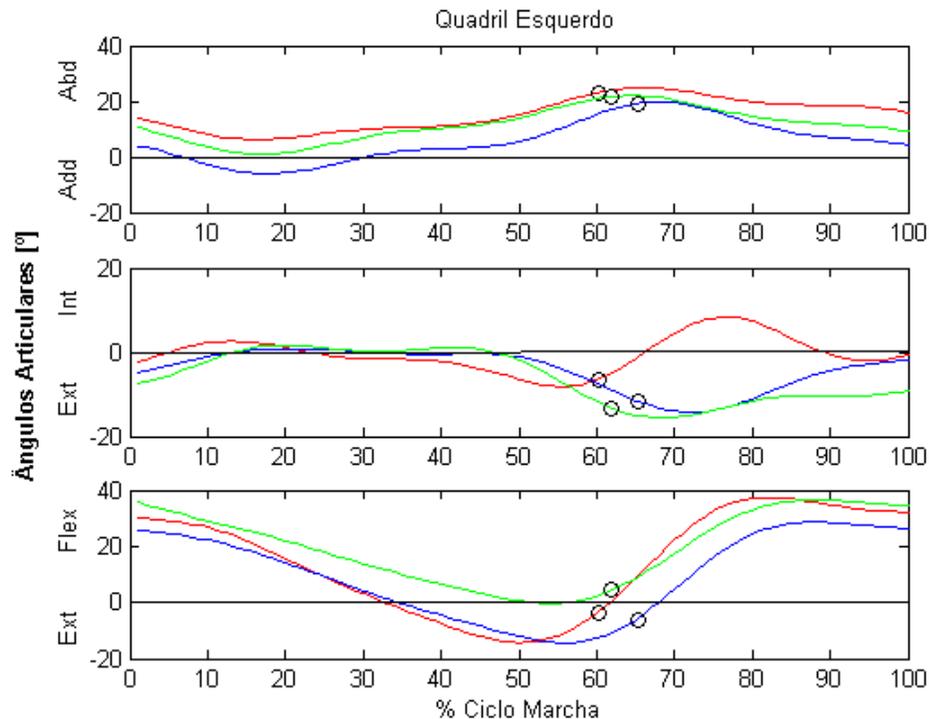


Figura 23: Ângulos articulares do quadril esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro gráfico observa-se abdução no **CI**, diminuição desta amplitude no **1º. DA** e **AS** devido ao posicionamento da pelve durante o balanço contralateral. No **2º. DA** e fase de balanço observa-se aumento na abdução dos quadris devido ao posicionamento da pelve durante o balanço ipsilateral. ROSE & GAMBLE (1993) afirmam que a onda de abdução-adição do quadril existe para o alinhamento dinâmico da coxa, com relação à pelve no plano coronal.

Os quadris apresentam posicionamento neutro durante a fase de apoio em relação à rotação. Na fase de balanço observa-se rotação externa para os voluntários 2 e 3. O voluntário 1 apresenta alguns graus de rotação interna.

O **CI** é realizado em flexão, esta amplitude diminui progressivamente até atingir extensão no **2º. DA** para preparar o membro inferior para o balanço, posteriormente observa-se aumento progressivo da flexão para o avanço do membro, este resultado concorda com PERRY (1992) que descreve o movimento do quadril neste plano como extensão durante o apoio e flexão no balanço. A mudança do movimento de uma direção para outra é gradual, ocupando um ciclo de marcha inteiro para cada reversão.

4. Orientação da Pelve

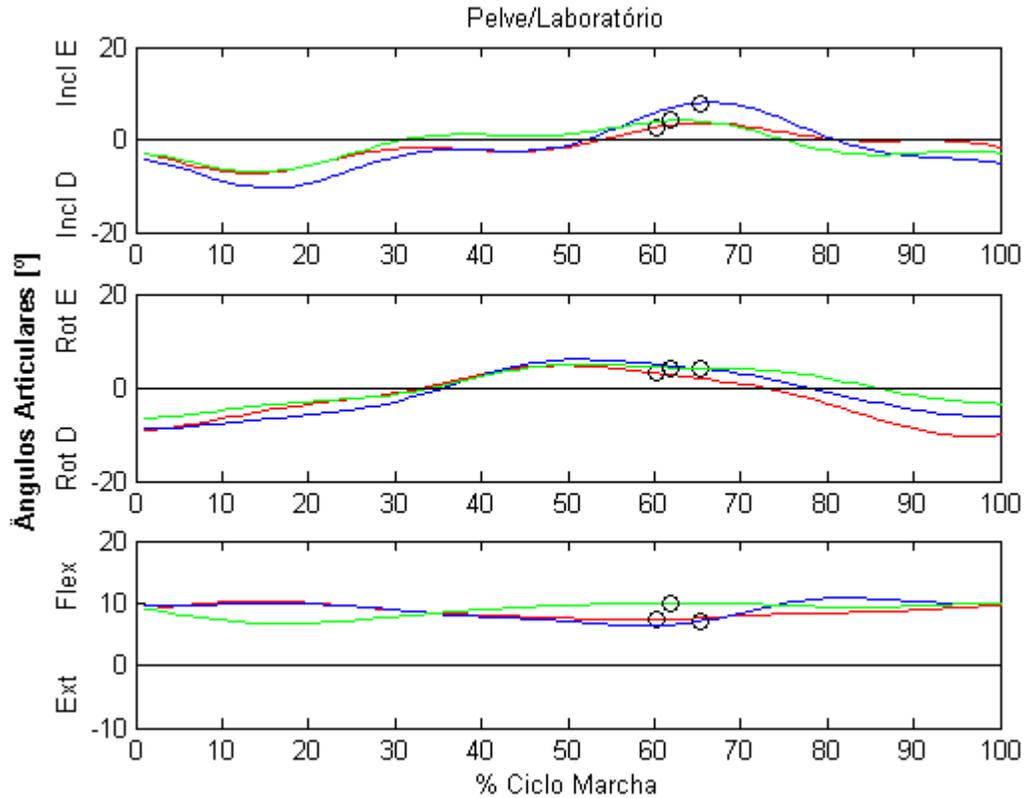


Figura 24: Ângulos articulares da pelve em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro e segundo gráficos observa-se rotação e inclinação da pelve contralateral ao membro inferior que está em apoio. A pelve apresenta uma postura fisiológica de flexão ou anteversão da pelve devido à lordose lombar (KAPANDJI, 2000). O movimento da pelve descrito acima concorda com o movimento descrito em PERRY (1992) e ANDRADE (2002).

5. Orientação do Tronco

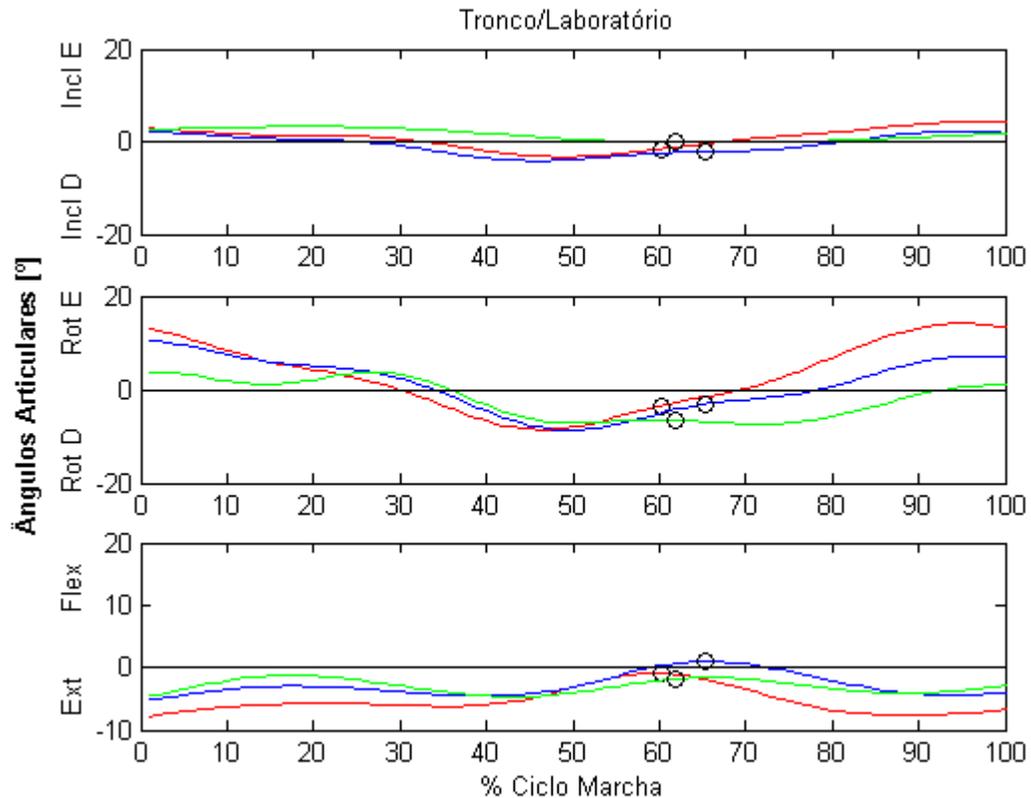


Figura 25: Ângulos articulares do tronco em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro e segundo gráficos observa-se rotação e inclinação contralateral ao membro inferior em apoio. O tronco permanece em extensão durante todo o ciclo de marcha.

Ao analisarmos o movimento da pelve e tronco concomitantemente, observamos que eles são opostos, ou seja, quando há rotação para a esquerda da pelve, ocorre rotação para a direita do tronco, quando a pelve apresenta flexão e inclinação para a esquerda, o tronco apresenta extensão e inclinação para a direita. Estes movimentos opostos garantem a manutenção do equilíbrio durante a marcha e com isso uma maior eficiência.

6. Cabeça – Tronco

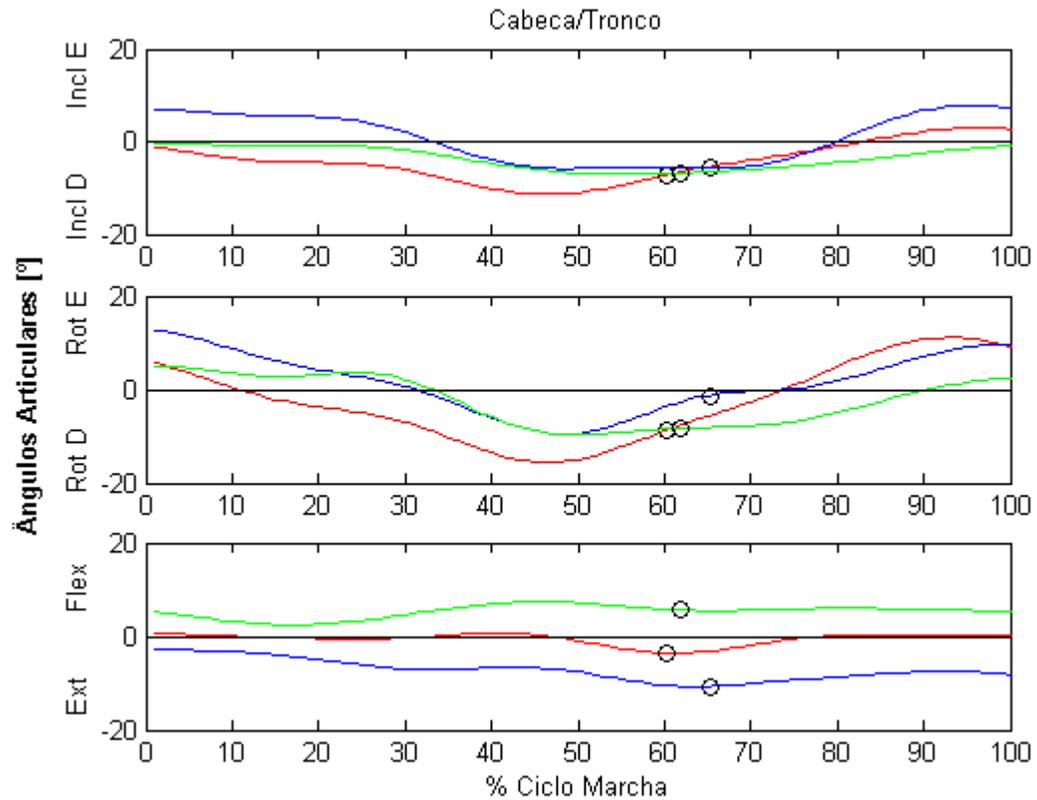


Figura 26: Ângulos articulares da cabeça em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

O movimento da cabeça, ao contrário do movimento da pelve, acompanha o movimento do tronco nos planos coronal e transversal. No plano sagital, cada voluntário apresenta um comportamento e este parece ser uma característica individual.

7. Cotovelo

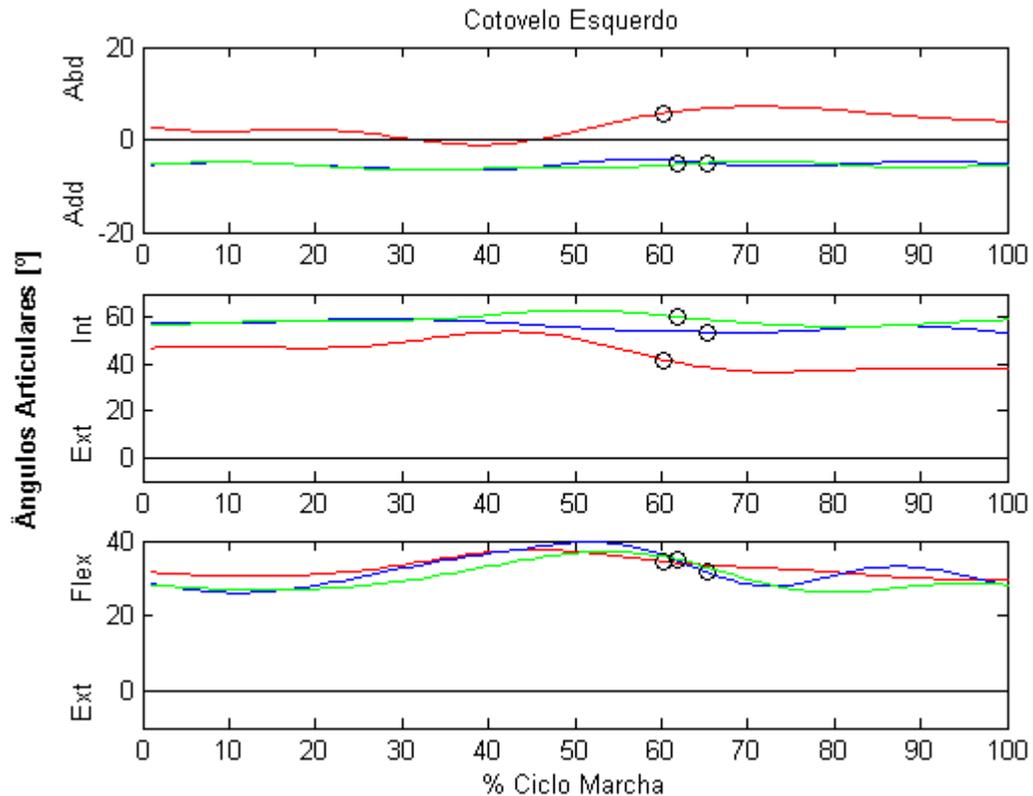


Figura 27: Ângulos articulares do cotovelo esquerdo nos planos coronal (1o. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

O cotovelo apresenta rotação interna, ou pronação, durante todo o ciclo de marcha. No primeiro gráfico observa-se movimento próximo do zero com ausência de sinal, exceção para o voluntário 1 que apresentou sinal de abdução no **PB** e fase de balanço.

No terceiro gráfico observa-se flexão dos cotovelos durante todo o ciclo de marcha, com aumento desta amplitude no final do **AS** e **2o. DA**.

PEERRY (1992) descreve o movimento do cotovelo com extensão máxima no início e final do ciclo e no resultado encontrado não observamos extensão do cotovelo em nenhuma fase do ciclo de marcha.

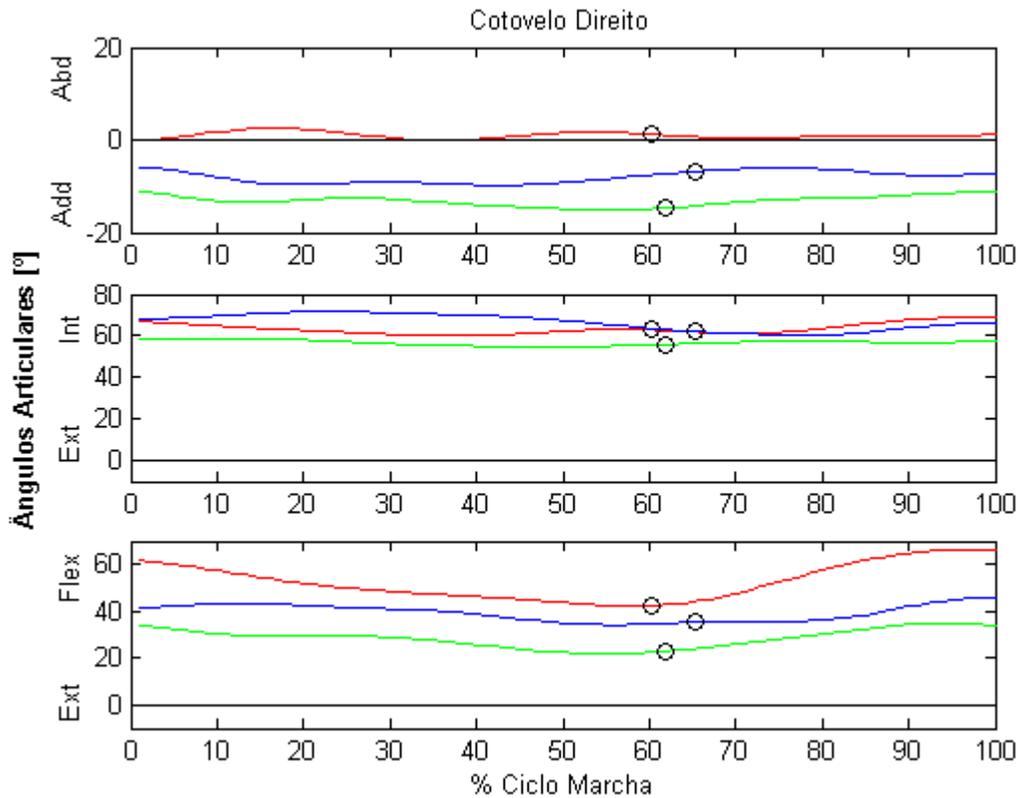


Figura 28: Ângulos articulares do cotovelo direito nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

Tanto no cotovelo esquerdo quanto no direito observa-se uma postura de rotação interna durante todo o ciclo de marcha. No plano coronal, observa-se pequena mobilidade e o voluntário 1 mantém posição próxima do neutro.

No terceiro gráfico observa-se flexão máxima durante o início do ciclo de marcha com diminuição da amplitude no final do AS e 2º. DA. O voluntário 1 apresenta maior amplitude de flexão. Na análise visual observou-se essa maior amplitude.

Em relação aos cotovelos, pode-se observar mobilidade no plano sagital, enquanto o movimento nos outros planos é discreto. Durante o AS do membro inferior esquerdo, o cotovelo esquerdo aumenta sua flexão e o direito diminui.

8. Ombro

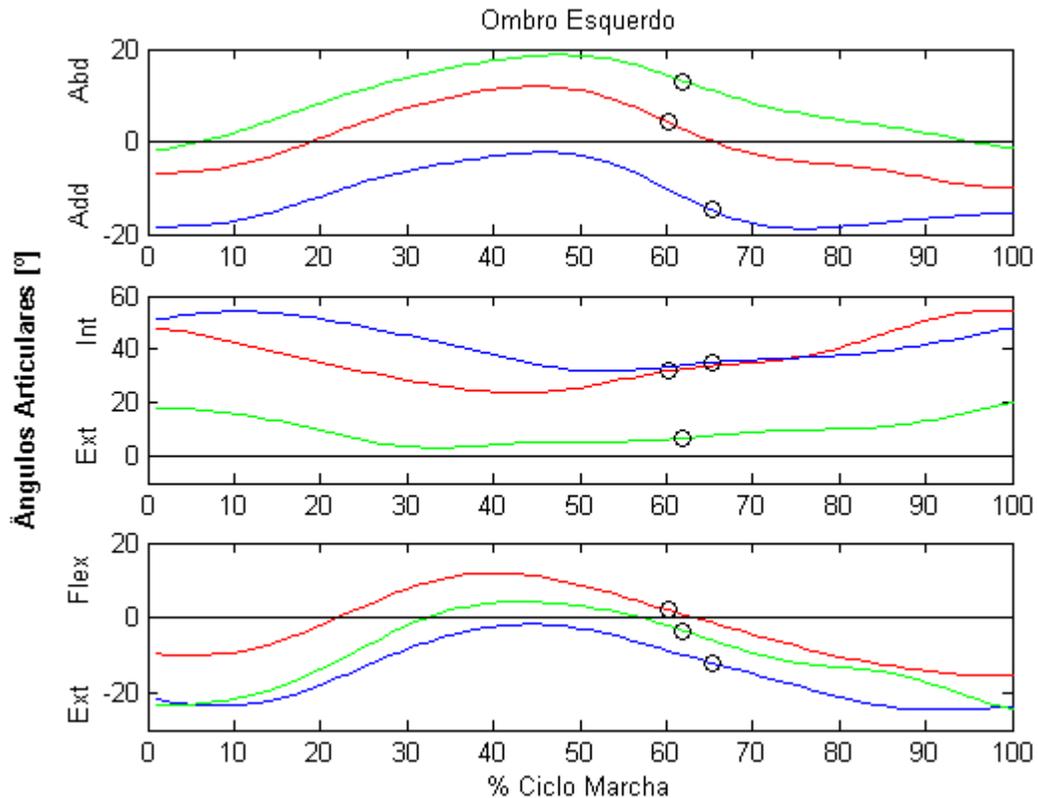


Figura 29: Ângulos articulares da gleno-umeral esquerda nos planos coronal (1o. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

O primeiro gráfico mostra adução no início da fase de apoio, abdução no **AS**, **2º. DA** e início da fase de balanço. Provavelmente esta abdução durante o **AS** ocorre para que os membros superiores não toquem o corpo durante a fase de balanço do membro inferior contralateral.

No segundo gráfico observa-se grande diferença, em relação à amplitude, entre os voluntários, porém todos com rotação interna e observa-se diminuição desta amplitude durante o **AS**, provavelmente associado ao movimento de abdução para que o membro superior não entre em contato com o corpo.

Observa-se extensão no **CI** e **RC**, aumento progressivo da flexão durante o **AS**, posteriormente diminuição da flexão até atingir extensão durante a fase de balanço. Devido ao modelo de orientação escolhido observamos uma diferença na amplitude de movimento entre este estudo e o de ANDRADE (2002). O modelo de orientação do ombro, neste estudo, considera o

movimento do braço em relação à escápula, já o estudo de ANDRADE (2002) considera o movimento do braço em relação ao tronco.

Segundo PERRY (1992) o ombro inicia o ciclo de marcha em uma posição de máxima extensão, flexiona no final do apoio terminal e novamente estende durante a fase de balanço. O resultado do ombro esquerdo concorda com a descrição do movimento feita por PERRY.

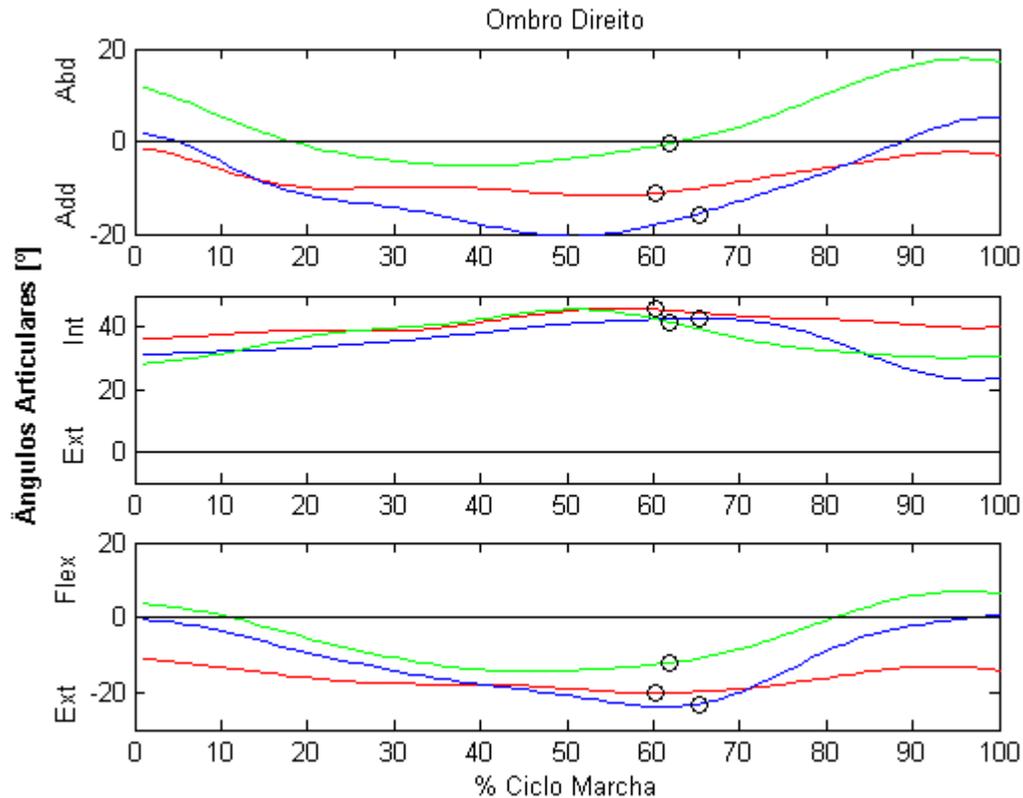


Figura 30: Ângulos articulares da gleno-umeral direita nos planos coronal (1o. gráfico), transversal (2o. gráfico) e sagital (3o. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

Observa-se no primeiro gráfico alguns graus de abdução no voluntário 3 e posição neutra nos voluntários 1 e 2 no **CI**. Movimento de adução durante o **AS** e, posteriormente, diminuição da amplitude de adução até atingir a posição neutra nos voluntários 1 e 2 durante a fase de balanço. O voluntário 3, na mesma fase, restabelece a amplitude de abdução.

Todos os sujeitos apresentam rotação interna durante todo o ciclo de marcha, com aumento desta amplitude durante o **AS**.

No terceiro gráfico observa-se extensão no voluntário 1, posição neutra no voluntário 2 e flexão no voluntário 3 no **CI**, progressivamente todos atingem extensão no **AS**. Na fase de balanço todos retornam a posição do início da fase de apoio.

9. Escápula Esquerda – Tronco

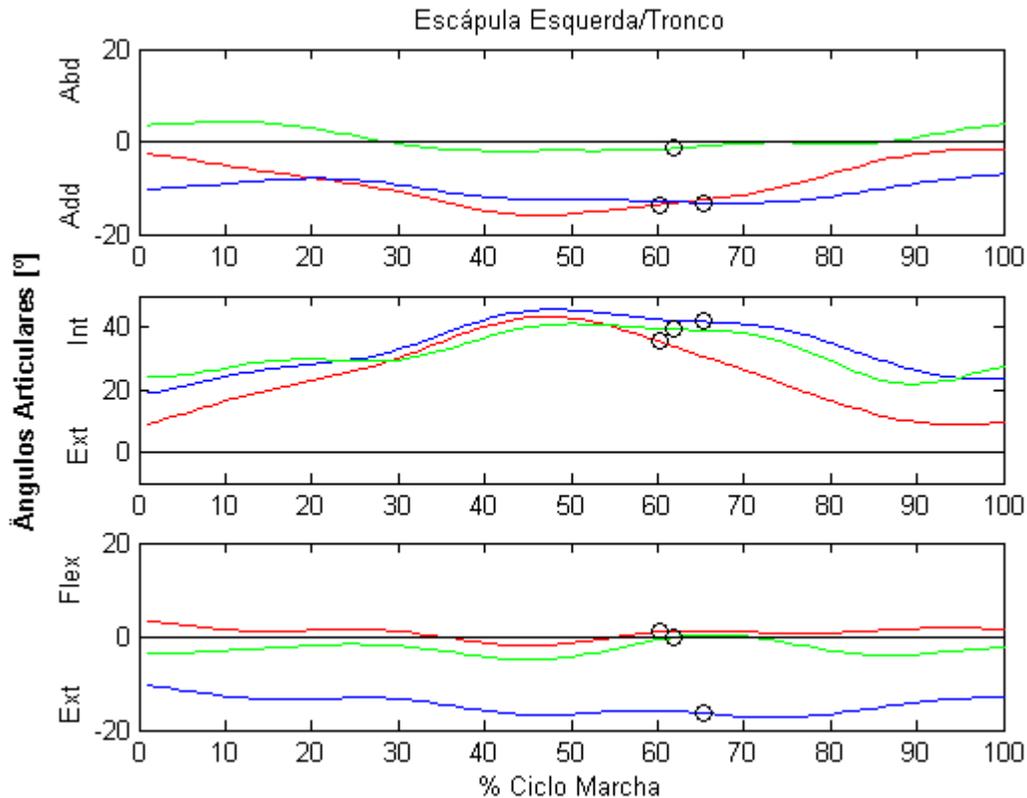


Figura 31: Ângulos articulares da escápula esquerda em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa a *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro gráfico observa-se adução das escápulas nos voluntários 1 e 2 durante todo o ciclo com aumento desta amplitude durante o AS. O voluntário 3 apresenta posição próxima do neutro durante todo o ciclo.

As escápulas apresentam rotação interna durante todo o ciclo e um pico em torno de 40° durante o AS.

No terceiro gráfico, observa-se extensão nos voluntários 2 e 3 durante todo o ciclo e posição neutra no voluntário 1. Esta posição da escápula, influencia o movimento da glenoumeral e este deve ser o principal motivo pela diferença de amplitude comparado ao estudo de ANDRADE (2002).

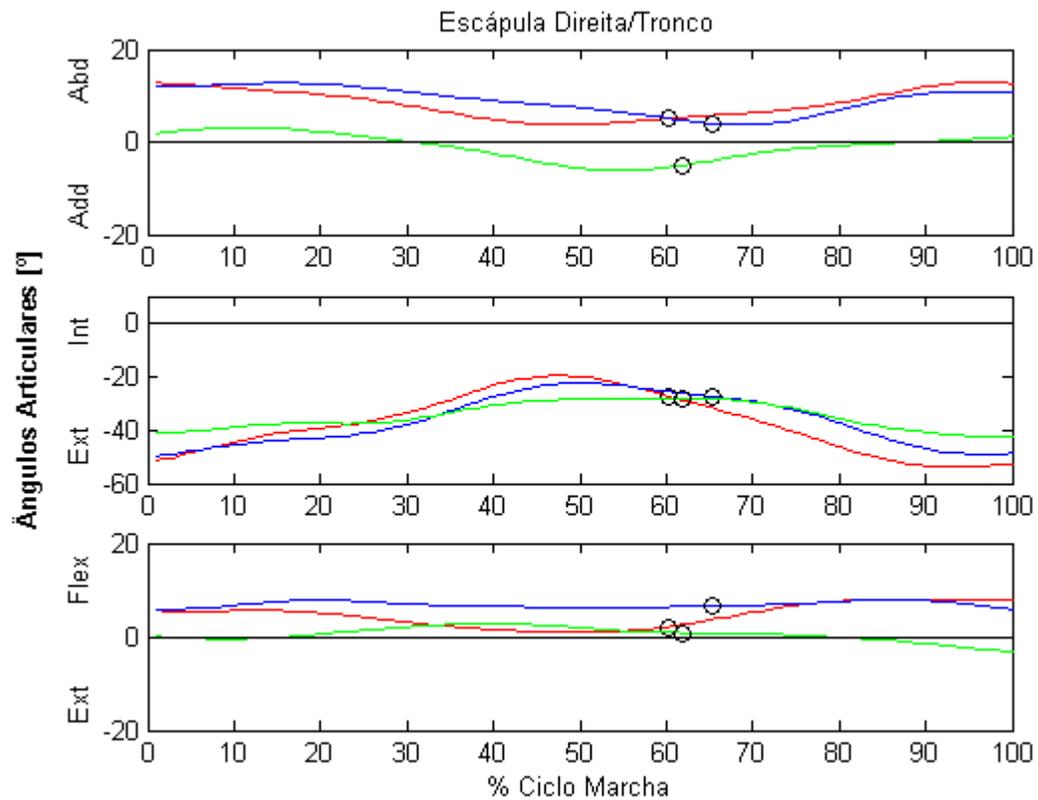


Figura 32: Ângulos articulares da escápula direita em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) durante um ciclo de marcha de três voluntários. Voluntário 1 (vermelho), voluntário 2 (azul) e voluntário 3 (verde). O marcador (o) representa o *toe-off* de cada voluntário.

No primeiro gráfico observa-se abdução e rotação externa das escápulas em relação ao tronco durante todo o ciclo e diminuição desta amplitude durante o **AS**.

No terceiro gráfico as escápulas permanecem em flexão durante todo o ciclo de marcha.

6.2.3.2. Grupo Patológico

Serão apresentados, a seguir, os resultados dos ângulos articulares do tornozelo, joelho, quadril, ombro, cotovelo e escápula em relação ao tronco, todos bilateralmente. O movimento das articulações do lado esquerdo foi medido em relação ao ciclo do membro inferior esquerdo e, o movimento das articulações do lado direito foi medido em relação ao ciclo do membro inferior direito. Nos gráficos também poderá ser observada a curva média do grupo normal com o objetivo de analisarmos as alterações da marcha. As orientações absolutas do tronco e pelve, além da cabeça em relação ao tronco foram mensuradas em relação a um ciclo de marcha do membro inferior esquerdo.

1. Tornozelo

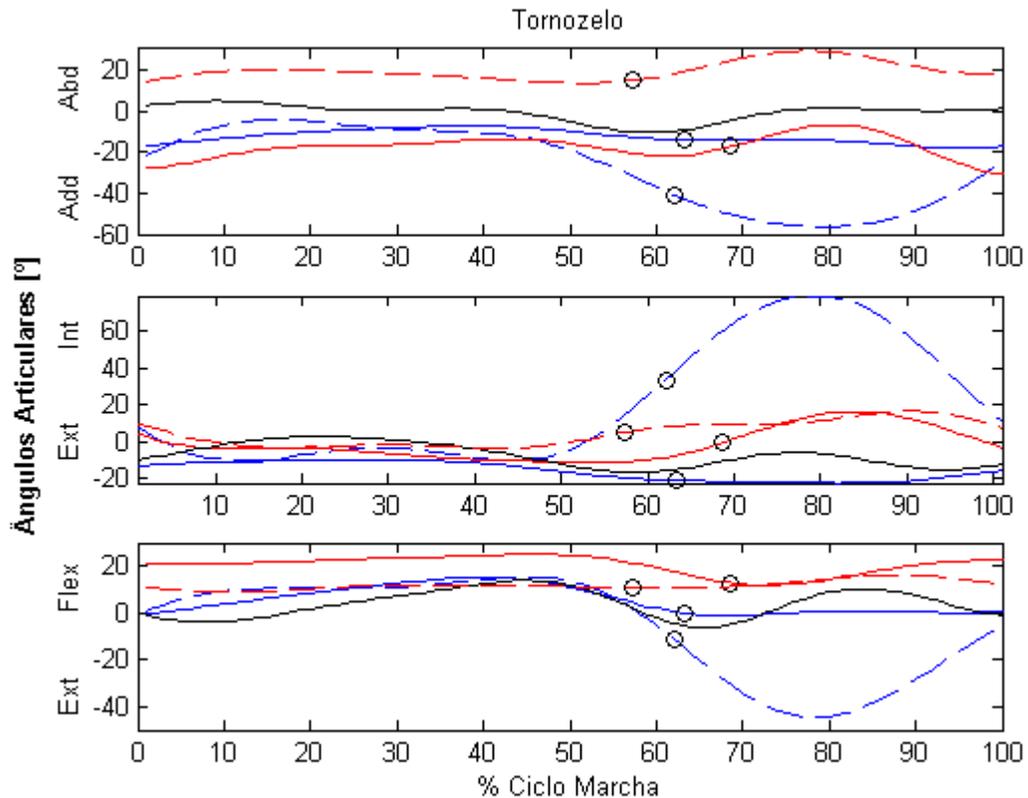


Figura 33: Ângulos articulares do tornozelo nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

No voluntário **A**, o tornozelo esquerdo apresenta abdução aumentada, já o tornozelo direito apresenta adução. Observa-se uma rotação externa durante a fase de balanço como mecanismo compensatório para auxiliar a liberação do pé. No terceiro gráfico, observa-se flexão aumentada durante todo o ciclo bilateralmente.

No voluntário **B**, observa-se adução e rotação externa aumentada durante a fase de apoio e abdução associada a rotação interna durante a fase de balanço no tornozelo esquerdo, este também parece ser um mecanismo compensatório, já que o tornozelo apresenta extensão aumentada nesta fase.

2. Joelho

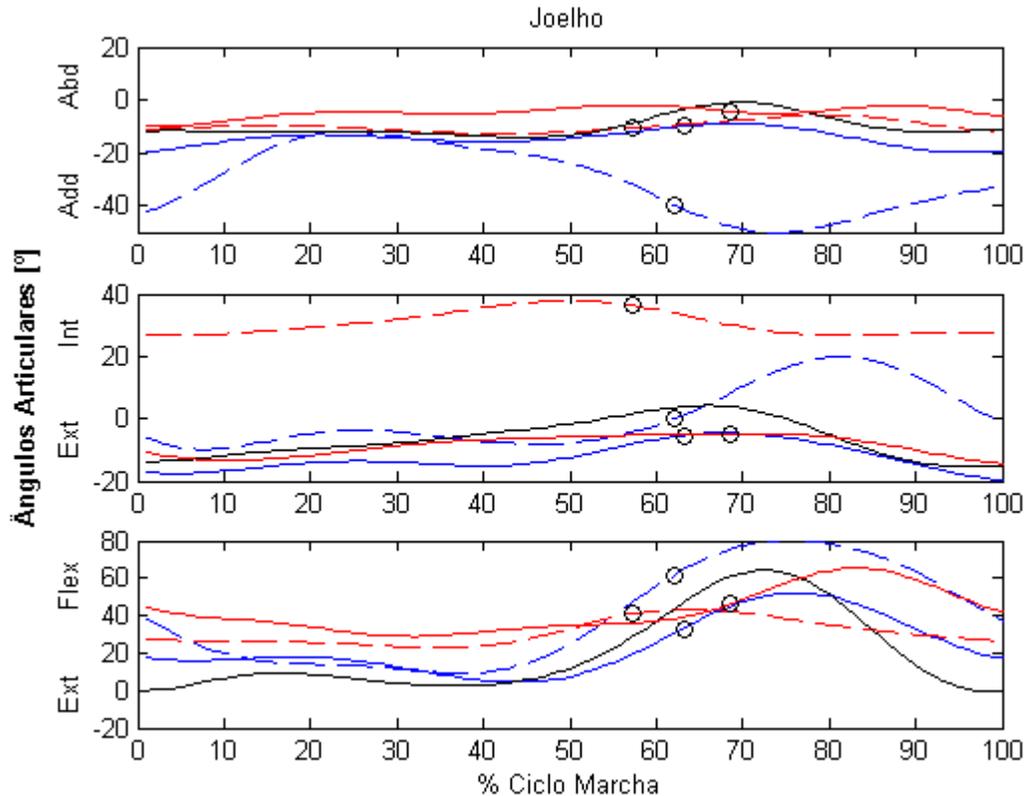


Figura 34: Ângulos articulares do joelho nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **A** apresenta rotação interna aumentada durante todo o ciclo de marcha. Observa-se padrão de marcha em *crouch*, ou agachamento, caracterizado por flexão aumentada dos joelhos e tornozelos durante a fase de apoio. Na fase de balanço, os joelhos apresentam flexão diminuída.

O voluntário **B** apresenta adução aumentada do joelho esquerdo durante todo o ciclo. Na fase de balanço, o joelho esquerdo apresenta rotação interna aumentada. No terceiro gráfico, observa-se ausência da primeira onda de flexão no **1º. DA**, portanto não há absorção de choque nesta fase, além de flexão aumentada durante a fase de apoio. Na fase de balanço, há flexão diminuída do joelho direito e aumentada do joelho esquerdo, este aumento à esquerda parece ser para auxiliar na liberação do pé ipsilateral.

3. Quadril

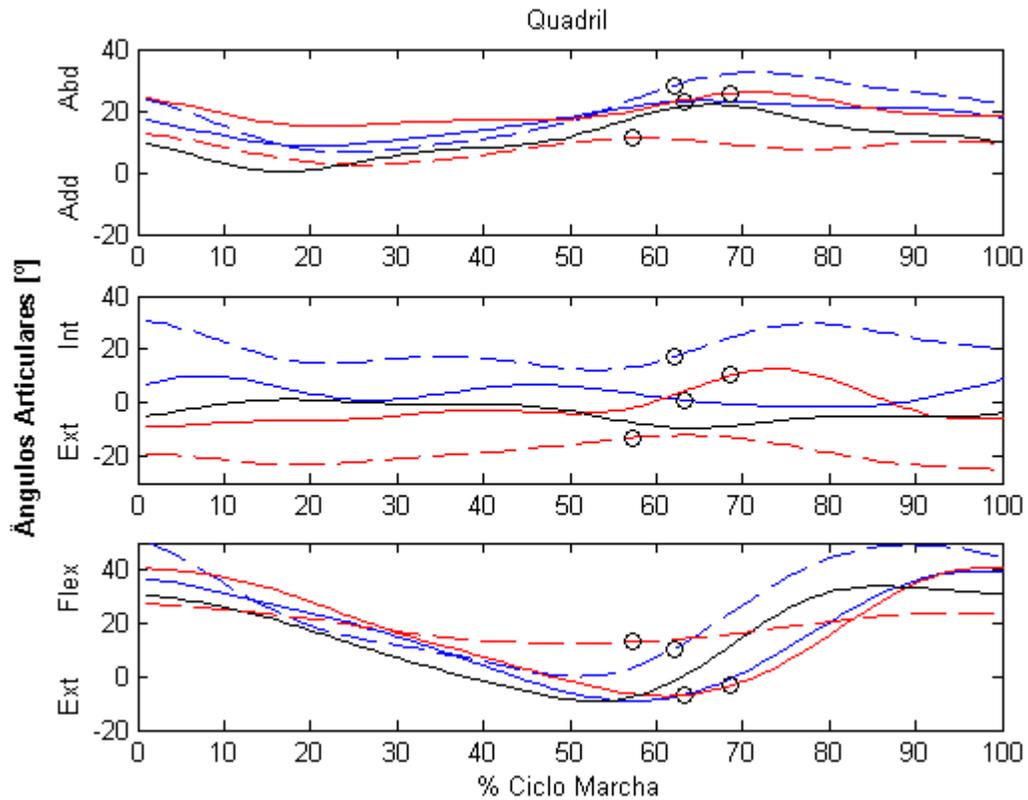


Figura 35: Ângulos articulares do quadril nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

Em relação aos quadris, tanto o voluntário **A** quanto o voluntário **B** apresentam rotação aumentada do quadril esquerdo, rotação externa e rotação interna, respectivamente. Observa-se flexão aumentada dos quadris direito no início da fase de apoio e **BT**, já o quadril esquerdo do voluntário **A** apresenta ausência de extensão no **AT**.

4. Orientação da Pelve

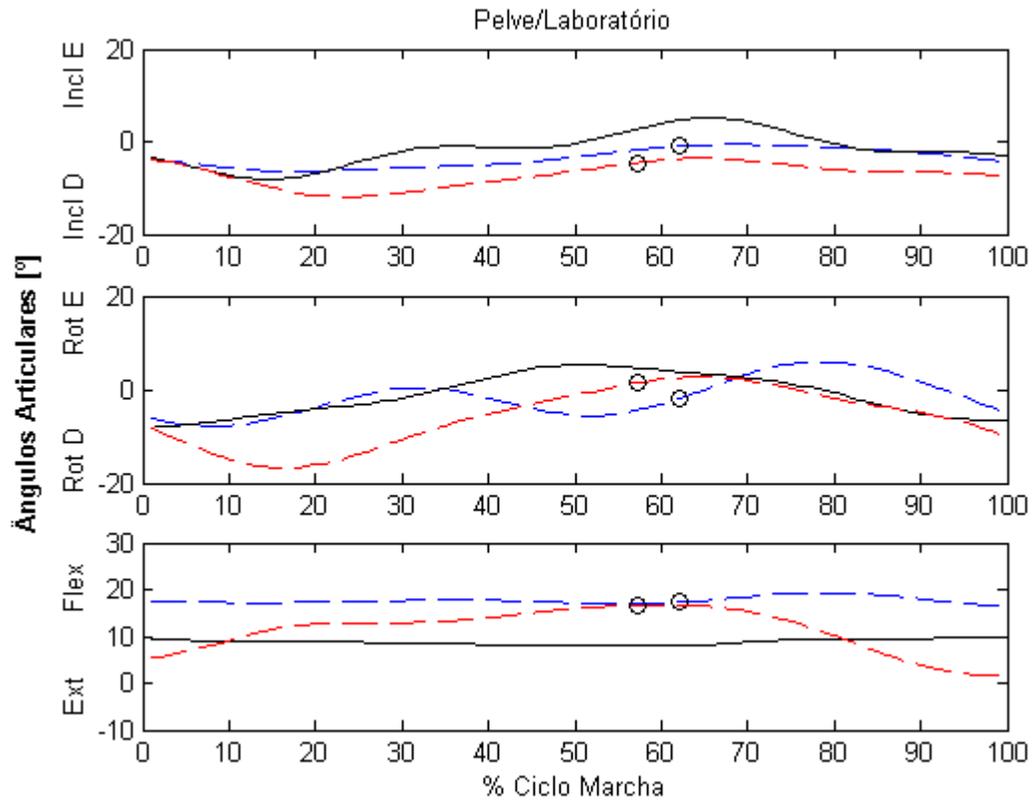


Figura 36: Ângulos articulares da pelve em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transversal (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico) num ciclo de marcha do membro inferior esquerdo. Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **A** apresenta uma rotação acentuada para a direita durante o **1º. DA**. Os dois apresentam uma inclinação para a direita durante o **AS** contralateral e uma flexão aumentada durante todo o ciclo.

5. Orientação do Tronco

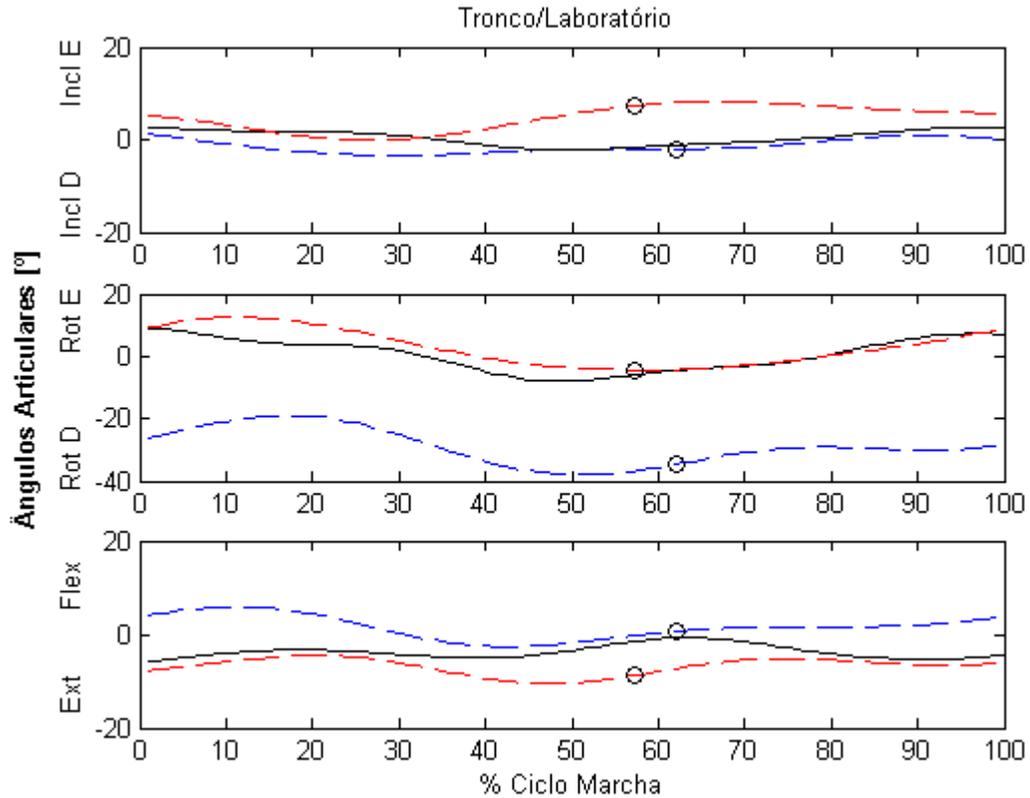


Figura 37: Ângulos articulares do tronco em relação ao laboratório nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **A** inclina o tronco para a esquerda no 2º. **DA** e fase de balanço, nesta mesma fase a pelve inclina para o lado direito e este parece ser um mecanismo para manter o equilíbrio da marcha. O voluntário **B** apresenta rotação acentuada para a direita durante todo o ciclo e flexão aumentada do tronco no início e final do ciclo de marcha.

6. Cabeça – Tronco

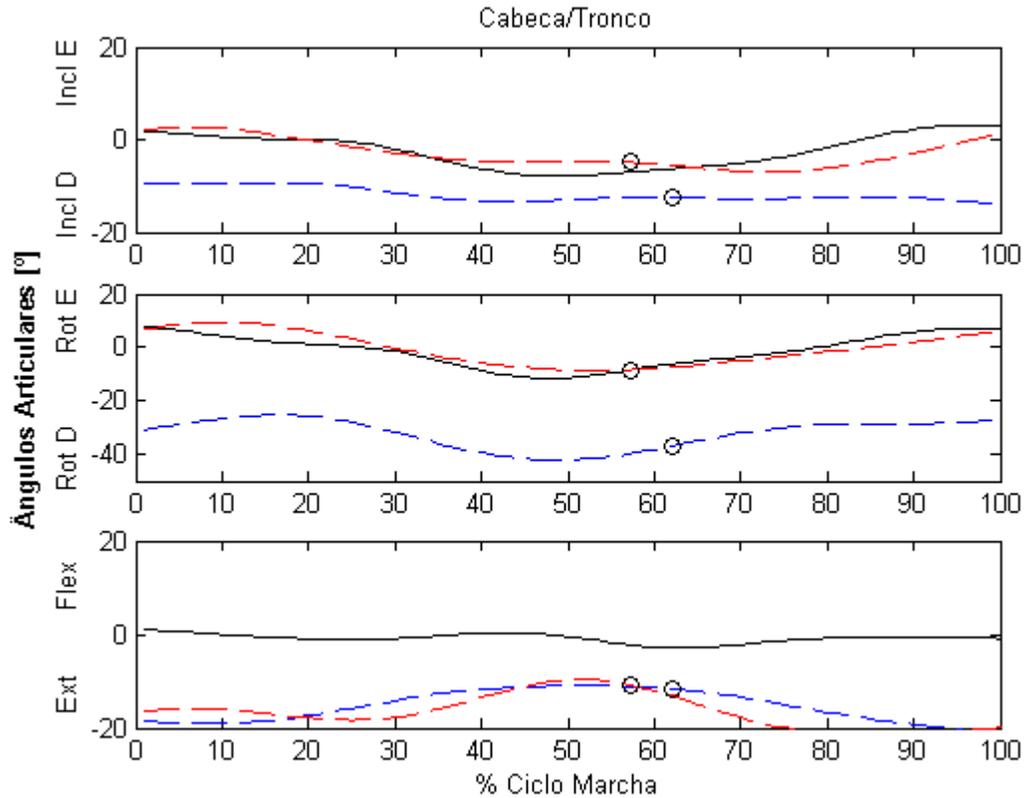


Figura 38: : Ângulos articulares da cabeça em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **B** apresenta uma rotação e inclinação para a direita durante todo o ciclo e ambos apresentam extensão acentuada da cabeça, esta talvez seja uma postura para compensar a flexão acentuada da pelve e assim manter o equilíbrio durante a marcha.

7. Cotovelo

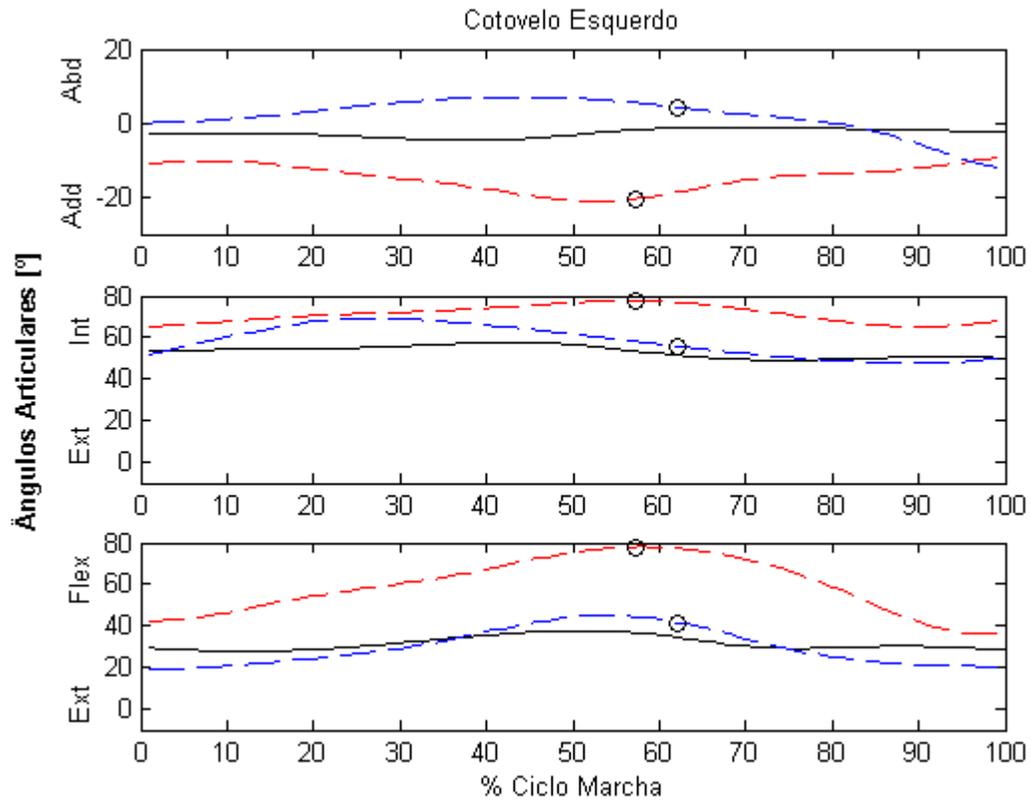


Figura 39: Ângulos articulares do cotovelo esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O paciente **A** apresenta adução, rotação interna e flexão aumentada durante todo o ciclo de marcha. O paciente **B** apresenta abdução e rotação interna aumentada durante a fase de apoio.

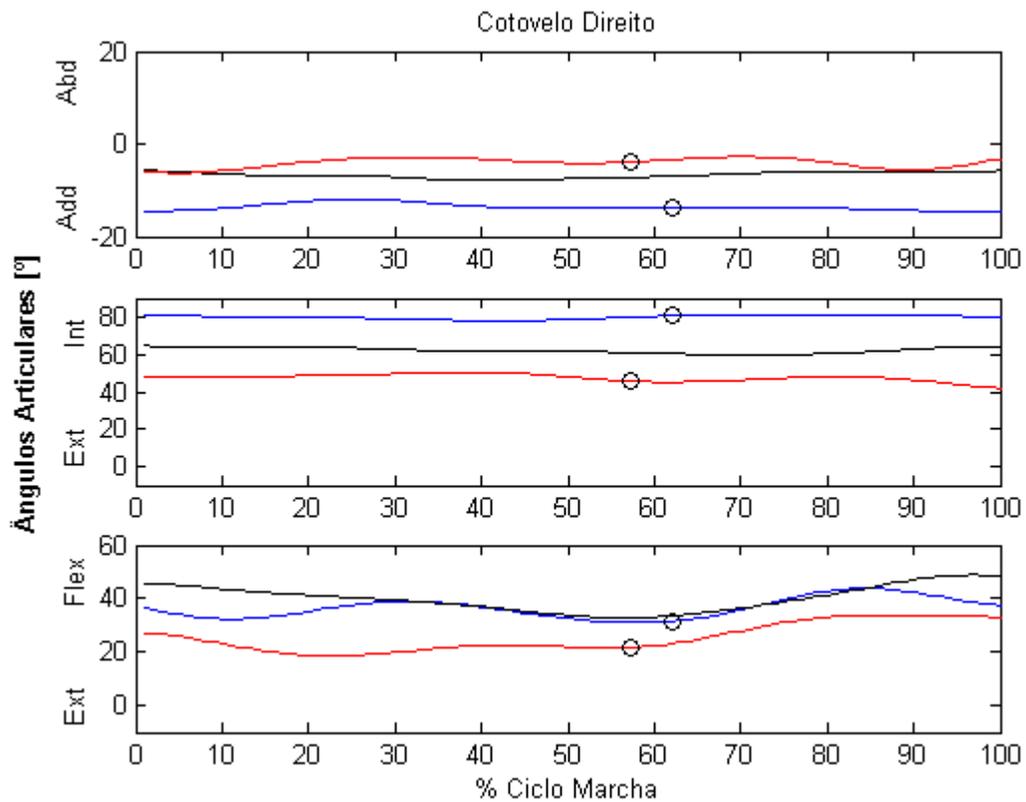


Figura 40: Ângulos articulares do cotovelo direito nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **A** apresenta pequena mobilidade deste cotovelo comparado com o esquerdo provavelmente para compensar a rotação acentuada do tronco para o lado direito. O voluntário **B** apresenta adução diminuída e rotação interna acentuada durante todo o ciclo de marcha.

8. Ombro

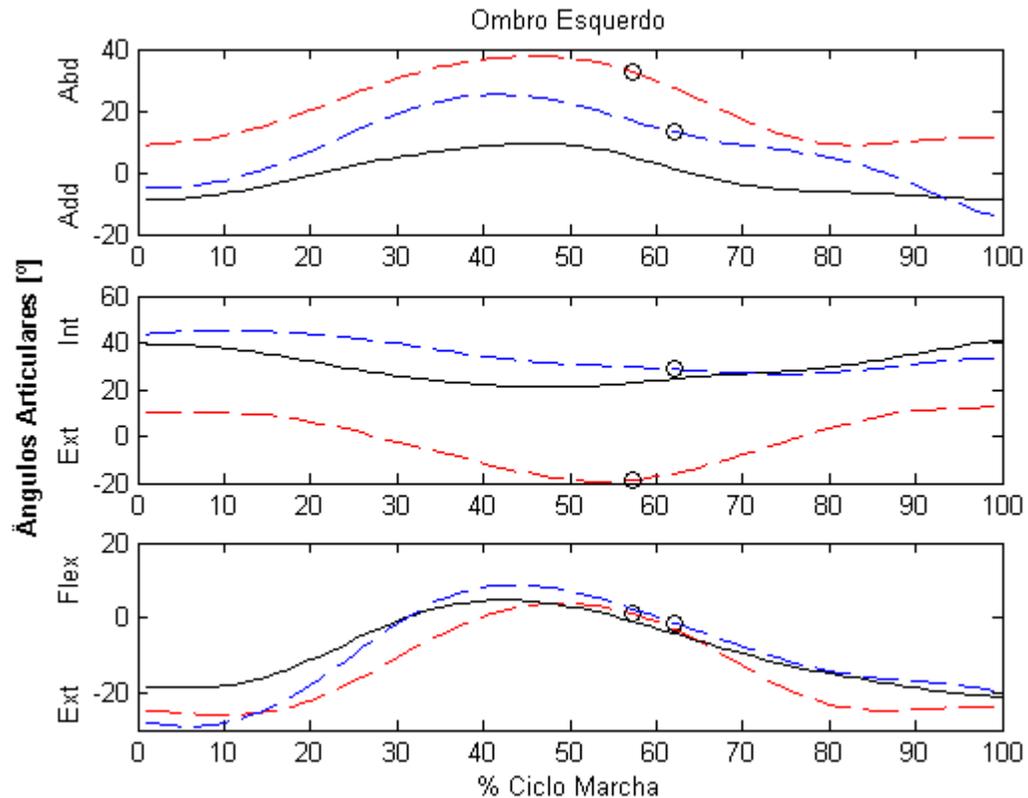


Figura 41: Ângulos articulares do ombro esquerdo nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A.(azul) e voluntário B (vermelho). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

Os dois voluntários apresentam abdução acentuada durante o **AS**, este parece ser o mesmo mecanismo que o grupo normal utiliza para evitar o contato dos membros superiores com o corpo na fase de balanço do membro inferior contralateral.

O voluntário **A** apresenta rotação externa durante o **AS**. No terceiro gráfico observa-se uma extensão aumentada no início da fase de apoio.

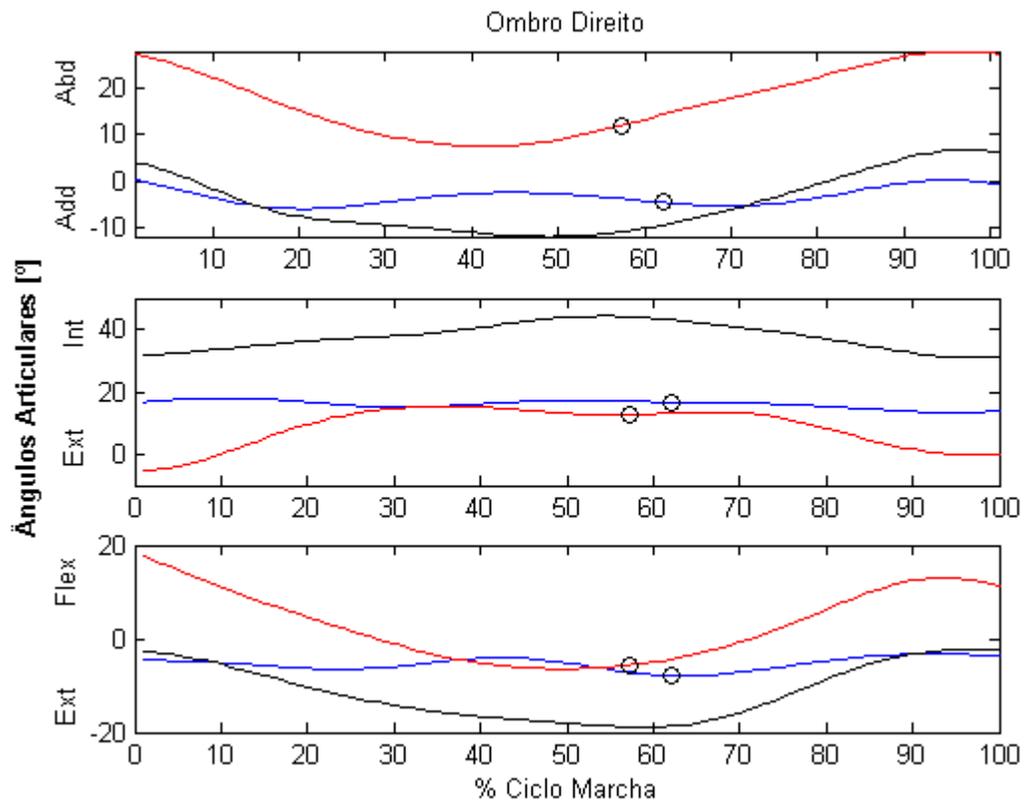


Figura 42: Ângulos articulares da gleno-umeral nos planos coronal (1.º gráfico), transversal (2.º gráfico) e sagital (3.º gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

O voluntário **A** apresenta abdução associada a flexão durante todo o ciclo. No plano transversal observa-se rotação externa no início e final do ciclo de marcha.

O voluntário **B** apresenta rotação interna diminuída comparada com o normal e diminuição da adução e extensão durante o **AS**.

9. Escápula – Tronco

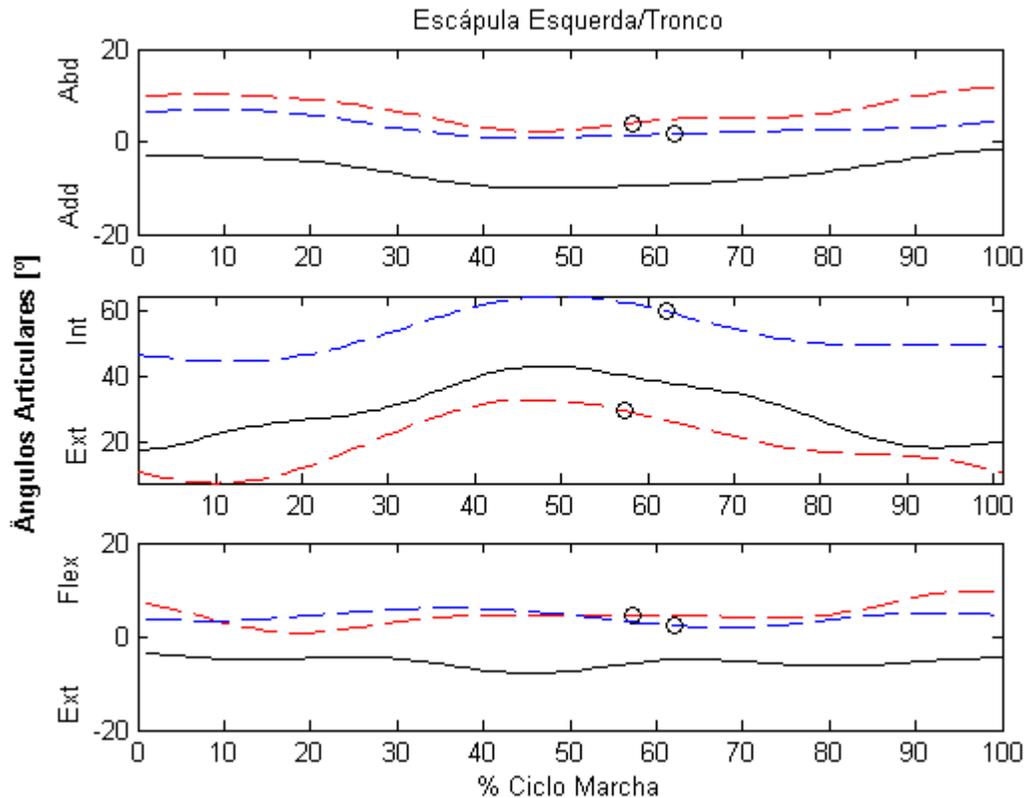


Figura 43: Ângulos articulares da escápula esquerda em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A.(vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

Os voluntários **A** e **B** apresentam abdução associada a flexão durante todo o ciclo. O voluntário **B** apresenta rotação interna aumentada.

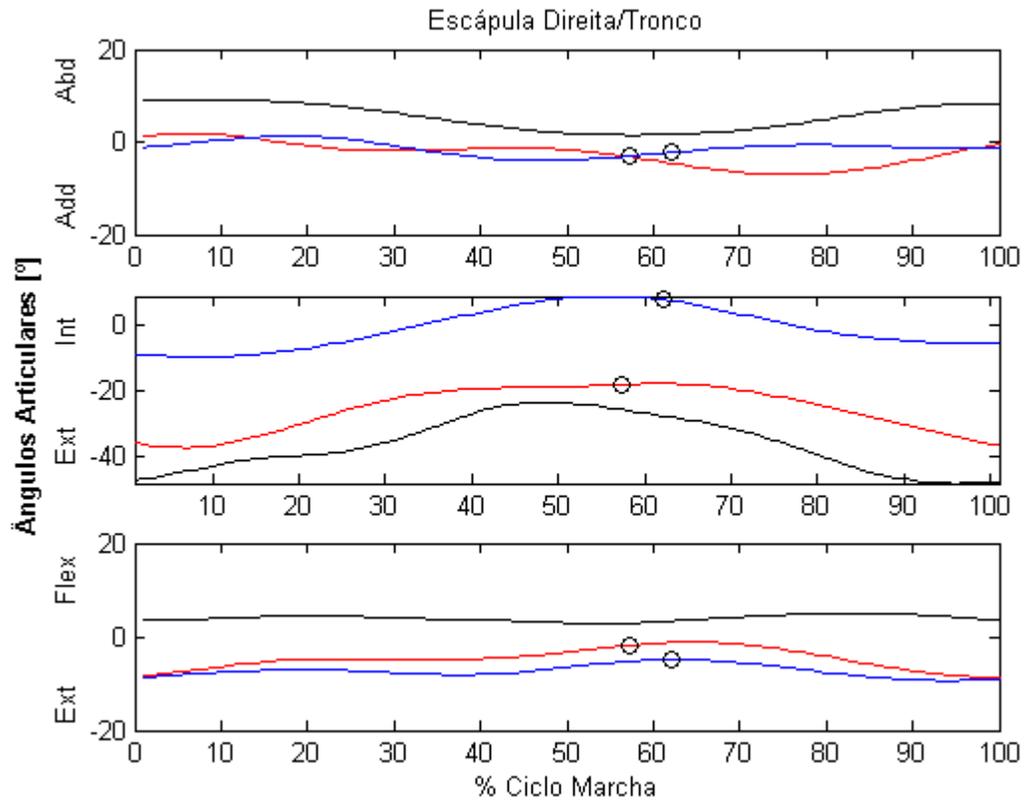


Figura 44: Ângulos articulares da escápula direita em relação ao tronco nos planos coronal (1º. gráfico), transverso (2º. gráfico) e sagital (3º. gráfico). Voluntário A (vermelho) e voluntário B (azul). A curva preta representa a média dos demais voluntários. Membro inferior esquerdo (linha tracejada) e membro inferior direito (linha sólida). O marcador (o) representa o *toe-off*.

Os voluntários **A** e **B** apresentam extensão durante todo o ciclo de marcha. No plano transversal, o voluntário **A** apresenta rotação interna durante o AS e o voluntário **B** apresenta rotação externa diminuída comparado com o normal.

7 Conclusões

O estudo da marcha humana desperta o interesse de diversos pesquisadores nos laboratórios de marcha, mas muitos destes laboratórios têm limitado sua análise à descrição do movimento dos membros inferiores. Na intenção do estudo do movimento dos membros superiores, há a necessidade da elaboração de modelos de representação biomecânica dos membros superiores, porém além da proposição há a necessidade da avaliação destes modelos de modo a garantir que eles sejam adequados ao movimento que se presente estudar.

Neste sentido, este trabalho, baseado em estudos da biomecânica do corpo humano, propôs modelos de representação dos membros superiores e escápula durante o movimento da marcha humana e o modelo de representação da escápula foi avaliado de modo a garantir a rigidez do corpo que se pretendia representar. A construção e orientação dos sistemas de coordenadas associados aos membros superiores e escápula propostos neste trabalho basearam-se nos modelos recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (VAN DER HELM, 2002).

Para representar o segmento braço utilizamos o centro articular da gleno-umeral que foi determinado a partir da equação de regressão proposta por MESKERS *et al.* (1998), optamos por este estudo por ser um protocolo validado com cadáveres. As coordenadas de marcadores posicionados na escápula e as distâncias entre eles são utilizadas como regressores, portanto qualquer deslocamento dos marcadores poderia afetar nesta determinação, para tal verificamos o quanto que um erro projetado nas três coordenadas dos marcadores afetaria na sua localização. Considerando o volume calibrado para o experimento da marcha, este erro não interferiu na determinação do centro articular da gleno-umeral.

O maior deslocamento dos marcadores posicionados na escápula ocorreu nos movimentos de grande amplitude do ombro, abdução e flexão, devido a mobilidade da escápula sobre o gradil costal, mobilidade esta necessária para auxiliar quando a articulação gleno-umeral é bloqueada por fatores ósteo-músculo-ligamentares. O deslocamento dos marcadores durante a simulação do movimento dos membros superiores durante a marcha gerou um desvio padrão de $0,5^\circ$ no cálculo do ângulo articular, portanto concluímos que este deslizamento não interfere neste cálculo.

Baseados nas informações citadas, podemos concluir que o deslizamento dos marcadores sobre a escápula não inviabilizou o modelo de representação proposto para descrever os movimentos da escápula.

O sistema de análise tridimensional utilizado, sistema *Dvideow*, é um sistema que utiliza câmeras de vídeo digital para a aquisição das imagens, isto torna a metodologia descrita de fácil acesso a novos pesquisadores, pois apresenta baixo custo comparado aos sistemas de análise tridimensional disponível no mercado. Outra grande vantagem do sistema é a viabilidade da análise quantitativa integrada à análise qualitativa do movimento, isto é de grande importância quando se pretende analisar alterações na marcha, tais como as provocadas por uma patologia neurológica, neuromuscular e/ou musculoesquelética. Em alguns sistemas de análise tridimensional, tais como os que utilizam câmeras de infravermelho, não é possível a obtenção dos dados tridimensionais com os registrados em vídeo. Isto dificulta a interpretação, pois os ciclos de marcha descritos nos gráficos e registrados em vídeo não são os mesmos.

Um dos grandes problemas associados à análise integrada dos membros inferiores e superiores na marcha humana é a necessidade de enquadramento de um volume relativamente grande, este problema foi resolvido com a utilização do sistema de marcas técnicas, o que possibilitou a diminuição no número de marcadores durante a marcha, isto garante uma maior naturalidade do padrão de marcha. Além disso, apesar de ter sido enquadrado um volume relativamente grande, foi possível a análise com marcadores de 15mm. A acurácia do sistema revelou-se bastante boa e adequada para a análise da marcha humana.

Como utilizamos marcadores com menor diâmetro que os demais sistemas de análise tridimensional foi possível realizar a análise do movimento do tornozelo nos planos frontal e transversal, pois não tínhamos restrições em relação à proximidade dos marcadores.

Os resultados dos ângulos articulares encontrados concordam com os resultados descritos na literatura, porém o estudo do movimento dos membros superiores durante a marcha humana é escasso, isto dificulta futuros estudos aplicados a patologias que comprometam os membros superiores.

Alguns problemas merecem atenção especial, tais como, para a análise de marcha através do sistema *Dvideow* ainda há a necessidade do uso do software Matlab® para a obtenção dos resultados. O *tracking* dos marcadores ainda não foi realizado de maneira totalmente automática, exigindo a intervenção do operador em situações muito complexas. Estes problemas devem ser

tratados como continuidade deste trabalho a fim de se automatizar a análise e diminuir o tempo de processamento.

A análise proposta e o sistema de análise utilizado foram capazes de caracterizar o padrão de marcha normal dos voluntários normais analisados e distinguir padrões de marcha diferentes entre os pacientes.

Referências

- ABDEL-AZIZ, Y. I. and KARARA, H. M. Direct Linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. In: ASP/UI SYMPOSIUM, 1971, Urbana, Illinois.
- AN, K. N., BROWN, A. O., KORINEK, S., TANAKA, S. and MORREY, B. F. (1991). "Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation." J Orthop Res **9**(1): 143-9.
- ANDRADE, L. M. (2002). Análise de Marcha: Protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. Faculdade de Educação Física - Departamento da Educação Motora. Campinas, Universidade Estadual de Campinas: 93.
- BARROS, R. M. L., BREZIKOFER, R., LEITE, N. J. and FIGUEROA, P. J. (1999). "Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos." Revista Brasileira de Engenharia Biomédica **15**(1-2): 79-86.
- BOULOS, P. and CAMARGO, I. (1987). Geometria Analítica - Um tratamento vetorial, Makron Books.
- BRAUNE, W. and FISHER, O. (1895). The Human Gait.
- CHAO, E. Y. (1980). "Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation." J Biomech **13**(12): 989-1006.
- ENGIN, A. E. and TUMER, S. T. (1989). "Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex-- Part I: Physical model and determination of joint sinus cones." J Biomech Eng **111**(2): 107-12.
- FIGUEROA, P. J., LEITE, N. J. and BARROS, R. M. L. (2002). "A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis." Computer Methods and Programs in Biomedicine.
- GAGE, J. R. (1991). Gait Analysis in Cerebral Palsy. London, Mackeith Press.
- HINRICHS, R. N. (1990). Upper Extremity Function in Distance Running. Biomechanics of Distance Running. P. R. Cavanagh. Champaign, Illinois, Human Kinetics Books: 107-133.
- HOGFORS, C., SIGHOLM, G. and HERBERTS, P. (1987). "Biomechanical model of the human shoulder--I. Elements." J Biomech **20**(2): 157-66.

KADABA, M. P., RAMAKRISHNAN, H. K. and WOOTTEN, M. E. (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." J Orthop Res **8**(3): 383-92.

KAPANDJI, I. A. (2000). Fisiologia Articular, Editorial Médica Panamericana.

MESKERS, C. G., VAN DER HELM, F. C., ROZENDAAL, L. A. and ROZING, P. M. (1998). "In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression." J Biomech **31**(1): 93-6.

MURRAY, M. P., SEPIC, S. B. and BARNARD, E. J. (1967). "Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking." Phys Ther **47**(4): 272-84.

PERRY, J. (1992). Gait Analysis - Normal and Pathological Function.

RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C. and SCHMIDT, R. (2000). "Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm." J Biomech **33**(10): 1207-16.

ROSE, J. and GAMBLE, J. G. (1993). Marcha Humana. Baltimore, Editorial Premier.

RUSSOMANO, T. G. and BARROS, R. M. L. (2003). Método de sincronização de câmeras de vídeo para análise cinemática 3D de movimentos humanos. X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ouro Preto/MG.

SIBELLA, F., GALLI, M. and CRIVELLINI, M. (2002). A new biomechanical model and experimental protocol for upper limbs movement analysis: Validation procedure using a mechanical model of the shoulder girdle and upper extremity. Seventh International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement.

STOKDIJK, M., NAGELS, J. and ROZING, P. M. (2000). "The glenohumeral joint rotation centre in vivo." J Biomech **33**(12): 1629-36.

VAN DER HELM, F. C., VEEGER, H. E., PRONK, G. M., VAN DER WOUDE, L. H. and ROZENDAL, R. H. (1992). "Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system." J Biomech **25**(2): 129-44.

VAN DER HELM, F. C. T. (2002). A standardized protocol for the description of shoulder motions, International Society of Biomechanics (International Shoulder Group).

VAUGHAN, C. L., BRIAN, D. L. and O'CONNOR, J. C. (1992). Dynamics of Human Gait, Human Kinetics.

VEEGER, H. E. (2000). "The position of the rotation center of the glenohumeral joint." J Biomech **33**(12): 1711-5.

VEEGER, H. E., VAN DER HELM, F. C., VAN DER WOUDE, L. H., PRONK, G. M. and ROZENDAL, R. H. (1991). "Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism." J Biomech **24**(7): 615-29.

Veeger, H. E. J. and Yu, B. (1996). Orientation of axes in the elbow and forearm for biomechanical modelling. Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference, Dayton, Ohio.

WOLTRING, H. J. (1990). Data processing and error analysis. Biomechanics of human movement: Applications in Rehabilitation, Sport and Ergonomics. A. Cappozzo and P. Berme: 203-237.

ANEXOS



ANEXO A: Protocolo para colocação dos marcadores na escápula durante a avaliação
escapular

- P₄₃** – Acrômio Direito
- P₄₄** – Acrômio Esquerdo
- P₈₀** – Borda Medial da Espinha da Escápula Direita
- P₈₁** – Borda Medial da Espinha da Escápula Esquerda
- P₈₂** – Ângulo Inferior da Escápula Direita
- P₈₃** – Ângulo Inferior da Escápula Esquerda
- P₈₄** – Ângulo Acromial Direito
- P₈₅** – Ângulo Acromial Esquerdo
- P₈₆** – Processo Coracóide Direito
- P₈₇** – Processo Coracóide Esquerdo
- P₉₃** – Ângulo Superior da Escápula Direita
- P₉₄** – Ângulo Superior da Escápula Esquerda
- P₉₅** – Borda Medial da Escápula Direita
- P₉₆** – Borda Medial da Escápula Esquerda
- P₉₇** – Borda Lateral da Escápula Direita
- P₉₈** – Borda Lateral da Escápula Esquerda

ANEXO B: Protocolo para colocação dos marcadores em situação estática

Pé

- P₁ – Calcâneo Direito
- P₂ – Calcâneo Esquerdo
- P₃ – Cabeça do 1º Metatarso Direito
- P₄ – Cabeça do 1º Metatarso Esquerdo
- P₅ – Cabeça do 2º Metatarso Direito
- P₆ – Cabeça do 2º Metatarso Esquerdo
- P₇ – Cabeça do 5º Metatarso Direito
- P₈ – Cabeça do 5º Metatarso Esquerdo
- P₉ – Falange Distal do 2º Metatarso Direito
- P₁₀ – Falange Distal do 2º Metatarso Esquerdo

Perna

- P₁₁ – Maléolo Lateral Direito
- P₁₂ – Maléolo Lateral Esquerdo
- P₁₃ – Maléolo Medial Direito
- P₁₄ – Maléolo Medial Esquerdo
- P₁₅ - Cabeça da Fíbula Direita
- P₁₆ - Cabeça da Fíbula Esquerda
- P₁₇ – Tuberosidade da Tíbia Direita
- P₁₈ – Tuberosidade da Tíbia Esquerda
- P₁₉ – Côndilo Lateral da Tíbia Direita
- P₂₀ – Côndilo Lateral da Tíbia Esquerda

Coxa

- P₂₁ – Côndilo Lateral do Fêmur Direito
- P₂₂ – Côndilo Lateral do Fêmur Esquerdo
- P₂₃ – Côndilo Medial do Fêmur Direito
- P₂₄ – Côndilo Medial do Fêmur Esquerdo
- P₂₅ – Trocânter Maior do Fêmur Direito
- P₂₆ – Trocânter Maior do Fêmur Esquerdo

Mão

- P₂₇ – Falange Distal do 3º Dedo Direito
- P₂₈ – Falange Distal do 3º Dedo Esquerdo
- P₂₉ – Processo Estilóide do Rádio Direito
- P₃₀ – Processo Estilóide do Rádio Esquerdo

Antebraço

- P₃₁ – Processo Estilóide da Ulna Direita
- P₃₂ – Processo Estilóide da Ulna Esquerda
- P₃₃ – Cabeça do Rádio Direita
- P₃₄ – Cabeça do Rádio Esquerda

Braço

- P₃₅ – Epicôndilo Lateral Direito
- P₃₆ – Epicôndilo Lateral Esquerdo
- P₃₇ – Epicôndilo Medial Direito
- P₃₈ – Epicôndilo Medial Esquerdo
- P₃₉ – Inserção do Músculo Deltóide Direito
- P₄₀ – Inserção do Músculo Deltóide Esquerdo
- P₄₁ – Tubérculo Menor do Úmero Direito
- P₄₂ – Tubérculo Menor do Úmero Esquerdo

Escápula

- P₄₃ – Acrômio Direito
- P₄₄ – Acrômio Esquerdo
- P₈₀ – Borda Medial da Espinha da Escápula Direita
- P₈₁ – Borda Medial da Espinha da Escápula Esquerda
- P₈₂ – Ângulo Inferior da Escápula Direita
- P₈₃ – Ângulo Inferior da Escápula Esquerda
- P₈₄ – Ângulo Acromial Direito
- P₈₅ – Ângulo Acromial Esquerdo
- P₈₆ – Processo Coracóide Direito
- P₈₇ – Processo Coracóide Esquerdo

Cabeça

- P₄₅ – Vértex do Osso Parietal
- P₄₆ – Região Lateral do Arco Zigomático Direito
- P₄₇ – Região Lateral do Arco Zigomático Esquerdo
- P₄₈ – Processo Espinhoso da 7^a Vértebra Cervical

Tronco

- P₄₉ – Incisura Jugular do Osso Esterno
- P₅₀ – Espinha Ilíaca Pósterio-Superior Direita
- P₅₁ – Espinha Ilíaca Pósterio-Superior Esquerda
- P₅₂ – Processo Xifóide do Osso Esterno
- P₅₃ – Umbigo
- P₅₄ – Espinha Ilíaca Ântero-Superior Direita
- P₅₅ – Espinha Ilíaca Ântero-Superior Esquerda

MARCAS TÉCNICASPerna direita

- P₅₆ - posterior superior
- P₅₇ – anterior superior
- P₅₈ – anterior inferior

Perna esquerda

- P₅₉ - posterior superior
- P₆₀ – anterior superior

P₆₁ – anterior inferior

Coxa direita

P₆₂ – anterior inferior

P₆₃ – anterior superior

P₆₄ – posterior superior

Coxa esquerda

P₆₅ – anterior inferior

P₆₆ – anterior superior

P₆₇ – posterior superior

Antebraço direito

P₆₈ – posterior inferior

P₆₉ – anterior inferior

P₇₀ – posterior superior

Antebraço esquerdo

P₇₁ – posterior inferior

P₇₂ – anterior inferior

P₇₃ – posterior superior

Braço direito

P₇₄ – anterior inferior

P₇₅ – anterior superior

P₇₆ – posterior superior

Braço esquerdo

P₇₇ – anterior inferior

P₇₈ – anterior superior

P₇₉ – posterior superior

ANEXO C: Protocolo para colocação dos marcadores em situação dinâmica

Pé

- P₁ – Calcâneo Direito
- P₂ – Calcâneo Esquerdo
- P₃ – Cabeça do 1º Metatarso Direito
- P₄ – Cabeça do 1º Metatarso Esquerdo
- P₇ – Cabeça do 5º Metatarso Direito
- P₈ – Cabeça do 5º Metatarso Esquerdo

Cabeça

- P₄₅ – Vértex do Osso Parietal
- P₄₆ – Região Lateral do Arco Zigomático Direito
- P₄₇ – Região Lateral do Arco Zigomático Esquerdo
- P₄₈ – Processo Espinhoso da 7ª Vértebra Cervical

Tronco

- P₅₀ – Espinha Ilíaca Pósterio-Superior Direita
- P₅₁ – Espinha Ilíaca Pósterio-Superior Esquerda
- P₅₄ – Espinha Ilíaca Ântero-Superior Direita
- P₅₅ – Espinha Ilíaca Ântero-Superior Esquerda

Escápula

- P₄₃ – Acrômio Direito
- P₄₄ – Acrômio Esquerdo
- P₈₀ – Borda Medial da Espinha da Escápula Direita
- P₈₁ – Borda Medial da Espinha da Escápula Esquerda
- P₈₂ – Ângulo Inferior da Escápula Direita
- P₈₃ – Ângulo Inferior da Escápula Esquerda
- P₈₄ – Ângulo Acromial Direito
- P₈₅ – Ângulo Acromial Esquerdo

MARCAS TÉCNICASPerna direita

- P₅₆ - posterior superior
- P₅₇ – anterior superior
- P₅₈ – anterior inferior

Perna esquerda

- P₅₉ - posterior superior
- P₆₀ – anterior superior
- P₆₁ – anterior inferior

Coxa direita

- P₆₂ – anterior inferior

P₆₃ – anterior superior
P₆₄ – posterior superior

Coxa esquerda

P₆₅ – anterior inferior
P₆₆ – anterior superior
P₆₇ – posterior superior

Antebraço direito

P₆₈ – posterior inferior
P₆₉ – anterior inferior
P₇₀ – posterior superior

Antebraço esquerdo

P₇₁ – posterior inferior
P₇₂ – anterior inferior
P₇₃ – posterior superior

Braço direito

P₇₄ – anterior inferior
P₇₅ – anterior superior
P₇₆ – posterior superior

Braço esquerdo

P₇₇ – anterior inferior
P₇₈ – anterior superior
P₇₉ – posterior superior