

LUCIANA MENEGHESSO ANDRADE

**ANÁLISE DE MARCHA: PROTOCOLO EXPERIMENTAL
A PARTIR DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E
ANTROPOMÉTRICAS**

**Campinas
Julho/2002**

LUCIANA MENEGHESSO ANDRADE

**ANÁLISE DE MARCHA: PROTOCOLO EXPERIMENTAL
A PARTIR DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E
ANTROPOMÉTRICAS**

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado, defendida por Luciana Meneghesso Andrade e aprovada pela Comissão Julgadora em 07/06/2002.

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de
Barros (orientador)

**Campinas
Julho/2002**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA-FEF-UNICAMP

Andrade, Luciana Meneghesso

An24a Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas / Luciana Meneghesso Andrade. – Campinas, SP : [s. n.], 2002.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.

1. Biomecânica- Metodologia. 2. Locomoção humana. I. Barros, Ricardo Machado Leite de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado, defendida por Luciana Meneghesso Andrade e aprovada pela Comissão Julgadora em 07/06/2002.

BANCA JULGADORA

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros (orientador) _____

Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior _____

Prof. Dr. René Brenzikofer _____

Às três pessoas fundamentais da minha vida: minha mãe Adelia Lucia, minha irmã Lenira e meu marido Beto. Dedico

AGRADECIMENTOS

Beto, sem seu incentivo, sua força, sua compreensão e principalmente seu amor não teria chegado até aqui. Obrigada.

Mãe, o que eu sou hoje é graças a sua dedicação exclusiva a mim. Obrigada.

Lê, sua existência me dá muita força.

Ao meu pai e aos meus avós que rezaram, mentalizaram e torceram por mim.

Aos Drs. Amâncio Ramalho Jr. e Paulo Selber, obrigada por todo conhecimento sobre marcha que me passaram.

Wagner, sem você, talvez eu nunca teria conhecido o LIB. Você é o responsável por isso. Obrigada, meu amigo, por toda incansável ajuda.

Aos meus amigos do LIB: Pascual, Pedro, Olival que me ensinaram tanto; Miltinho que sempre esteve pronto pra me ajudar; Antonio e Tiago, que junto com os outros tornaram meus dias mais alegres.

Às minhas amigas do LIB Marta, Lu e Alê, que dividiram comigo as alegrias e a ansiedade. Obrigada pela ajuda.

Aos profs. Cliquet e Barreto, pelas sugestões que tanto contribuíram para a melhora deste trabalho.

Ao prof. René, por tudo que me ensinou nesses anos de estudo.

Prof. Euclides, obrigada não só por ela, a matemática, mas principalmente pelo carinho que eu recebi do senhor, sempre quando eu mais estava precisando.

Ao meu orientador Ricardo, que sempre me ajudou muito, me ensinou muito e com sua paciência e sabedoria fez de mim alguém capaz de realizar este trabalho. Obrigada.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xi
RESUMO	xiii
ABSTRACT	xv
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	2
CAPÍTULO 2 - OBJETIVO.....	5
CAPÍTULO 3 - FUNDAMENTOS DA MARCHA HUMANA	6
3.1 Ciclo de Marcha	6
3.1.1 Fases do ciclo de marcha	8
CAPÍTULO 4 - METODOLOGIA.....	11
4.1 Obtenção de variáveis cinemáticas	12
4.1.1 Aquisição.....	13
4.1.1.1 Preparação do ambiente.....	13
4.1.1.2 Preparação do indivíduo.....	14
4.1.1.3 Caracterização do modo de aquisição do sistema Dvideow	16
4.1.1.4 Procedimentos Experimentais	17
4.1.2 Calibração.....	21
4.1.2.1 Construção do calibrador	21
4.1.2.2 Método de calibração.....	22
4.1.2.3 Modo de calibração Dvideow	23
4.1.3 Medição das coordenadas	23
4.1.3.1 Modo de Medição.....	24
4.1.3.2 Tracking de Marcadores	25
4.1.4 Reconstrução das coordenadas	25
4.1.5 Tratamento dos dados	26
4.1.5.1 Filtragem	26
4.1.5.2 Definição do Ciclo de Marcha	26
4.1.6 Orientação dos segmentos	28
4.1.6.1 Formulação para um Segmento	28
4.1.6.2 Orientação de cada segmento corporal.....	34
4.1.7 Ângulos articulares.....	47
4.2 Obtenção de medidas antropométricas	50
4.2.1 Modelo antropométrico	52
4.2.2 Aquisição de variáveis antropométricas	53
4.2.2.1 Antropometria por medidas diretas.....	53
4.2.2.2 Antropometria por cinemetria.....	55
4.2.2.3 Aquisição de comprimentos biomecânicos.....	58
4.2.2.4 Cálculo do Centro de Massa.....	59
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO	60
5.1 Reconstrução das coordenadas espaciais dos marcadores	60
5.2 Ângulos articulares.....	62
5.2.1 Ângulos articulares em situação estática.....	62
5.2.2 Ângulos articulares em situação dinâmica – marcha	63
5.2.2.1 Ângulos articulares entre segmentos.....	63
5.2.2.2 Orientação dos segmentos em relação ao sistema de coordenadas do laboratório	71
5.3 Antropometria.....	76
5.3.1 Comparação entre os dois métodos de aquisição de comprimentos anatômicos e biomecânicos	76
5.3.2 Cálculo da posição do centro de massa na situação estática	79
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO.....	81
APÊNDICE	84
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	92

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Definição de passo e passada.....	7
FIGURA 2	Representação de apoio e balanço em um ciclo de marcha.....	7
FIGURA 3	Um Ciclo de Marcha.....	8
FIGURA 4	Fases de um Ciclo de Marcha. CONTATO INICIAL/RESPOSTA DE CARGA.....	8
FIGURA 5	Fases de um Ciclo de Marcha. MÉDIO APOIO/APOIO TERMINAL.....	9
FIGURA 6	Fases de um Ciclo de Marcha. PRÉ-BALANÇO.....	9
FIGURA 7	Fases de um Ciclo de Marcha. BALANÇO INICIAL/MÉDIO/TERMINAL.....	10
FIGURA 8	Métodos de Análise do Movimento.....	12
FIGURA 9	Diagrama de blocos do protocolo para aquisição e tratamento de dados cinemáticos.....	12
FIGURA 10	Dimensões do LIB.....	13
FIGURA 11	Dimensões das esferas comparadas à uma moeda de 25 centavos.....	15
FIGURA 12	Marcadores montados como sistema de marcas anatômicas.....	15
FIGURA 13	Marcadores montados como sistema de marcas técnicas.....	15
FIGURA 14	Indivíduo durante a tomada estática.....	17
FIGURA 15	Indivíduo durante a tomada dinâmica.....	20
FIGURA 16	Calibrador e sistema de coordenadas do LIB.....	22
FIGURA 17	Marcação dos Eventos de Dois Ciclos de Marcha.....	27
FIGURA 18	S15: Segmento pelve.....	29
FIGURA 19	S10 - Segmento antebraço: sistema de marcas anatômicas e técnicas.....	31
FIGURA 20	S2- segmento pé esquerdo.....	35
FIGURA 21	Segmento perna.....	37
FIGURA 22	S6 - segmento coxa esquerda.....	38
FIGURA 23	Localização dos centros articulares dos quadris	39
FIGURA 24	S12 - Segmento braço.....	41
FIGURA 25	S13 - Segmento tronco.....	43
FIGURA 26	Localização do ponto de origem da base do segmento cabeça.....	44
FIGURA 27	S14 - Segmento cabeça.....	46
FIGURA 28	Sistema de orientação do corpo humano sugerido por WHITE (1975)	47
FIGURA 29	Definição da sequência de rotação dos ângulos de Euler utilizada CHAO (1980).	48
FIGURA 30	Diagrama de blocos da obtenção de parâmetros antropométricos.....	51
FIGURA 31	Modelo de segmentação proposto por ZATSIORSKY (1990).....	53
FIGURA 32	Indivíduo durante a coleta de medidas antropométricas por cinematria.....	56
FIGURA 33	Indivíduo durante a coleta de medidas antropométricas por cinematria na posição ortostática.....	57
FIGURA 34	Distância entre dois marcadores fixados sobre o sistema de marcas técnicas (rígido) durante a marcha (frames).	61
FIGURA 35	Boxplot da distância entre dois marcadores da coxa D durante a marcha.....	61
FIGURA 36	Nomenclatura clínica dos movimentos articulares.....	62
FIGURA 37	Cinemática do tornozelo D.....	64
FIGURA 38	Cinemática do joelho D.....	65
FIGURA 39	Cinemática do quadril D.....	66
FIGURA 40	Cinemática do cotovelo D.....	67
FIGURA 41	Cinemática do Ombro D.....	68
FIGURA 42	Cinemática da cabeça em relação ao tronco.....	69
FIGURA 43	Cinemática da pelve em relação ao tronco.....	70
FIGURA 44	Cinemática da cabeça em relação ao laboratório.....	72
FIGURA 45	Cinemática do tronco em relação ao laboratório.....	73

FIGURA 46	Cinemática da pelve em relação ao laboratório.....	74
FIGURA 47	Cinemática do tronco (azul) e da pelve (vermelho) em relação ao laboratório.....	75
FIGURA 48	Boxplot das diferenças entre as medidas de comprimento anatômico obtidas por medição direta (M1) e por cinemetria (M2).	78
FIGURA 49	Boxplot das diferenças entre as medidas de comprimento biomecânico obtidas por medição direta (M1) e por cinemetria (M2).	78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Ângulos Articulares na Situação Estática	63
TABELA 2	Valores de Massa Total do Indivíduo.....	79
TABELA 3	Posição do Centro de Massa do Indivíduo em Situação Estática.....	79
TABELA 4	Comparação entre a Posição do CM e a Posição da Espinha Ilíaca Pósterio-Superior.....	80

RESUMO

ANDRADE, Luciana Meneghesso. *Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas*. Campinas, 2002. 94 p. Dissertação (Mestre em Biodinâmica do Movimento Humano) Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas.

A marcha humana é um movimento complexo e sua análise requer um modelo de representação do corpo humano a partir de um sistema de corpos rígidos articulados com muitos graus de liberdade. Diante da dificuldade de obtenção das variáveis cinemáticas e antropométricas necessárias à análise, é freqüente na literatura a utilização de um modelo de representação apenas dos membros inferiores do corpo e da pelve. Porém, o corpo humano é um sistema articulado, de maneira que qualquer movimento alterado em uma de suas partes afetará o resultado global da marcha. A análise de todo o corpo humano durante tal ciclo de movimento seria de grande importância para a compreensão de eventuais distúrbios do movimento durante a marcha. O objetivo deste trabalho é a proposição de um protocolo experimental para análise de marcha com orientação para cabeça, tronco, pelve, membros superiores e inferiores a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. Este protocolo foi implementado para o sistema Dvideow. O modelo de representação e orientação dos segmentos corporais proposto neste trabalho apresenta seis graus de liberdade para cada um dos segmentos, fator importante para uma completa análise de marcha, pois os segmentos do corpo todo podem ser analisados simultaneamente, conservando seus seis graus de liberdade. A qualidade dos resultados obtidos foi avaliada a partir de testes de acurácia, em variáveis cinemáticas e antropométricas, e comparando-se os ângulos articulares obtidos segundo o protocolo proposto com dados da literatura. A concordância na segmentação do modelo proposto para análise cinemática com a do modelo antropométrico permitiu a aquisição de medidas antropométricas concomitantemente, reduzindo o tempo para a coleta e flexibilizando as condições impostas para a medição direta. A integração dos dois tipos de análise, cinemática e antropométrica, com inclusão de segmentos como cabeça e membros superiores, facilita a interpretação de distúrbios do movimento. Portanto, este trabalho desenvolveu um protocolo para análise de marcha que integra a aquisição de parâmetros cinemáticos e antropométricos do corpo todo do indivíduo apresentando resultados compatíveis com a literatura e empregando um sistema de análise de movimento de baixo custo, o que viabiliza o emprego desta metodologia no estudo mais específico dos movimentos normais ou patológicos durante a marcha.

ABSTRACT

The human gait is a complex movement and its analysis requires a model of the human body based on a system of articulated rigid bodies with several degrees of freedom. Because of the difficulty in obtaining the anthropometric and kinematics variables needed for analysis, it is common in the biomechanics field to use a representative model only involving the inferior limbs of the body and the pelvis. However, the human body is an articulated system, and any altered movement in one of its parts will affect the global result of the gait. The analysis of the whole human body during such a movement cycle would be of great importance for the understanding of eventual disturbances of the movement during the gait. The aim of this paper is to propose an experimental protocol for gait analysis with orientation of head, trunk, pelvis, superior and inferior members from kinematics and anthropometric variables. This protocol was implemented for the Dvideow system. The orientation and representation model of the corporal segments proposed in this work presents six degrees of freedom for each one of the segments, an important factor for a complete gait analysis, because all the body segments can be analyzed simultaneously, preserving its six degrees of freedom during gait. The quality of the results obtained was evaluated by accuracy tests, kinematics and anthropometric variables, and comparing the joint angles obtained according to protocols proposed in the literature. The agreement in the segmentation of the proposed model for kinematics analysis and the anthropometric model allowed the acquisition of anthropometrics measures concomitantly, reducing the time for the collection of reliable data and easing the imposed conditions for direct measurement. The integration these two types of analysis, kinematics and anthropometric, including the segments like head and superior members, facilitates the interpretation of the movement disturbances. In conclusion, this study developed a protocol to analyze the human gait that integrates the acquisition of kinematics and anthropometric parameters of the whole body, results presented are compatible to findings in the literature, and represents a movement analysis system of low cost. What makes feasible the use of this methodology is a more accurate analysis of normal pathological movements during gait.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O movimento humano, em especial a marcha humana, é de difícil avaliação devido à sua complexidade durante a execução. A avaliação do movimento, por meio de uma análise subjetiva, portanto de forma qualitativa, apresenta dificuldades na descrição do movimento, devido aos muitos graus de liberdade envolvidos, na comparação intra e intersujeitos, em situações pré e pós-tratamento, entre outras, e na interpretação dos resultados obtidos.

INMAN (1976) afirma que a locomoção humana requer a integração de inúmeros sistemas fisiológicos para dar seqüência aos eventos necessários e atingir a marcha eficiente. ANVERSO

Os médicos necessitam de critérios objetivos para a análise dos problemas de locomoção, para determinar uma decisão racional sobre a indicação de procedimentos cirúrgicos, órteses, fisioterapia e medicamentos (BLECK, 1987). Desta forma, a análise de marcha tornou-se objeto de estudo dentro da área de pesquisa em reabilitação, em particular na biomecânica.

Segundo DAVIS (1997), a análise da marcha fornece parâmetros biodinâmicos que permitem a interpretação destas informações, visando identificar desvios em relação ao padrão de normalidade da marcha. Com base nesta análise é feita uma recomendação de tratamentos individualizados aos pacientes.

Em contexto de reabilitação, a análise quantitativa de movimentos de sujeitos com distúrbios motores torna-se ainda mais complexa e necessária. Complexa, uma vez que além da complexidade do movimento normal adicionam-se elementos complicadores derivados das patologias específicas. Necessária, dado que a quantificação das alterações do movimento pode indicar formas de tratamento, bem como verificar sua eficácia. Este tipo de avaliação do paciente é bastante utilizado na análise da marcha patológica, em especial nas patologias de ordem neurológica, onde os movimentos se tornam complexos, em virtude de eventuais deformidades ósseas associadas à espasticidade e reflexos patológicos concomitantes durante a marcha.

Uma das questões relevantes na pesquisa em análise de marcha é a identificação de variáveis quantitativas que possam ser usadas na descrição, comparação e interpretação de movimentos nas diferentes situações, normais ou patológicas.

Tradicionalmente em biomecânica, classificam-se as variáveis em cinemáticas, antropométricas, dinâmicas e eletromiográficas. Estas variáveis podem ser usadas isolada ou conjuntamente, de acordo com a necessidade e a disponibilidade para análise de um determinado movimento.

As variáveis mais comumente utilizadas na análise de marcha são as variações nos ângulos, momentos de força e padrões de ativação eletromiográfica da musculatura adjacente das articulações do tornozelo, joelho, quadril e pelve durante um ciclo de marcha.

Estas variáveis caracterizam-se por fornecerem informações importantes a respeito de uma articulação ou complexo articular específico. Pode-se, desta forma, identificar em quais articulações e como as mudanças em relação ao padrão normal estão ocorrendo. Contudo, como o corpo humano é um sistema articulado, qualquer movimento alterado em uma de suas partes afetará o resultado global da marcha. A análise de todos os segmentos corporais concomitante à trajetória do centro de massa do corpo seria de grande importância para a compreensão de eventuais distúrbios do movimento durante a marcha.

BRAUNE, FISCHER (1895) realizaram um experimento pioneiro sobre as propriedades mecânicas do corpo humano em movimento. Com a utilização de cadáveres foi possível medir o comprimento e o peso dos segmentos corporais para determinar a posição do centro de massa e a magnitude dos momentos de inércia. A observação do movimento entre os segmentos foi completada com a utilização de fotogrametria para estudar a marcha.

O procedimento experimental de BRAUNE, FISCHER (1895), consumia muito tempo, além de ser muito cansativo, a instrumentação do indivíduo demorava cerca de dez a doze horas ininterruptas. O processamento dos resultados também era dispendioso, porém foi o primeiro trabalho capaz de mostrar o processo da marcha utilizando um sistema tridimensional de coordenadas, numa análise completa e integrada. Completa porque instrumentou o corpo todo do indivíduo, permitindo assim, a aquisição de dados de todos os segmentos corporais e integrada pela utilização de parâmetros antropométricos e cinemáticos concomitantemente.

Apesar do experimento de BRAUNE, FISCHER (1895), ter sido realizado no início do século passado, atualmente ainda é difícil encontrar na literatura estudos que envolvam este tipo de análise completa e integrada. Talvez pela dificuldade de implementação de modelos de orientação para determinados segmentos corporais, como por exemplo

membros superiores e cabeça e também em virtude dos exaustivos procedimentos utilizados para a aquisição de medidas antropométricas.

Poucos estudos têm focado os membros superiores (VEEGER et al., 1997). Segundo RAU (2000), a análise de membros superiores está num estágio precoce 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 para avaliação e interpretação dos dados.

A análise de membros superiores concomitantes à de membros inferiores, cabeça e tronco durante a marcha, respeitando os seis graus de liberdade para cada segmento corporal, promoveria uma análise cinemática da marcha do indivíduo de forma completa, o que forneceria parâmetros importantes na avaliação de eventuais distúrbios motores.

Ainda existe a dificuldade para a coleta de medidas antropométricas de todos os segmentos corporais, o que tende a consumir muito tempo além de que o indivíduo deve permanecer em uma postura específica durante todo o tempo de coleta, condição esta que se torna mais difícil quando se trata de casos patológicos onde estão presentes espasticidade e deformidades articulares.

Para otimizar a coleta de medidas antropométricas, com redução do tempo de coleta e para flexibilizar as condições, com a possibilidade do indivíduo permanecer em uma posição natural, escolhida por ele durante a coleta, seria necessário que os segmentos corporais fossem definidos na cinemetria de forma igual à segmentação proposta na antropometria o que viabilizaria a coleta de parâmetros antropométricos por cinemetria.

Seria interessante, portanto, a definição de um protocolo unificado que permitisse a coleta de dados para cinemetria e antropometria concomitantemente. Dessa forma seria possível uma análise de marcha de forma quantitativa, com seis graus de liberdade na cinemática, associada à trajetória do centro de massa de todos os segmentos corporais e conseqüentemente do corpo humano.

CAPÍTULO 2 - OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é a proposição de um protocolo experimental para análise de marcha com orientação para cabeça, tronco, pelve, membros superiores e inferiores a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas.

É necessário, portanto, determinar modelos de representação e orientação dos segmentos corporais para a cinemetria, que permitam seis graus de liberdade. O modelo para antropometria deve ser compatível com o utilizado para cinemetria. Além de habilitar o sistema Dvideow para análise de marcha.

CAPÍTULO 3 - FUNDAMENTOS DA MARCHA HUMANA

A locomoção, uma característica dos animais, é o processo pelo qual o animal se desloca de uma posição geográfica para outra (INMAN, RALTON, TODD, 1993). A locomoção humana é realizada na postura bípede e é referida na literatura como marcha. A principal função da marcha é promover a transferência do corpo de modo suave e eficiente através do espaço, esta forma de transferência consiste no avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte do peso corpóreo (SUTHERLAND, VALENCIA, 1992).

A marcha humana envolve uma série de movimentos complexos em todos os segmentos corporais e para que seja possível a análise da marcha nos seus diferentes aspectos é imprescindível a segmentação temporal do movimento, para facilitar a identificação dos eventos relacionados a cada etapa.

3.1 Ciclo de Marcha

A seqüência de posições e orientações assumidas pelos segmentos corporais que ocorrem entre o primeiro contato de um pé com o solo até este mesmo pé tocar o solo novamente, é denominada ciclo de marcha. Não existe um evento específico que marque o início para um ciclo, dessa forma pode ser escolhido qualquer evento da marcha para essa função, porém pela facilidade de identificação, foi convencionado o primeiro contato do pé com o solo como início do ciclo. Na literatura é freqüente o termo choque do calcanhar (*heel strike*) para marcar o início do ciclo de marcha, contudo em marcha patológica nem sempre o contato do pé no solo é feito com o calcanhar, desse modo o termo escolhido para ser usado com esta finalidade é contato inicial.

Ciclo de marcha, também pode ser denominado passada, dessa forma, um ciclo de marcha compreende dois passos. Um passo consiste na seqüência de eventos entre o primeiro contato de um pé com o solo e o primeiro contato do pé contralateral com o solo. Como mostra a Fig.1.

As figuras utilizadas neste capítulo foram extraídas e adaptadas de PERRY (1992) e ROSE et al. (1993).

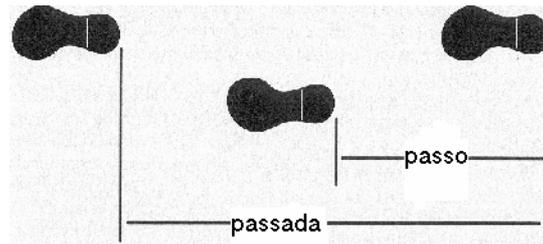


FIGURA 8: Definição de passo e passada.

Um ciclo de marcha é frequentemente dividido em apoio e balanço. O apoio é caracterizado pela presença do contato do pé com o solo, tem início no primeiro contato do pé com o solo e fim com a retirada deste pé do solo. O balanço se inicia com a retirada do pé do solo e termina com final do ciclo de marcha.

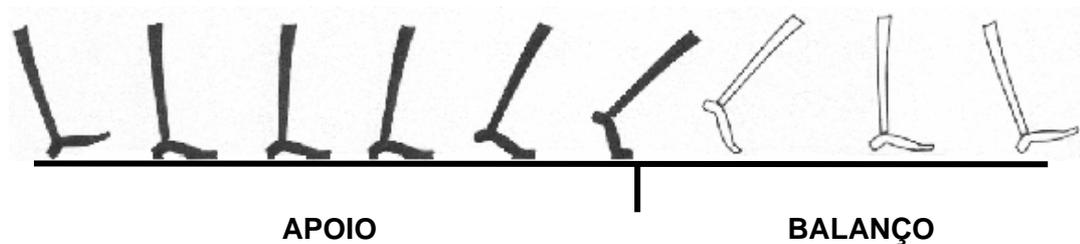


FIGURA 9: Representação de apoio e balanço em um ciclo de marcha.

Como já foi dito anteriormente, durante o apoio, há instantes em que apenas um pé está em contato com o solo e instantes em que os dois pés estão em contato com o solo, por isso o apoio é subdividido em três partes sucessivamente, o primeiro apoio duplo, a apoio simples e o segundo apoio duplo. O primeiro apoio duplo tem início com o primeiro contato do pé com o solo e termina com o início do apoio simples, que ocorre com a retirada do pé contralateral do solo, o término do apoio simples se dá no início do segundo apoio duplo, ou seja, com o primeiro contato do pé contralateral com o solo.

Os eventos de um ciclo de marcha podem ser apresentados em valores percentuais em relação ao instante em que ocorrem. A velocidade de marcha interfere na duração destes eventos, por isso convencionou-se que esses valores percentuais fossem referidos à marcha em velocidade natural.

Durante a marcha de indivíduos normais, em velocidade natural, a duração do apoio é de aproximadamente 60% e o balanço de 40% do tempo total de um ciclo. Dentro do

apoio, tem-se a duração de 10% para o primeiro apoio duplo e 10% para o segundo apoio duplo.

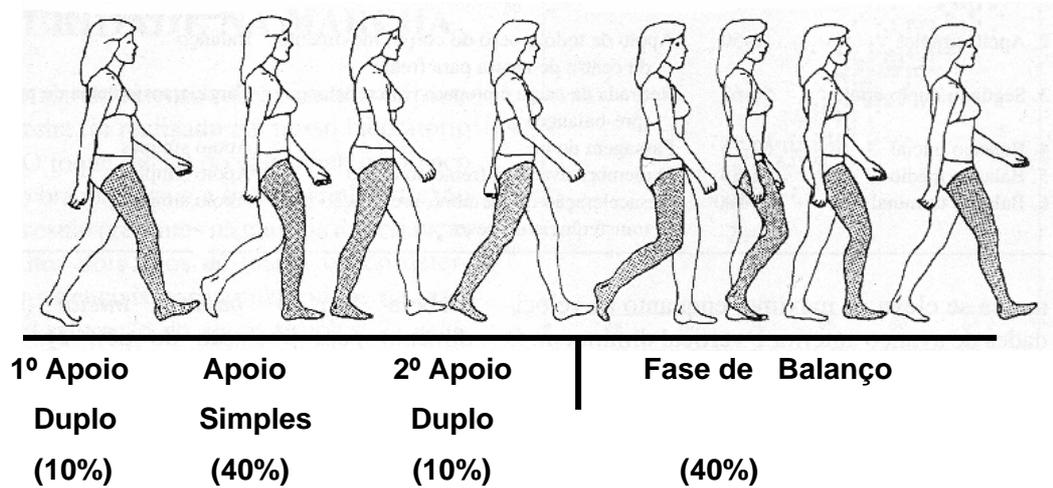
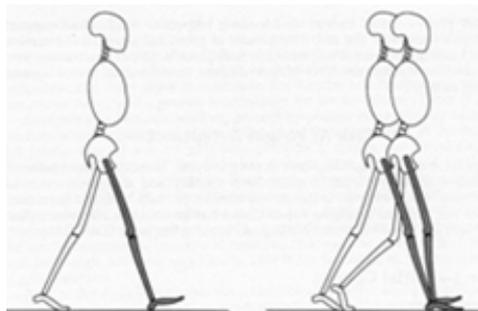


FIGURA 10: Um Ciclo de Marcha.

3.1.1 Fases do Ciclo de Marcha

O primeiro apoio duplo é caracterizado pela transferência de carga para o membro que inicia o ciclo de marcha, ocorre o amortecimento do impacto do pé com o solo, assim é realizada a função de manutenção da estabilidade do peso corporal e a preservação da progressão.

As fases que ocorrem no primeiro apoio duplo são o contato inicial e a resposta de carga. O contato inicial tem início no instante em que o pé toca o solo, a duração é de até 2% do ciclo de marcha. A resposta de carga, que se inicia logo após o contato inicial, a 2% do ciclo de marcha e termina com a retirada do pé contralateral do solo, em 10% do ciclo de marcha.



CONTATO INICIAL RESPOSTA DE CARGA

FIGURA 11: Fases de um Ciclo de Marcha.

Durante o apoio simples ocorre o balanço no membro inferior contralateral, com isso, o membro inferior em apoio tem a responsabilidade de suporte do peso corporal total durante sua progressão. As fases que ocorrem no apoio simples são o médio apoio e o apoio terminal. O médio apoio inicia com a retirada do pé contralateral do solo, em 10% do ciclo de marcha e termina com o início do apoio terminal, que ocorre com o desprendimento do calcanhar do solo, em 30% do ciclo de marcha, o fim do apoio terminal ocorre em 50% do ciclo de marcha, com o contato inicial contralateral.

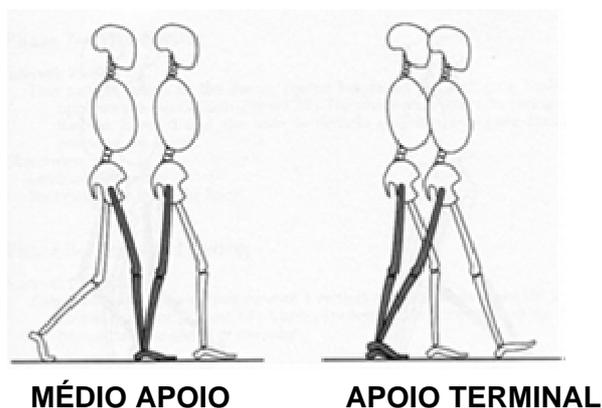
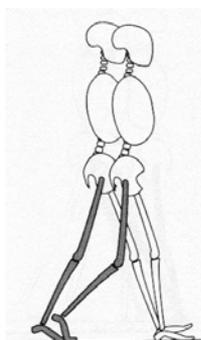


FIGURA 12: Fases de um Ciclo de Marcha.

O segundo apoio duplo tem como função além da rápida transferência de peso para o membro inferior contralateral, o preparo para o balanço. A fase de pré-balanço, que compreende todo o apoio duplo, tem início com o contato inicial contralateral, a 50% do ciclo de marcha e termina com a retirada do pé do solo, a 60% do ciclo de marcha.



PRÉ-BALANÇO

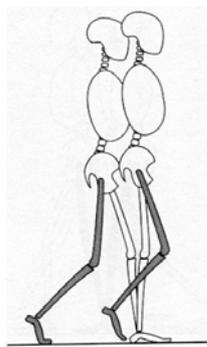
FIGURA 13: Fases de um Ciclo de Marcha.

Durante o balanço ocorre a retirada do pé do solo, o avanço do membro inferior e a progressão do corpo em três fases sucessivas, a fase de balanço inicial, médio e terminal.

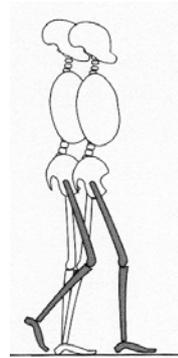
A fase de balanço inicial começa com a retirada do pé do solo, a 60% do ciclo de marcha e termina quando a coxa ultrapassa o membro inferior contralateral, a 73% do ciclo de marcha.

A fase de balanço médio inicia quando a coxa ultrapassa o membro inferior contralateral, a 73% do ciclo de marcha e termina quando a perna verticaliza em relação ao solo, a 87% do ciclo de marcha.

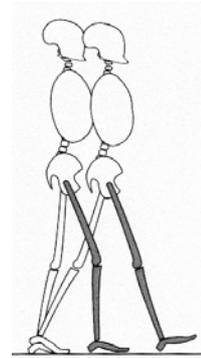
Na fase de balanço terminal se completa o avanço do membro inferior com o movimento da perna à frente da coxa e assim este membro inferior se prepara para o próximo contato inicial. Esta fase tem início quando a tíbia está verticalizada em relação ao solo, em 87% do ciclo de marcha e termina com o próximo contato inicial, em 100% do ciclo de marcha.



**BALANÇO
INICIAL**



**BALANÇO
MÉDIO**



**BALANÇO
TERMINAL**

FIGURA 14: Fases de um Ciclo de Marcha

CAPÍTULO 4 - METODOLOGIA

Segundo KELLER et al. (1997) um corpo é chamado rígido se a distância entre dois pontos quaisquer permanece fixa sob a aplicação de forças. Um corpo rígido conserva sua forma durante o movimento. (ALONSO et al., 1972). Apesar de todos os corpos naturais serem deformáveis, em maior ou menor grau, a aproximação como corpo rígido é, freqüentemente, muito boa e simplifica a análise do movimento do sistema (TIPLER, 1978).

Um corpo rígido no espaço tridimensional tem seis graus de liberdade de movimento, o que significa que são necessárias seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação neste espaço (VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1992). As seis coordenadas necessárias para a determinação da posição e orientação do corpo podem ser, entre outras, as três coordenadas do vetor posição do centro de massa do corpo e os três ângulos de rotação de um sistema de coordenada fixado ao corpo em estudo, em relação a um determinado sistema de coordenadas, por exemplo, fixado ao laboratório. Sabe-se, também, que ao determinar as coordenadas espaciais de três pontos não-colineares fixados ao corpo rígido obtemos nove coordenadas e três vínculos (distâncias entre os pontos) suficientes para posicioná-lo e orientá-lo no espaço.

Neste trabalho, o corpo humano é representado por um sistema de quinze corpos rígidos articulados por juntas esféricas ideais (três graus de liberdade). A cada elemento do modelo são associadas as seguintes características geométricas e inerciais: comprimento, massa, posição do centro de massa, relativa ao eixo longitudinal, e os momentos de inércia relativos aos três eixos principais do corpo.

Os elementos do modelo, que passaremos a denominar segmentos corporais, foram selecionados buscando-se manter uma correspondência com as principais estruturas do sistema esquelético. São elas: cabeça, tronco e pelve do esqueleto axial; e do esqueleto apendicular os pares direito e esquerdo do braço, antebraço, mão, coxa, perna e pé.

Para que seja possível a análise da marcha, devemos adquirir as variáveis cinemáticas e antropométricas associadas a cada elemento do modelo. Descreveremos, a seguir, os procedimentos para tal finalidade.

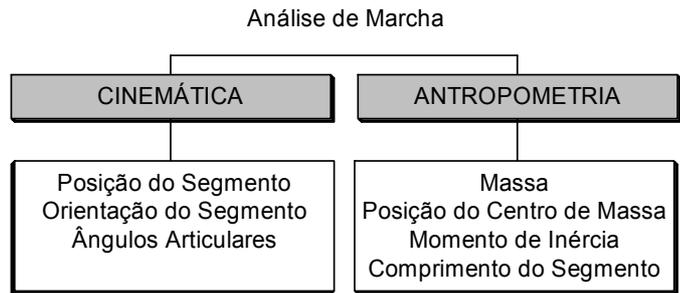


FIGURA 8: Métodos de Análise do Movimento

Para otimizar a coleta de dados, a aquisição de parâmetros antropométricos foi feita por cinematria, simultaneamente à aquisição de parâmetros para cinemática, para isso, a representação dos segmentos para aquisição de variáveis cinemáticas deve coincidir com a segmentação proposta pela literatura para aquisição de variáveis antropométricas.

Para a aquisição dos dados e a medição de coordenadas foi utilizado o sistema de videogrametria Dvideow. A implementação das rotinas para o cálculo dos ângulos articulares e da posição do centro de massa foi feita em ambiente Matlab®.

4.1 Obtenção de Variáveis Cinemáticas

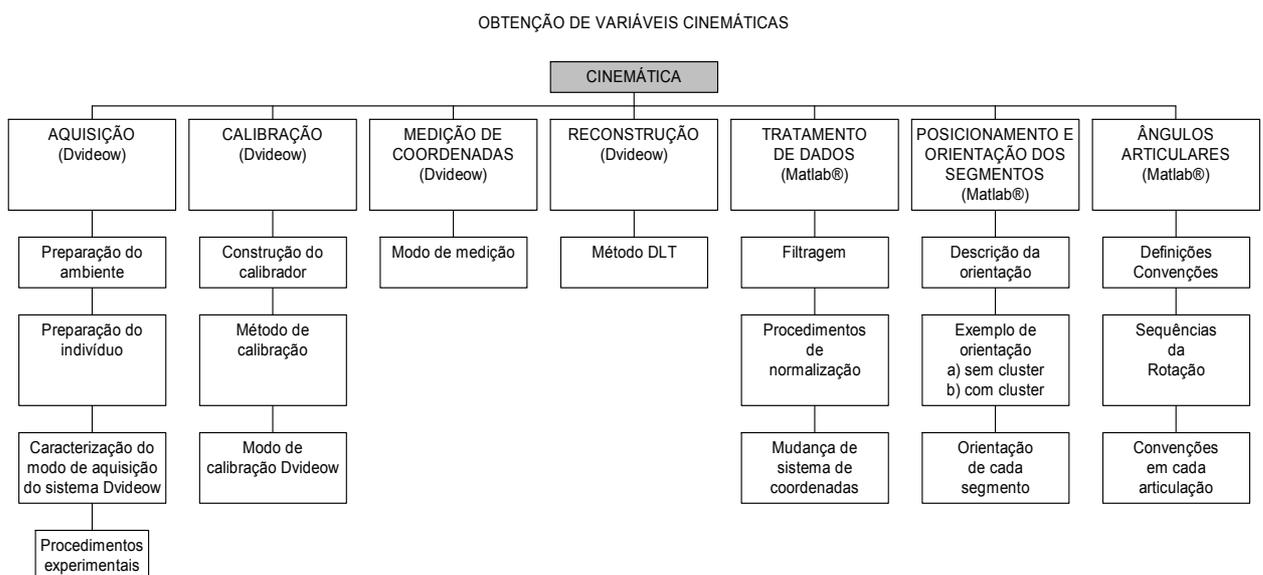


FIGURA 9: Diagrama de blocos do protocolo para aquisição e tratamento de dados cinemáticos

4.1.1 Aquisição

Uma série de procedimentos deve ser programada para que seja possível a aquisição das variáveis cinemáticas deste estudo. Entre estes procedimentos estão a preparação do ambiente experimental, a definição e implementação do sistema a ser utilizado para a aquisição dos dados digitalizados, o indivíduo a ser analisado, que deve ser instrumentado de acordo com um protocolo específico e a definição do tipo de movimento a ser analisado.

4.1.1.1 Preparação do ambiente

As coletas de dados deste trabalho foram realizadas no LIB – Laboratório de instrumentação para biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp. Para este experimento foi definida, na região central do LIB, uma área útil com dimensões específicas para que o indivíduo fosse capaz de efetuar um ciclo de marcha com o membro inferior direito e também um com o esquerdo. O volume destinado para a execução do movimento foi de aproximadamente 2,72m de comprimento, 0,87 m de largura e 1,80m de altura.

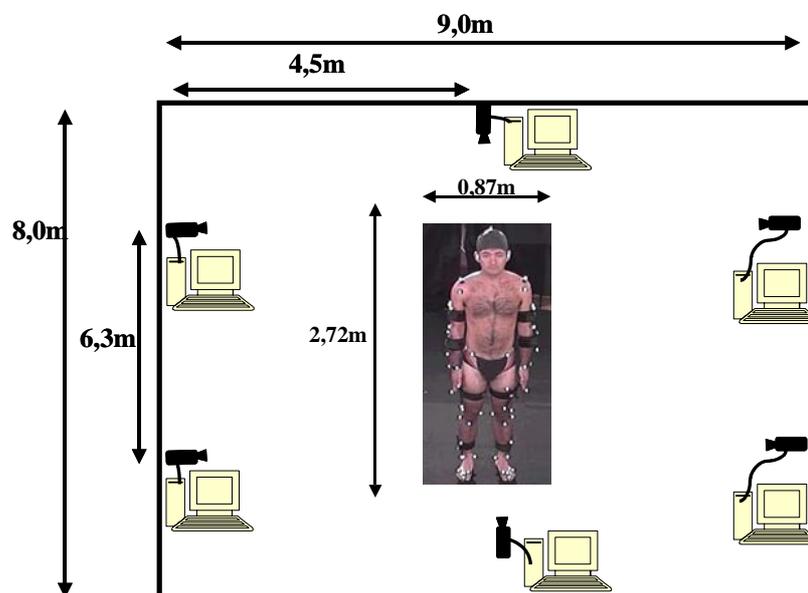


FIGURA 10: Dimensões do LIB

Para acentuar o contraste entre os marcadores e fundo, facilitando a segmentação, foi utilizado um fundo circundando toda a área útil com cortinas de um tecido de cor preta fosca. Para o chão, foi utilizado um tapete antiderrapante com as mesmas características das cortinas.

fosca. Para o chão, foi utilizado um tapete antiderrapante com as mesmas características das cortinas.

4.1.1.2 Preparação do Indivíduo

O corpo humano foi representado como um sistema de quinze segmentos corporais articulados entre si. Para que seja possível conhecer a posição e orientação de cada segmento no espaço tridimensional, três marcadores no mínimo, devem ser fixados a cada segmento para que suas posições no espaço possam ser definidas a partir de um sistema de análise cinemática.

Os marcadores utilizados foram especialmente confeccionados para este protocolo e consistem em esferas de material plástico (nylon – poliamida 6). A forma esférica foi escolhida, pois a projeção do centro da esfera coincide com o centro do círculo correspondente na imagem, assim, reduzem-se os erros em relação à perspectiva. Apesar de em algumas imagens ocorrerem certas distorções dos marcadores devido à projeção de luz, a forma esférica é a mais adequada para este tipo de experimento.

Foi necessário o revestimento dos marcadores com fita adesiva de material retro-refletivo para que refletissem a luz do iluminador e com isso se destacassem na imagem. Foram confeccionados 3 tamanhos diferentes de marcadores, 10mm, 15mm e 25mm. Após vários testes de enquadramento, visualização e representação anatômica com os três tamanhos propostos, foi definido como tamanho ideal para este experimento, o de 15mm.

Em cada marcador foi feita uma rosca interna, pois foram projetados de maneira a poderem ser montados de duas maneiras: a) sistema de marcas anatômicas, b) sistema de marcas técnicas.

Cada marcador do sistema de marcas anatômicas é montado sobre uma superfície (base), de material plástico flexível, de maneira a moldar-se à superfície do corpo. Esta base foi revestida pelo mesmo tecido da cortina, com o objetivo de evitar a reflexão da luz emitida pelos iluminadores. A região central da base um foi furada para permitir o encaixe do marcador na base por um parafuso. A fixação deste tipo de marcador ao corpo do indivíduo é feita com uma fita dupla-face em locais pré-determinados na superfície do corpo do indivíduo.

O sistema de marcas técnicas consiste em uma peça plástica em forma de cruz. Foram confeccionadas oito peças em material plástico (poliacetal), com dimensões de 15 e 20 cm de comprimento, para serem utilizadas de acordo com o diâmetro do segmento corporal correspondente, também foram revestidas com o mesmo tecido das bases para evitar reflexão da luz. Cada peça em forma de cruz tem um parafuso encaixado em cada

uma de suas quatro extremidades. Para a montagem do sistema de marcas técnicas três marcadores são encaixados em três dos quatro parafusos de cada dispositivo. A fixação do sistema de marcas técnicas é feita em segmentos pré-determinados do corpo do indivíduo com uma faixa de neoprene presa por velcro.

O traje usado pelo indivíduo neste experimento é composto por sunga, uma touca de borracha de cor preta fosca e pés descalços durante a coleta de dados.



FIGURA 11: Dimensões das esferas comparadas a uma moeda de 25 centavos

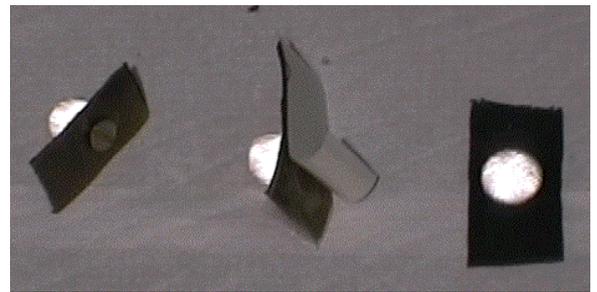


FIGURA 12: Marcadores montados como sistema de marcas anatômicas

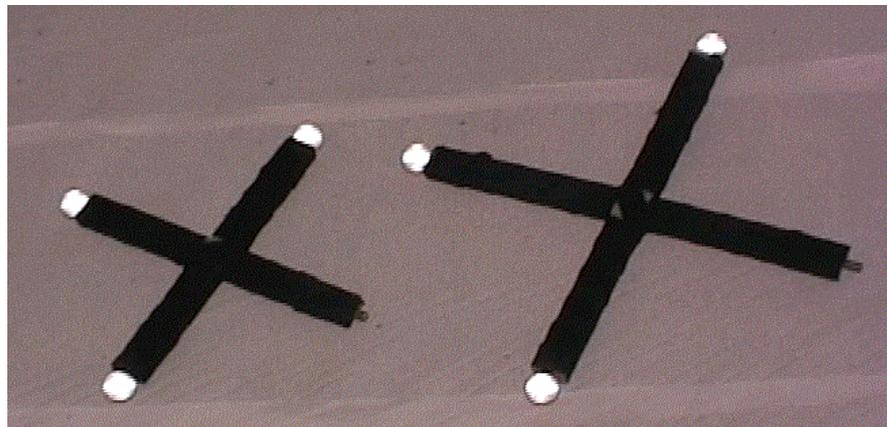


FIGURA 13 - Marcadores montados como sistema de marcas técnicas

4.1.1.3 Caracterização do modo de aquisição do sistema Dvideow

BARROS et al., (1999) trata da concepção de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos, baseado em registros estereoscópicos de vídeo e suas projeções em imagens, ou seja, reconstrução tridimensional de coordenadas. O sistema para videogrametria “DVIDEOW – Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits” foi desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física – UNICAMP.

O sistema Dvideow foi implementado para reconstrução de coordenadas espaciais a partir de projeções e suas características principais são a independência em relação a equipamentos dedicados, a possibilidade de utilizar marcadores ativos e passivos, a confiabilidade dos resultados, a simplicidade de operação e o baixo custo, assim é aplicável a diferentes contextos de análise de movimento.

Para a reconstrução tridimensional, cada ponto de interesse deve ser visível por no mínimo duas câmeras simultaneamente. Devido a complexidade do movimento estudado associado ao número de segmentos corporais envolvidos, nesta filmagem foram utilizadas seis câmeras de vídeo digitais.

O LIB - Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, como mostra a Fig. 10, trata-se de uma área de 8m por 9m, as câmeras foram fixas nas paredes por um suporte a 2,35m do chão, dispostas duas em cada lateral do comprimento e uma em cada lateral da largura. Esta disposição das câmeras permitiu que cada marcador fosse visto por pelo menos duas câmeras simultaneamente durante a marcha do indivíduo.

No suporte de cada câmera foi anexado um iluminador posicionado na mesma direção óptica da câmera para, de acordo com as características retro-refletivas dos marcadores, destacá-los na imagem. Cada câmera foi conectada a um computador e os computadores entre si estavam conectados por meio de uma intranet. As câmeras podem ser conectadas aos computadores através de uma placa de comunicação padrão IEEE 1394, responsável pela transferência do sinal de vídeo das câmeras para o computador. Os dados capturados são armazenados em um arquivo AVI (Áudio Vídeo Interleaved).

O modo de aquisição do sistema é ativado colocando-se os computadores em modo de espera, os computadores são controlados por um computador, que tem por

finalidade enviar o comando de início e fim da aquisição, além da inicialização dos parâmetros da coleta. Estes parâmetros são o nome do arquivo de vídeo que deve ser gerado, a frequência de amostragem que deve ser usada, entre outros.

4.1.1.4 Procedimentos Experimentais

Para este tipo de experimento são necessários dois tipos de aquisição de imagem: tomada estática e tomada dinâmica. Primeiramente é feita a tomada estática, que é necessária para a aquisição dos dados para a cinemática e para a antropometria por cinemática. Nesta tomada o indivíduo permanece em posição ortostática com membros superiores relaxados durante alguns segundos com o sistema de marcas anatômicas e técnicas simultaneamente atados ao corpo.

A localização dos marcadores presentes na tomada estática segue uma ordem numérica utilizada na identificação dos marcadores na imagem. Dependendo do objetivo da coleta, o protocolo descrito abaixo pode ser seguido integralmente e neste caso será possível a coleta de dados para cinemática e para antropometria, ou pode ser seguido sem os marcadores p9, p10, p19, p20, p25, p26, p27, p28, p33, p34, p49, p52 e p53, no caso de uma aquisição de dados apenas para a cinemática.

Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada estática



FIGURA 14: indivíduo durante a tomada estática

Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada estática

Pé

- p1 – calcâneo D / p2 – calcâneo E
- p3 – cabeça do primeiro metatarso D / p4 – cabeça do primeiro metatarso E
- p5 – cabeça do segundo metatarso D / p6 – cabeça do segundo metatarso E
- p7 – cabeça do quinto metatarso D / p8 – cabeça do quinto metatarso E
- p9 – falange distal do 2º metatarso D / p10 – falange distal do 2º metatarso E

Perna

- p11 – maléolo lateral D / p12 – maléolo lateral E
- p13 – maléolo medial D / p14 – maléolo medial E
- p15 – cabeça da fíbula D / p16 – cabeça da fíbula E
- p17 – tuberosidade da tíbia / p18 – tuberosidade da tíbia E
- p19 – côndilo lateral da tíbia D / p20 – côndilo lateral da tíbia E

Coxa

- p21 – côndilo lateral do fêmur D / p22 – côndilo lateral do fêmur E
- p23 – côndilo medial do fêmur D / p24 – côndilo medial do fêmur E
- p25 – trocanter maior do fêmur D / p26 – trocanter menor do fêmur E

Mão

- p27 – falange distal do terceiro dedo D / p28 – falange distal do terceiro dedo E
- p29 – processo estilóide do rádio D / p30 – processo estilóide do rádio E

Antebraço

- p31 – processo estilóide da ulna D / p32 – processo estilóide da ulna E
- p33 – cabeça do rádio D / p34 – cabeça do rádio E

Braço

- p35 – epicôndilo lateral D / p36 – epicôndilo lateral E
- p37 - epicôndilo medial D / p38 - epicôndilo medial E
- p39 – inserção do músculo deltóide D / p40 – inserção do músculo deltóide E
- p41 – tubérculo menor do úmero D / p42 – tubérculo menor do úmero E
- p43 – acrômio D / p44 – acrômio E

Cabeça

- p45 – vértex do osso parietal
- p46 – região lateral do arco zigomático D / p47 – região lateral do arco zigomático E
- p48 – processo espinhoso da sétima vértebra cervical

Tronco

- p49 – incisura jugular do osso esterno
- p50 – espinha ilíaca pósterio-superior direita

p51 – espinha íliaca pósterio-superior esquerda

p52 – processo xifóide do osso esterno

p53 – umbigo

p54 – espinha íliaca ântero-superior D / 55 – espinha íliaca ântero-superior E

Sistema de marcas técnicas utilizado na tomada estática

Perna 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

A tomada dinâmica é feita logo após a tomada estática e o indivíduo permanece com o sistema de marcas técnicas completo e com parte do sistema de marcas anatômicas, com isso o número total de marcadores a serem rastreados na imagem fica menor, facilitando a reconstrução dos marcadores.

Paramentado de acordo com o protocolo de colocação de marcadores descrito abaixo, o indivíduo caminha em velocidade escolhida por ele como natural. São realizadas algumas tomadas dinâmicas a fim de se obter um ciclo de marcha com cada membro inferior na mesma tomada.



FIGURA 15: indivíduo durante a tomada dinâmica

Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada dinâmica

Pé

- p1 – calcâneo D / p2 – calcâneo E
- p3 – cabeça do primeiro metatarso D / p4 – cabeça do primeiro metatarso E
- p7 – cabeça do quinto metatarso D / p8 – cabeça do quinto metatarso E

Cabeça

- p45 – vértex do osso parietal
- p46 – região lateral do arco zigomático D / p47 – região lateral do arco zigomático E
- p48 – processo espinhoso da sétima vértebra cervical

Tronco

- p43 – acrômio D / p44 – acrômio E
- p50 – espinha ilíaca pósterio-superior D / p51 – espinha ilíaca pósterio-superior E
- p54 – espinha ilíaca ântero-superior D / p55 – espinha ilíaca ântero-superior E

Sistema de marcas técnicas utilizado na tomada dinâmica: permanece o mesmo da tomada estática.

4.1.2 Calibração

A descrição do movimento de um marcador é possível se for conhecida sua posição no espaço em relação a um dado referencial, em função do tempo.

A criação de um ambiente controlado é essencial para aquisição de dados, a utilização de um calibrador promove esta situação. Torna-se possível conhecer as coordenadas de um objeto no espaço, a partir de um referencial cartesiano ligado ao laboratório.

4.1.2.1 Construção do calibrador

Foram montados seis fios de aço de aproximadamente 2,90m de comprimento e na extremidade de cada um foi fixada uma massa, caracterizando seis fios de prumo. Ao longo de cada fio foram fixados 27 marcadores esféricos de plástico de 15mm de diâmetro, revestidos de fita adesiva reflexiva, dispostos de dez em dez centímetros.

No teto do laboratório foi fixado um sistema de trilhos, que permite encaixar cada fio na posição desejada e assim formar o volume necessário para cada tipo de movimento a ser analisado. Neste experimento os calibradores foram colocados de maneira a formar um retângulo de 0,86m de largura e 2,72 m de comprimento.

Foi definida uma origem para o sistema de coordenadas do LIB. A partir daí foi definido um sistema de coordenadas com três eixos ortogonais entre si (Sistema Cartesiano), onde por definição a vertical foi definida como sendo Y, a direção da largura do retângulo como sendo X e Z foi definido na direção do comprimento, como mostra a Fig. 16.

Para a medição das coordenadas dos calibradores foi utilizada uma régua metálica de 2m de comprimento com graduação em milímetros. A vertical (Y) foi obtida utilizando um nível para definir um plano horizontal de referência e a partir daí foi medida a distância entre os marcadores, o que possibilitou a identificação da coordenada Y de cada marcador em relação ao sistema de coordenadas.

Para a medição da horizontal, foram medidas todas as distâncias entre os calibradores por dez vezes e com estes dados foi aplicado um método de triangulação, para que a partir das distâncias conhecidas entre os fios pudessem ser obtidas as coordenadas de X e Z de cada marcador em relação ao sistema de coordenadas.

Com os valores obtidos por medição direta da posição dos marcadores dos seis fios, foi possível gerar um arquivo de calibração, com as coordenadas tridimensionais dos marcadores dos fios conhecidos.

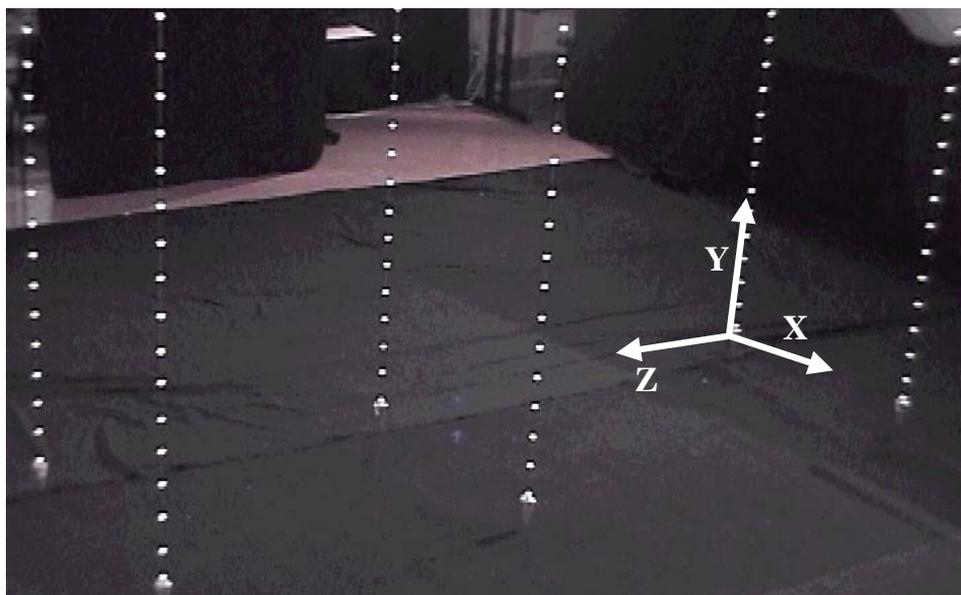


FIGURA 16: calibrador e sistema de coordenadas do LIB

Todas as medidas feitas no sistema Dvideow são de coordenadas relativas ao sistema de coordenadas do laboratório, que foi definido a partir das coordenadas conhecidas dos pontos do calibrador.

Com referência posição do sujeito durante a marcha, a origem foi definida na extremidade pósterio-inferior direita. Os eixos do sistema de referência foram definidos a partir da origem: a) eixo Y: vertical com sentido para cima, b) eixo X: direção látero-lateral com sentido para a esquerda, c) eixo Z: direção ântero-posterior com sentido para frente.

Todas as coordenadas obtidas pela reconstrução tridimensional estão referenciadas a este sistema e são armazenadas em matriz .3d.

4.1.2.2 Método de Calibração

Os procedimentos de calibração das câmeras foram inicialmente propostos por ABDEL-AZIZ & KARARA (1971) e são conhecidos como DLT (Direct Linear Transformation), onde o sistema de equações abaixo é aplicado para quantificar os parâmetros da transformação.

$$\begin{aligned} (n_1^k - n_3^k x_i^k)X_i + (n_4^k - n_6^k x_i^k)Y_i + (n_7^k - n_9^k x_i^k)Z_i + n_{10}^k - x_i^k &= 0 \\ (n_2^k - n_3^k y_i^k)X_i + (n_5^k - n_6^k y_i^k)Y_i + (n_8^k - n_9^k y_i^k)Z_i + n_{11}^k - y_i^k &= 0 \end{aligned}$$

Para a calibração das câmeras temos que: x_i e y_i são as coordenadas de tela do i -ésimo ponto de um sistema de referência conhecido, para cada câmera k ; X_i , Y_i e Z_i são as coordenadas espaciais do i -ésimo ponto de referência e n_h^k ($h=1, \dots, 11$) são os parâmetros da transformação para a k -ésima câmera, a serem determinados. O número mínimo de pontos com coordenadas conhecidas é seis.

O sistema de equações apresentado é sempre superdimensionado, conseqüentemente há mais de uma solução para o problema, por isso é feita uma otimização por quadrados mínimos das soluções possíveis.

4.1.2.3 Modo de Calibração Dvideow

Em virtude da necessidade de que a distância focal da câmera seja mesma durante a calibração e o registro de dados do indivíduo, a posição e o foco das câmeras, juntamente com outros parâmetros da câmera, como shutter por exemplo, devem ser fixados no momento da calibração.

Antes do registro de dados do indivíduo é feita uma imagem do volume formado pelos seis fios construídos nas posições de medição direta. Na imagem, cada um dos marcadores dos fios está associado às coordenadas de tela, ou seja, linha e coluna da imagem. As coordenadas espaciais dos marcadores obtidas por medição direta (arquivo de calibração) são introduzidas para serem equacionadas com as respectivas coordenadas dos marcadores reconhecidos na tela, desta forma fica clara a importância da calibração para cada câmera.

4.1.3 Medição das Coordenadas

O processo de descrição do movimento a partir do registro em vídeo baseia-se na possibilidade de obtenção de coordenadas em um plano comparador, neste caso, na seqüência de imagens digitais projetada no monitor do computador.

4.1.3.1 Modo de Medição

Para cada imagem, a tela do computador assume a forma de uma matriz de pontos (pixels), que analiticamente pode descrever uma seqüência de imagens como:

$$S_k = (x, y, r, g, b, t)$$

Onde S_k indica a seqüência temporal de imagens para a câmara k ; x e y correspondem a coluna e linha das imagens digitais; r , g , b (red, green, blue) são as componentes da cor para cada pixel e t corresponde ao instante em que cada imagem foi registrada.

O objetivo é extrair as coordenadas x e y dos marcadores em função do tempo, imagem a imagem mantendo a identidade de cada marcador. Para a medição destas coordenadas foram utilizados os processos de inicialização manual e de medição semi-automática, sempre empregados para cada imagem em cada câmara.

A inicialização manual é o primeiro processo a ser aplicado, onde na primeira imagem da seqüência os marcadores são indicados pelo operador numa seqüência pré-definida no protocolo de colocação de marcadores. Na tomada estática apenas é feita a inicialização manual, já que ela é composta de apenas um frame.

Na tomada dinâmica, é empregada a inicialização manual dos marcadores visualizados por cada câmara e depois é utilizada a medição semi-automática, que integra a ação do operador com os recursos existentes para a detecção de padrões automaticamente. Com este processo de medição há a possibilidade de interferência no processo automático pela interrupção da busca quando os resultados não forem satisfatórios, uma vez feitas as correções manuais em algumas imagens, pode-se acionar novamente o processo automático, com isso se ganha tempo em relação à medição manual.

Como já foi dito anteriormente, é necessário que cada marcador seja visto simultaneamente por diferentes câmeras em cada frame, portanto na tomada dinâmica é feita a combinação das câmeras de modo a permitir essa condição para todos os marcadores em todos os frames.

4.1.3.2 Tracking de Marcadores

Tracking é a nomenclatura utilizada para a obtenção automática das coordenadas de tela dos marcadores. Há necessidade de interrupção do tracking principalmente nos casos de oclusão de marcadores, que podem ocorrer quando por exemplo o membro superior passa na frente de um marcador da pelve durante alguns frames e então se torna necessária a combinação com outra câmera que visualiza este marcador por outro ângulo neste mesmo instante.

Quando ocorre sobreposição de marcadores, caso de um marcador de um membro superior ficar na frente de um marcador do tronco, por exemplo, promove erro na medição automática e há também necessidade de interrupção do tracking de marcadores, para que se utilize a medição manual neste trecho da seqüência de imagem e depois acionar novamente a medição automática, ou seja o tracking. Dessa forma, a medição semi-automática é a alternativa indicada para este experimento, pois minimiza erros de medição e acelera o processo em relação à medição manual.

A fundamentação teórica para a estruturação dos algoritmos de detecção dos marcadores foi a morfologia matemática, que contém ferramentas para processamento de imagens baseadas em geometria e forma. As operações morfológicas simplificam as imagens, mantendo as principais características de seus objetos (BARROS, 1999).

Os algoritmos aplicados para o tracking das imagens deste estudo foram inversão, erosão e “get markers”.

A erosão e a inversão são algoritmos de pré-processamento da imagem, eles visam melhorar o contraste do marcador na imagem. O algoritmo “get markers” é responsável por calcular os contornos do marcador na imagem pré-processada.

4.1.4 Reconstrução das Coordenadas

Os procedimentos de reconstrução utilizados se baseiam na mesma metodologia que o processo de calibração, o método DLT, onde as mesmas equações são aplicadas a fim de se efetuarem a reconstrução propriamente dita.

$$(n_1^k - n_3^k x_i^k)X_i + (n_4^k - n_6^k x_i^k)Y_i + (n_7^k - n_9^k x_i^k)Z_i + n_{10}^k - x_i^k = 0$$

$$(n_2^k - n_3^k y_i^k)X_i + (n_5^k - n_6^k y_i^k)Y_i + (n_8^k - n_9^k y_i^k)Z_i + n_{11}^k - y_i^k = 0$$

Na reconstrução tridimensional, x_i^k e y_i^k são as coordenadas de tela do marcador na i -ésima imagem, da k -ésima câmera. n_h^k são os 11 parâmetros de calibração para a k -ésima câmera e X_i , Y_i , e Z_i são as coordenadas espaciais do marcador na i -ésima imagem a ser determinada. O número mínimo de câmeras a serem utilizadas é dois.

Da mesma forma que na calibração de cada câmera, o sistema de equações apresentado é sempre superdimensionado, havendo portanto, mais de uma solução para o problema, por isso é feita uma otimização por quadrados mínimos das soluções possíveis.

4.1.5 Tratamento dos Dados

4.1.5.1 Filtragem

Usualmente, em trabalhos sobre análise de movimento os dados são filtrados com algum tipo de filtro passa baixa. Neste trabalho, o filtro foi aplicado nos resultados finais, ou seja, nas variações angulares das articulações em questão.

Portanto, o filtro escolhido para este experimento foi o Butterworth digital de 5ª ordem. O parâmetro usado para filtragem, em ambiente Matlab, foi 0.1, o que corresponde a aproximadamente uma frequência de corte de 6 Hz. Este valor é comumente usado em Biomecânica.

4.1.5.2 Definição do Ciclo de Marcha

Para a interpretação dos dados obtidos foram definidos dois ciclos de marcha, um do membro inferior direito e um do membro inferior esquerdo. Os ciclos foram marcados pela imagem na tela do monitor e este procedimento foi feito nas seqüências de imagem de em cada uma das seis câmeras.

Como foi definido anteriormente, cada ciclo de marcha tem início com o contato inicial feito por um membro inferior e término com o contato inicial subsequente realizado pelo mesmo membro inferior. A Fig. 17 mostra os procedimentos usados para a marcação de um ciclo de marcha.

Primeiramente é identificado na seqüência de imagens correspondente a um ciclo de marcha de cada membro inferior, que na figura se inicia no contato inicial do membro inferior direito (CID) e termina no contato inicial do membro inferior esquerdo (CIE). Também são marcados na imagem os outros contatos iniciais e desprendimentos do pé dentro dos dois ciclos.

Uma vez feita esta identificação, é possível definir o ciclo de marcha do membro inferior direito e do membro inferior esquerdo, pois entre o contato inicial do membro inferior direito (CID) e a retirada do pé esquerdo (RPE) é definido o primeiro apoio duplo do membro inferior direito (1ºADD), entre o RPE e o CIE é definido o apoio simples do membro inferior direito (ASD), entre o CIE e o RPD são definidos o segundo apoio duplo do membro inferior direito (2º ADD) e o primeiro apoio duplo do membro inferior esquerdo (1º ADE), entre o RPD e o CID são definidos o balanço do membro inferior direito (Bal.D) e o apoio simples do membro inferior esquerdo (ASE), entre o CID e o RPE é definido o segundo apoio duplo do membro inferior esquerdo (2º ADE), entre o RPE e o CIE é definido o balanço do membro inferior esquerdo (Bal.E).

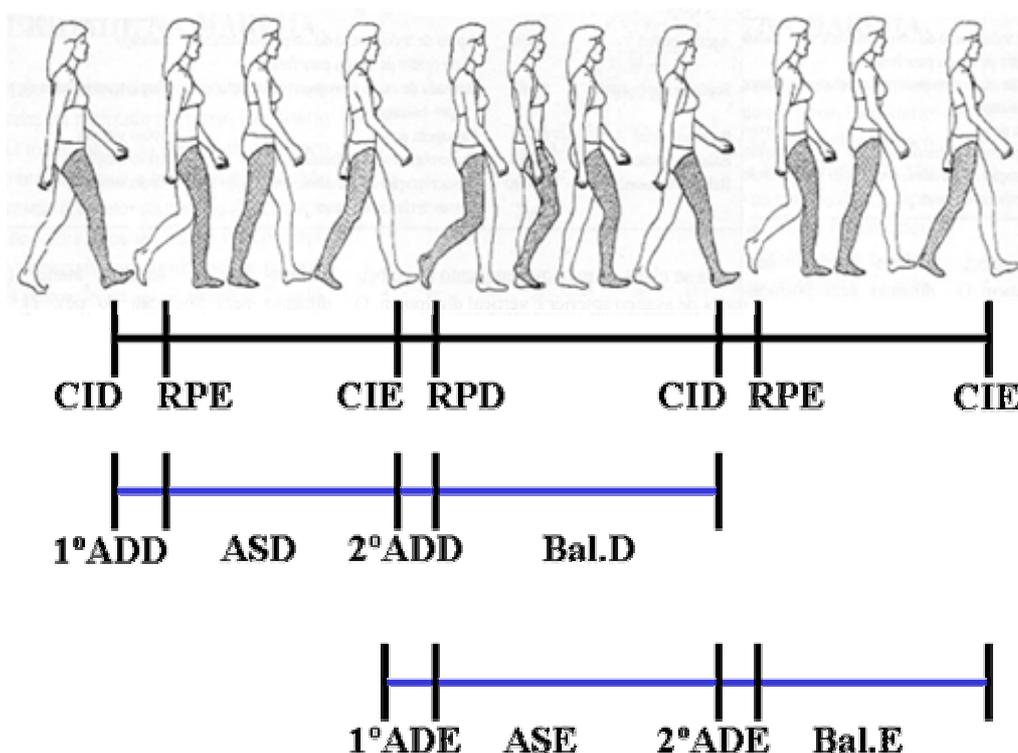


FIGURA 157: Marcação dos Eventos de Dois Ciclos de Marcha

4.1.6 Orientação dos Segmentos

Em análise cinemática é possível descrever a posição e o deslocamento de um corpo no espaço. Como já foi dito anteriormente, para a análise cinemática do corpo humano é necessária sua modelagem, a forma de modelagem é escolhida neste trabalho foi a de considerar os segmentos corporais como corpos rígidos conectados pelas articulações principais, esta é a forma de modelagem geralmente utilizada em estudos de biomecânica.

4.1.6.1 Formulação para um Segmento

Nos estudos de movimento tridimensional, um corpo rígido qualquer tem seis graus de liberdade, o que significa que ele necessita de seis coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação no espaço (VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1992). Estes seis graus de liberdade são as três coordenadas cartesianas e os três ângulos de rotação, que foram referidos, neste caso, aos ângulos de Euler. Para identificar estas coordenadas cartesianas é necessária a posição tridimensional de pelo menos três pontos não-colineares em cada segmento.

Os modelos para representação dos segmentos corporais utilizados neste estudo buscaram uma série de definições e ferramentas matemáticas citadas no apêndice deste trabalho.

Com a finalidade de representar cada segmento o mais próximo possível da sua anatomia, foi desenvolvida para cada segmento uma orientação mecânica em concordância com a anatomia, denominada neste trabalho de orientação anatômica. Foi definida uma base ortonormal associada a cada segmento corporal em relação ao sistema de coordenadas do laboratório.

O corpo humano foi representado por quinze segmentos corporais e cada um deles teve sua orientação descrita a partir de um sistema de marcas anatômicas. Como o sistema de marcas anatômicas utilizado para a aquisição de dados para a análise cinemática inclui um grande número de marcadores, 42 marcadores de superfície, foi utilizado o sistema de marcas técnicas para os segmentos dos membros superiores e inferiores com a finalidade de diminuir o número total de marcadores durante a tomada dinâmica, com a possibilidade de retirar 26 marcadores de superfície.

Dessa forma, a orientação dos segmentos corporais foi feita de duas formas diferentes, dependendo do sistema de marcação utilizado. A identificação dos pontos referidos nos exemplos segue o protocolo de instrumentação do indivíduo já descrito anteriormente.

A seguir serão apresentados dois exemplos de orientação anatômica dos segmentos, um obtido a partir do sistema de marcas anatômicas e outro obtido a partir do sistema de marcas técnicas.

Para cada segmento foram definidas sua posição (representada pelo ponto O) e orientação anatômica (definida pelos vetores ortonormais i, j, k) no espaço. No exemplo, a orientação do segmento pelve utilizando o sistema de marcas anatômicas foi feita do seguinte modo:

Segmento pelve (S15)

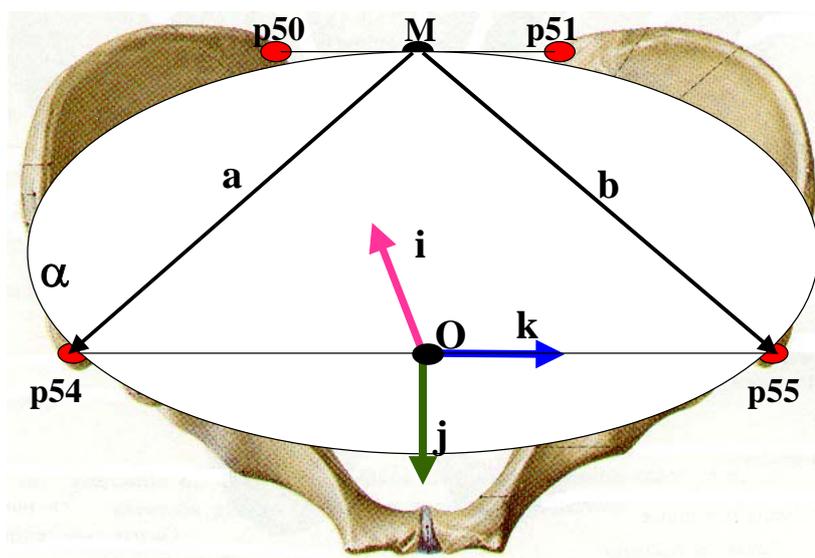


FIGURA 18: S15: Segmento pelve

O sistema de coordenadas associado ao segmento pelve tem origem (O) no ponto médio entre a espinha ílica ântero-superior direita ($p54$) e espinha ílica ântero-superior esquerda ($p55$).

O ponto médio entre a espinha ílica pósterio-superior direita ($p50$) e a espinha ílica pósterio-superior esquerda ($p51$) determina o vetor M . Com origem em M , dois vetores auxiliares são criados: vetor a , com extremidade em $p54$ e o vetor b , com

extremidade em p55. Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano transversal da pelve.

Para a orientação do segmento pelve é então construída uma base ortonormal com origem em O .

Um primeiro vetor da base (k) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido do vetor com origem em p54 e apontando para p55. Um segundo vetor da base (i) é definido pelo produto vetorial do vetor a pelo vetor b . O produto vetorial do vetor k pelo vetor i determina um terceiro vetor da base (j).

Definição dos vetores básicos, compatíveis com CAPPOZZO et al. (1995):

Vetor O , ponto médio entre $p54$ e $p55$: $O = \frac{p54 + p55}{2}$

Vetores auxiliares M , a , e b , necessários para definição do plano α :

$$M = \frac{p50 + p51}{2} \quad a = p54 - M \quad b = p55 - M$$

Vetor k , vetor unitário de mesma direção e sentido do vetor $p55 - O$: $k = \frac{p55 - O}{|p55 - O|}$

Vetor i , produto vetorial de a por b : $i = \frac{a \times b}{|a \times b|}$

Vetor j , produto vetorial de k por i : $j = \frac{k \times i}{|k \times i|}$

Para os segmentos dos membros superiores e membros inferiores, foi utilizado o sistema de marcas técnicas na tomada estática, além do sistema de marcas anatômicas. Durante a tomada dinâmica, apenas o sistema de marcas técnicas fica presente. Dessa forma, o número total de marcadores dos membros superiores e inferiores a serem rastreados pelo sistema de análise cinemática diminui, facilitando o processo de identificação de marcadores na imagem.

Este tipo de orientação está descrito utilizando como exemplo o segmento antebraço.

Sistema de marcas anatômicas:

Segmento antebraço (S10)

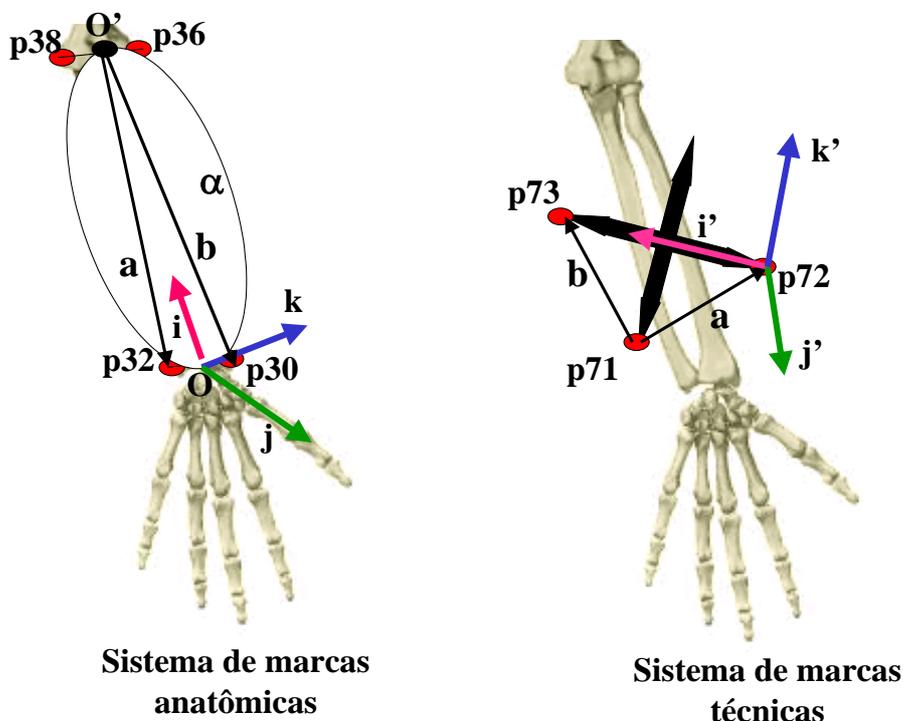


FIGURA 19: S10 - Segmento antebraço: sistema de marcas anatômicas e técnicas

O sistema de coordenadas associado ao segmento antebraço tem origem (O) no ponto médio entre o processo estilóide do rádio (p30) e o processo estilóide da ulna (p32).

O ponto médio entre o epicôndilo lateral do úmero (p36) e epicôndilo medial do úmero (p38) determina o ponto O'. Com origem em O', dois vetores auxiliares são criados: vetor a, que aponta para p32 e o vetor b, que aponta para p30. Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano frontal do antebraço.

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

Vetor \mathbf{O} , ponto médio entre $\mathbf{p30}$ e $\mathbf{p32}$: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p30} + \mathbf{p32}}{2}$

Vetor \mathbf{O}' , ponto médio entre $\mathbf{p36}$ e $\mathbf{p38}$: $\mathbf{O}' = \frac{\mathbf{p36} + \mathbf{p38}}{2}$

Vetores auxiliares \mathbf{a} e \mathbf{b} necessários para definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p32} - \mathbf{O}' \quad \mathbf{b} = \mathbf{p30} - \mathbf{O}'$$

Vetor \mathbf{i} , vetor unitário de mesma direção e sentido de $\mathbf{O}' - \mathbf{O}$: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{O}' - \mathbf{O}}{|\mathbf{O}' - \mathbf{O}|}$

Vetor \mathbf{j} , produto vetorial de \mathbf{a} por \mathbf{b} : $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor \mathbf{k} , produto vetorial de \mathbf{i} por \mathbf{j} : $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

Concomitantemente, durante a tomada estática, é definido o sistema de marcas técnicas do segmento antebraço.

São criados dois vetores associados à cruz. O vetor \mathbf{a} , com origem em $\mathbf{p71}$ e que aponta para $\mathbf{p72}$ e o vetor \mathbf{b} , com origem em $\mathbf{p71}$ que aponta para $\mathbf{p73}$.

Para a orientação do sistema de marcas técnicas do segmento antebraço é então construída uma base ortonormal com origem em um dos pontos da cruz, no caso $\mathbf{p72}$.

Um primeiro vetor da base (\mathbf{i}') é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido do vetor com origem em $\mathbf{p72}$ e que aponta para $\mathbf{p73}$, ou seja na direção e sentido de uma das hastes da cruz. Um segundo vetor da base (\mathbf{j}') é definido pelo produto vetorial do vetor \mathbf{a} pelo vetor \mathbf{b} . O produto vetorial do vetor \mathbf{i}' pelo vetor \mathbf{j}' determina um terceiro vetor da base (\mathbf{k}').

Vetores auxiliares \mathbf{a} e \mathbf{b} , necessários para definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p72} - \mathbf{p71} \quad \mathbf{b} = \mathbf{p73} - \mathbf{p71}$$

Vetor \mathbf{i}' , na direção de uma das hastes do dispositivo (cruz): $\mathbf{i}' = \frac{\mathbf{p73} - \mathbf{p72}}{|\mathbf{p73} - \mathbf{p72}|}$

Vetor \mathbf{j}' , produto vetorial de \mathbf{a} por \mathbf{b} : $\mathbf{j}' = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor \mathbf{k}' , produto vetorial de \mathbf{i}' por \mathbf{j}' : $\mathbf{k}' = \frac{\mathbf{i}' \times \mathbf{j}'}{|\mathbf{i}' \times \mathbf{j}'|}$

Com isso estão definidas duas bases ortonormais associadas ao mesmo segmento corporal, em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. Considerando o segmento como rígido, admite-se que a posição e orientação relativa entre as bases não se altera durante o movimento.

Foi observado durante testes realizados que as extremidades dos segmentos corporais são os melhores locais para a colocação das cruzes, já que apresentam menor massa muscular e com isso menor vibração durante o movimento.

Assim, na tomada estática os dois sistemas de marcação estão presentes. Na tomada dinâmica apenas o sistema de marcas técnicas permanece no indivíduo, portanto é necessário o procedimento matemático de mudança de base, para que a partir dos pontos reconstruídos do sistema de marcas técnicas seja possível encontrar durante a tomada dinâmica, a posição e orientação anatômica do segmento. Essa transformação de bases é executada da seguinte forma:

Na tomada estática, as coordenadas dos marcadores são reconstruídas em relação ao sistema de coordenadas do laboratório (L). Com estes pontos a base A, formada a partir do sistema de marcas anatômicas e a base T, formada a partir do sistema de marcas técnicas são construídas. É possível então calcular a matriz de mudança de base da base L para a base A (Ma) e a matriz de mudança de base da base L para a base T (Mt).

$$\begin{array}{ccc}
 L \xrightarrow{Ma} A & & L \xrightarrow{Mt} T \\
 \left[\begin{array}{c} \\ \\ \end{array} \right]_L = Ma \left[\begin{array}{c} \\ \\ \end{array} \right]_A & & \left[\begin{array}{c} \\ \\ \end{array} \right]_L = Mt \left[\begin{array}{c} \\ \\ \end{array} \right]_T \\
 & & T \xrightarrow{Mt^{-1}} L
 \end{array}$$

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

Porém, é necessário encontrar a base relativa ao sistema de marcas anatômicas (A) em cada frame a partir da base construída pelo sistema de marcas técnicas (T).

$$T \xrightarrow{Mt^{-1}} L \xrightarrow{Ma} A$$

4.1.6.2 Orientação de cada segmento corporal

Na literatura é comum encontrar modelos de orientação de segmentos corporais para membros inferiores, porém há certa dificuldade para encontrar modelos para membros superiores, tronco e cabeça, principalmente que se adequem ao objetivo proposto, que é a análise de marcha, ou seja todos os segmentos corporais deverão ser orientados, respeitando os seis graus de liberdade de cada um, numa análise simultânea de todos os segmentos corporais durante a marcha.

Além de propor um modelo para posicionar e orientar cada um dos quinze segmentos corporais, este protocolo foi definido de maneira a compatibilizar a segmentação proposta com os dados disponíveis na literatura sobre parâmetros inerciais. Assim, pode-se obter não apenas a cinemática do movimento de cada segmento corporal, mas também, associar a cada um a sua massa, momento de inércia e posição do centro de massa. Esta compatibilidade dos modelos de segmentação para cinemática e antropometria permitirá analisar variáveis dinâmicas responsáveis pelo movimento como energia e potência, além das trajetórias dos centros de massa de cada segmento corporal.

A divisão do corpo humano em quinze segmentos seguiu o modelo de segmentação utilizado por ZATSIORSKY; SELUYANOV; CHUGUNOVA, 1990. Para que houvesse concordância entre modelos utilizados para a cinemática, onde a segmentação ocorre em centros articulares, e modelos antropométricos, foi necessário um ajuste da segmentação, proposto por DE LEVA, 1996.

Dessa forma, o modelo de segmentação utilizado para orientação dos segmentos corporais para passa a coincidir com o modelo de segmentação utilizado para a obtenção de parâmetros antropométricos. Com a utilização deste ajuste foi proposta deste trabalho a obtenção de parâmetros inerciais por cinemática concomitante à análise cinemática.

Os segmentos foram indexados para facilitar seus equacionamentos.

S1 – Pé Direito / S2 – Pé Esquerdo

S3 – Perna Direita / S4 – Perna Esquerda

S5 – Coxa Direita / S6 – Coxa Esquerda

S7 – Mão Direita / S8 – Mão Esquerda

S9 – Antebraço Direito / S10 – Antebraço Esquerdo

S11 – Braço Direito / S12 – Braço Esquerdo

S13 – Tronco

S14 – Cabeça

S15 – Pelve

Para a análise cinemática foram considerados treze segmentos corporais, pois os segmentos mão direita (S7) e mão esquerda (S8) não foram orientados, devido à sua pequena influência que tem sobre o conjunto do movimento e pela dificuldade que acrescentaria à análise cinemática, além de não interferirem de forma tão importante na análise de marcha.

A seguir serão descritos os modelos de orientação para cada segmento. Os segmentos dos membros superiores e inferiores terão sua descrição somente do segmento do lado esquerdo, já que as bases ortonormais que orientam os segmentos do lado direito e esquerdo apresentam as mesmas definições de direção e sentido.

S2: Pé esquerdo

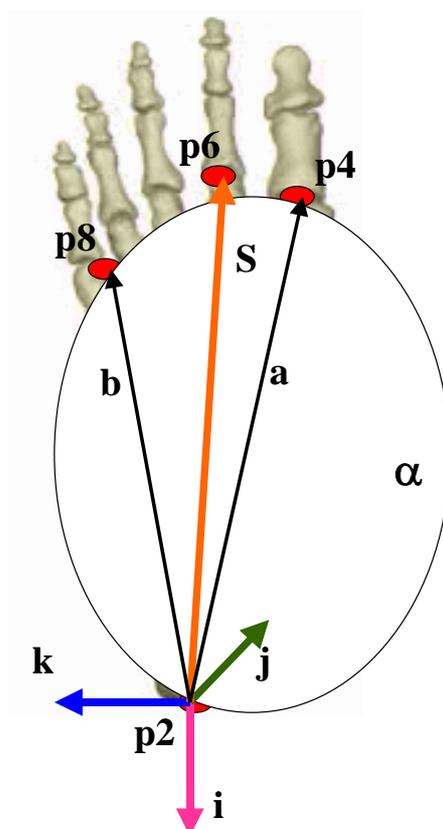


FIGURA 20: S2- segmento pé esquerdo

O segmento pé compreende várias articulações, como por exemplo, as articulações subtalar e metatarso-falangiana, porém neste trabalho o pé foi considerado um corpo rígido e desta forma estas articulações não foram consideradas.

O sistema de coordenadas da base ortonormal associado ao segmento pé tem origem no calcâneo (p2).

Com origem em p2, três vetores auxiliares são criados: vetor a, apontando para a cabeça do primeiro metatarso p4, o vetor b, para o quinto metatarso p8 e o vetor S, com extremidade na cabeça do segundo metatarso (p6). Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano frontal do pé.

Um primeiro vetor da base (j) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido dado pelo produto vetorial de a por b. Um segundo vetor da base (k) é definido pelo produto vetorial do vetor j pelo vetor auxiliar S. O produto vetorial do vetor j pelo vetor k determina um terceiro vetor da base (i).

Definição dos vetores básicos segundo CAPPOZZO et al. (1995):

Vetor auxiliar **S**: $\mathbf{S} = \mathbf{p6} - \mathbf{p2}$

Vetores auxiliares **a**, e **b**, necessários para definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p4} - \mathbf{p2} \quad \mathbf{b} = \mathbf{p8} - \mathbf{p2}$$

Vetor **j**, produto vetorial de **a** por **b**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **j** por **S**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{S}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{S}|}$

Vetor **i**, produto vetorial de **j** por **k**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{k}|}$

Para os segmentos S1 e S2, pés direito e esquerdo, foi utilizado em especial, o sistema de marcas técnicas devido à necessidade de retirar o marcador da cabeça do segundo metatarso (p5 e p6) e assim facilitar a identificação dos marcadores na imagem.

Com apenas três marcadores no segmento, sua orientação durante a tomada dinâmica foi feita de forma semelhante à utilizada com o sistema de marcas técnicas.

S4: segmento perna

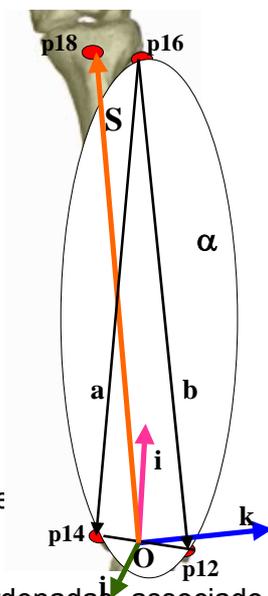


FIGURA 21: Segmento pe

O sistema de coordenadas, associado ao segmento perna tem origem (O) no ponto médio entre o maléolo lateral (p12) e o maléolo medial (p14).

Com origem em O e apontando para a tuberosidade da tíbia (p18), o vetor auxiliar S é criado. Com origem na cabeça da fíbula (p16), outros dois vetores auxiliares são criados: vetor a, que aponta para p14 e o vetor b, que aponta para p12. Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano frontal da perna.

Para a orientação do segmento perna é então construída uma base ortonormal com origem em O. Um primeiro vetor da base (j) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido dados pelo produto vetorial do vetor a pelo vetor b. Um segundo vetor da base (k) é definido pelo produto vetorial de S por j. O produto vetorial do vetor j pelo vetor k determina um terceiro vetor da base (i).

Definição dos vetores básicos segundo CAPPOZZO et al. (1995):

Vetor **O**, ponto médio entre **p14** e **p12**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p14} + \mathbf{p12}}{2}$

Vetor auxiliar **S**: $\mathbf{S} = \mathbf{p18} - \mathbf{O}$

Vetores auxiliares **a**, e **b**, necessários para definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p14} - \mathbf{p16} \quad \mathbf{b} = \mathbf{p12} - \mathbf{p16}$$

Vetor **j**, produto vetorial de **a** por **b**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **S** por **j**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{S} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{S} \times \mathbf{j}|}$

Vetor **i**, produto vetorial de **j** por **k**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{k}|}$

Durante a tomada dinâmica foi utilizado o sistema de marcas técnicas, semelhante ao que foi descrito para o antebraço.

S6: segmento coxa

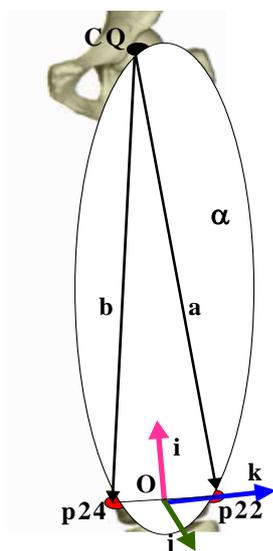


FIGURA 22: S6 - segmento coxa esquerda

Algumas regiões do corpo humano têm difícil acesso palpatório devido a sua configuração anatômica, porém algumas vezes é necessária a localização de pontos anatômicos em regiões corporais deste tipo. A orientação do segmento coxa depende inicialmente da localização da posição do centro articular do quadril. Existem formas

invasivas para a determinar a posição do centro do quadril, mas muitos estudos em biomecânica foram feitos na linha de determinação desta posição de forma não-invasiva. BELL et al. (1990) definiu a localização da posição do centro articular do quadril a partir de coeficientes aplicados ao valor da distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores nos planos de orientação da pelve pré-definidos. A Fig. 23 ilustra esta determinação dos centros articulares dos quadris.

Centro articular do quadril (CQ):

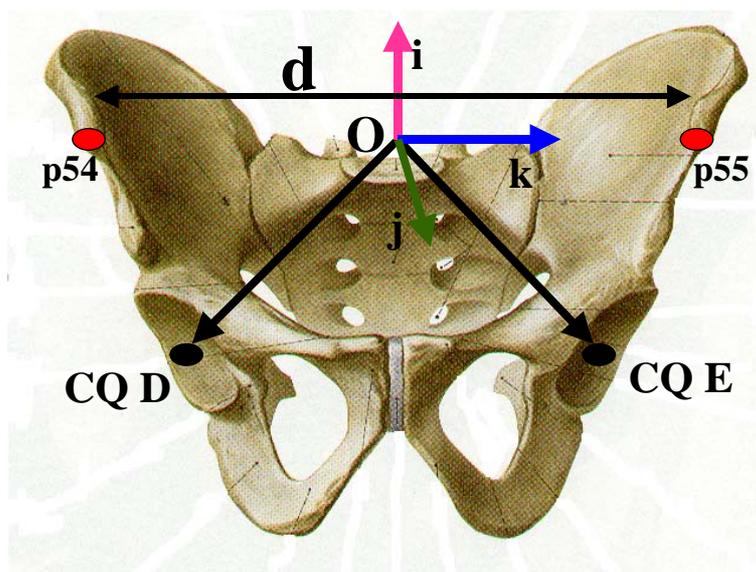


FIGURA 23: Localização dos centros articulares dos quadris

O cálculo para a localização da posição de CQ é definido de acordo com o vetor distância (d) entre as espinhas ilíacas ântero-superiores (p54 e p55). A partir da origem da pelve, que é ponto médio entre p54 e p55, a localização de CQ é definida do seguinte modo:

No eixo X: 19% da distância (d).

No eixo Y: 30% da distância (d).

No eixo Z: 14% da distância (d).

Como o sentido positivo do eixo Z é da esquerda para a direita, para calcular a posição do CQ esquerdo é necessário multiplicar por -1 o valor obtido na direção Z.

Dessa forma, serão obtidas as coordenadas do CQ direito e esquerdo em relação à origem e à base da pelve (O), porém para a definição da base para orientação do

segmento coxa (S5 e S6), é necessário que estes pontos calculados estejam referidos ao laboratório, daí a necessidade de aplicar a matriz de mudança de base da pelve para o laboratório e transladar sua origem.

Vetor **O**, ponto médio entre **p54** e **p55**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p54} + \mathbf{p55}}{2}$

d é a norma do vetor de **p54** a **p55**: $d = |\mathbf{p54} - \mathbf{p55}|$

Em relação à base da pelve, o vetor **CQD**, que corresponde ao centro do quadril direito é dado por: $\mathbf{CQD} = (-0.19 \cdot d, -0.3 \cdot d, 0.14 \cdot d)_{Pelve}$

$$\mathbf{CQE} = (-0.19 \cdot d, -0.3 \cdot d, -0.14 \cdot d)_{Pelve}$$

Para encontrar a posição dos quadris em relação ao sistema de coordenadas do laboratório é feita da seguinte mudança de coordenadas:

$$P \xrightarrow{M} L \quad \left[\right]_P = M \left[\right]_L$$

Em que M é a matriz de mudança de base da base da pelve (P) para a base do laboratório (L). Translação da origem da pelve para a origem do laboratório:

$$\mathbf{CQ} = \left[\right]_L + \mathbf{O}$$

Para a orientação anatômica do segmento coxa (S6), foi adotada a definição compatível com a proposta por CAPPOZZO et al. (1995):

O sistema de coordenadas associado ao segmento coxa tem origem (O) no ponto médio entre o côndilo lateral do fêmur (p22) e o côndilo medial do fêmur (p24).

Com origem no centro articular do quadril (CQ), dois vetores auxiliares são criados: vetor **a**, que aponta para p22 e o vetor **b**, que aponta para p24. Os vetores **a** e **b** formam o plano α , próximo ao plano frontal da coxa.

Para a orientação do segmento coxa é então construída uma base ortonormal com origem em O. Um primeiro vetor da base (i) é definido como o vetor unitário que tem direção e sentido do vetor com origem em O e aponta para CQ. Um segundo vetor da base (j) é definido pelo produto vetorial de **b** por **a**. O produto vetorial do vetor **i** pelo vetor **j** determina um terceiro vetor da base (k).

Vetor **O**, ponto médio entre **p22** e **p24**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p22} + \mathbf{p24}}{2}$

Vetores auxiliares **a** e **b**, necessários para a definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{CQ} - \mathbf{p22} \quad \mathbf{b} = \mathbf{CQ} - \mathbf{p24}$$

Vetor **i**, vetor unitário de mesma direção e sentido de **CQ - O**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{CQ} - \mathbf{O}}{|\mathbf{CQ} - \mathbf{O}|}$

Vetor **j**, produto vetorial de **b** por **a**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{b} \times \mathbf{a}}{|\mathbf{b} \times \mathbf{a}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **i** por **j**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

S12: segmento braço

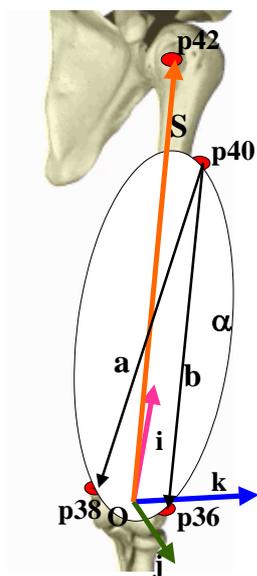


FIGURA 24: S12 - Segmento braço

O sistema de coordenadas associado ao segmento braço tem origem (O) no ponto médio entre o epicôndilo lateral do úmero (p36) e o epicôndilo medial do úmero (p38). Com origem em O e que aponta para o tubérculo menor do úmero (p42), o vetor auxiliar S é criado. Com origem na inserção do músculo deltóide (p40), outros dois vetores auxiliares são criados: vetor a, que aponta para p38 e o vetor b, que aponta para p36. Os vetores a e b definem o plano α , próximo ao plano frontal do braço.

Para a orientação do segmento braço é então construída uma base ortonormal com origem em O. Um primeiro vetor da base (j) é definido como o vetor unitário que tem a direção e o sentido dados pelo produto vetorial do vetor a pelo vetor b. Um segundo vetor da base (k) é definido pelo produto vetorial de S por j. O produto vetorial do vetor j pelo vetor k determina um terceiro vetor da base (i).

Vetor **O**, ponto médio entre **p36** e **p38**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p36} + \mathbf{p38}}{2}$

Vetor **S**: $\mathbf{S} = \mathbf{p42} - \mathbf{O}$

Vetores auxiliares **a** e **b** pertencentes ao plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p38} - \mathbf{p40} \quad \mathbf{b} = \mathbf{p36} - \mathbf{p40}$$

Vetor **j**, produto vetorial de **a** por **b**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **S** por **j**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{S} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{S} \times \mathbf{j}|}$

Vetor **i**, produto vetorial de **j** por **k**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{k}|}$

Durante a tomada dinâmica foi utilizado para o segmento braço o sistema de marcas técnicas, semelhante ao que foi descrito para o antebraço.

S13: segmento tronco

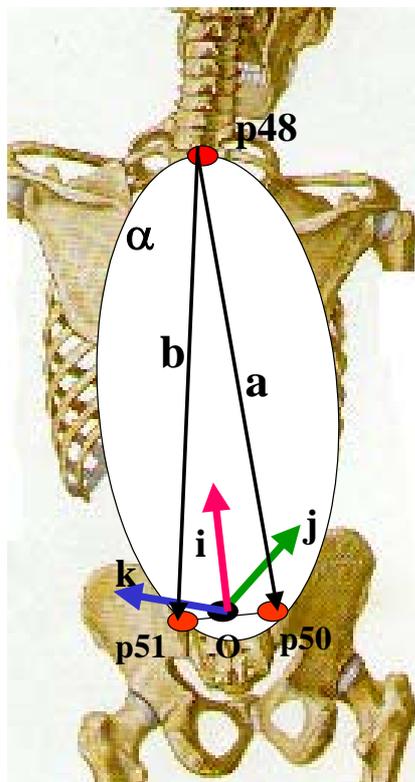


FIGURA 165: S13 - Segmento tronco

O segmento tronco apresenta as articulações entre as vértebras, porém neste trabalho este segmento foi considerado um corpo rígido, como já referido anteriormente e estas articulações desconsideradas.

O sistema de coordenadas associado ao segmento tronco tem origem (O) no ponto médio entre a espinha íliaca pósterio-superior direita (p50) e a espinha íliaca pósterio-superior esquerda (p51).

Com origem na sétima vértebra cervical (p48) dois vetores auxiliares são criados: vetor a, com extremidade em p50 e o vetor b, com extremidade em p51. Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano frontal do tronco.

Para a orientação do segmento tronco é então construída uma base ortonormal com origem em O. Um primeiro vetor da base (i) é definido como o vetor unitário que tem direção e sentido do vetor com origem em O e aponta para p48. Um segundo vetor da base (j) é definido pelo produto vetorial de a por b. O produto vetorial do vetor i pelo vetor j determina um terceiro vetor da base (k).

Vetor **M**, ponto médio entre **p50** e **p51**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{p50} + \mathbf{p51}}{2}$

Vetores auxiliares **a** e **b**, pertencentes ao plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{p50} - \mathbf{p48}$ $\mathbf{b} = \mathbf{p51} - \mathbf{p48}$

Vetor **i**, vetor unitário de mesma direção e sentido do vetor **p48 - O**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{p48} - \mathbf{O}}{|\mathbf{p48} - \mathbf{O}|}$

Vetor **j**, produto vetorial de **a** por **b**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **i** por **j**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

S14: segmento cabeça

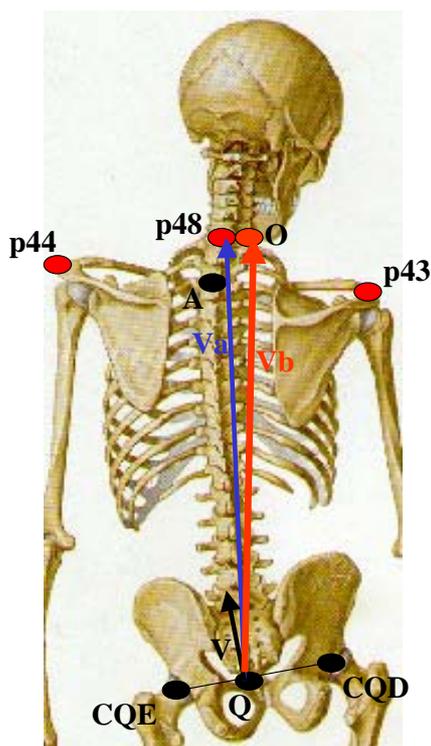


FIGURA 26: Localização do ponto de origem da base do segmento cabeça

O segmento cabeça compreende a coluna cervical e o crânio, desta forma as articulações entre as vértebras cervicais e a articulação atlanto-occipital foram desconsideradas, já que se trata de um segmento modelado como sendo rígido.

A orientação da base do segmento cabeça necessita de um equacionamento adicional para localização do ponto de origem da base, que é determinado pela projeção da posição da sétima vértebra cervical (p48) na direção longitudinal do tronco.

O vetor que representa o ponto médio entre o centro articular do quadril direito (CQD) e o centro articular do quadril esquerdo (CQE), é denominado vetor **Q**. O vetor **A** representa o ponto médio entre o acrômio direito (p43) e o acrômio esquerdo (p44). Com origem em **Q**, é construído o vetor unitário **V**, com direção e sentido de **Q** à **A**.

Com origem em **Q** e extremidade na sétima vértebra cervical (p48), o vetor auxiliar **Va** é criado. A projeção de **Va** na direção de **V**, determina o vetor **Vb**. O vetor **O** é o vetor **Vb** referido ao laboratório.

Após localizar a origem da base da cabeça, os vetores básicos são definidos:

Vetor **Q**, ponto médio entre os centros articulares dos quadris: $\mathbf{Q} = \frac{\mathbf{CQD} + \mathbf{CQE}}{2}$

Vetor **A**, ponto médio entre os acrômios: $\mathbf{A} = \frac{\mathbf{p43} + \mathbf{p44}}{2}$

Vetor **V**, unitário, auxiliar com sentido e direção de **Q** a **A**: $\mathbf{V} = \frac{\mathbf{A} - \mathbf{Q}}{|\mathbf{A} - \mathbf{Q}|}$

Vetor **Va**, auxiliar com sentido e direção de **Q** a **p48**: $\mathbf{Va} = \mathbf{p48} - \mathbf{Q}$

Vetor **Vb**, projeção do vetor **Va** na direção de **V**: $\mathbf{Vb} = (\mathbf{Va} \cdot \mathbf{V})\mathbf{V}$

Vetor **O**, é o vetor **Vb** referido ao laboratório: $\mathbf{O} = \mathbf{Q} + \mathbf{Vb}$

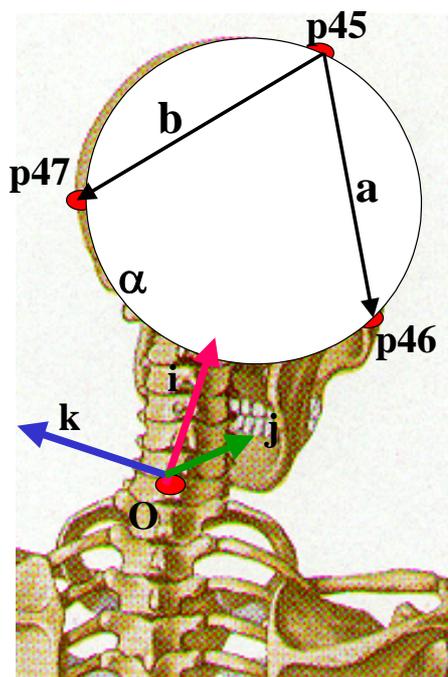


FIGURA 27: S14 - Segmento cabeça

O sistema de coordenadas associado ao segmento cabeça tem origem (O) na projeção de $p48$, como foi descrito anteriormente.

Com origem no vértex do osso parietal ($p45$) dois vetores auxiliares são criados: vetor a , com extremidade na região lateral do arco zigomático direito ($p46$) e o vetor b , com extremidade na região lateral do arco zigomático esquerdo ($p51$). Os vetores a e b formam o plano α , próximo ao plano frontal da cabeça.

Para a orientação do segmento cabeça é então construída uma base ortonormal com origem em O . Um primeiro vetor da base (i) é definido como o vetor unitário que tem direção e sentido do vetor com origem em O e aponta para $p45$. Um segundo vetor da base (j) é definido pelo produto vetorial de a por b . O produto vetorial do vetor i pelo vetor j determina um terceiro vetor da base (k).

O segmento pelve (S15) teve sua orientação definida anteriormente.

Vetores auxiliares **a** e **b**, necessários para definição do plano α :

$$\mathbf{a} = \mathbf{p46} - \mathbf{p45} \quad \mathbf{b} = \mathbf{p47} - \mathbf{p45}$$

Vetor **i**, vetor unitário de mesma direção e sentido do vetor $\mathbf{p45} - \mathbf{O}$: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{p45} - \mathbf{O}}{|\mathbf{p45} - \mathbf{O}|}$

Vetor **j**, produto vetorial de **a** por **b**: $\mathbf{j} = \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{b}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{b}|}$

Vetor **k**, produto vetorial de **i** por **j**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

4.1.7 Ângulos Articulares

O movimento humano é objeto de estudo de diferentes áreas, como a medicina, física, engenharia, educação física e fisioterapia entre outras. Para haver homogeneidade na descrição dos diferentes tipos de movimento e desse modo permitir comparações e discussões entre as diferentes áreas, um sistema cartesiano de coordenadas é geralmente utilizado.

Um exemplo de orientação de um sistema cartesiano de coordenadas é proposto por WHITE (1975). Em ortostatismo, com o indivíduo em posição anatômica, este sistema tem origem no sacro (entre as espinhas ilíacas póstero-superiores) e a partir da origem sua orientação é descrita como se segue: o eixo Y positivo para cima, o eixo X aponta para a esquerda e o eixo Z aponta anteriormente.

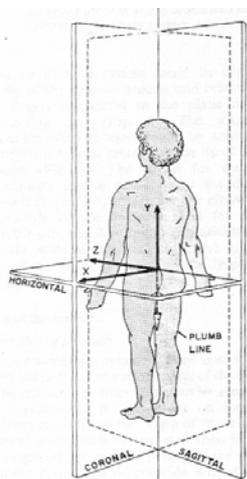


FIGURA 28: Sistema de orientação do corpo humano sugerido por White, A. (1975)

Com a definição de um sistema de coordenadas, a movimentação dos segmentos corporais nos planos definidos pelos eixos do sistema de referência recebe uma nomenclatura clínica, que varia de acordo com o sentido do movimento e com o segmento em questão.

Segundo o sistema cartesiano definido por WHITE, os movimentos no plano definido pelos eixos Y – Z são denominados flexão e extensão. Os movimentos no plano definido pelos eixos X – Y são denominados adução e abdução. Os movimentos no plano definido pelos eixos X – Z são denominados rotação interna e rotação externa.

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). A descrição da orientação angular relativa a dois corpos rígidos conectados por uma articulação é geralmente feita pelos ângulos de Euler.

A convenção de ângulos de Euler utilizada para calcular os ângulos articulares deste trabalho refere a um sistema de três eixos. As três rotações ocorrem em relação a três eixos independentes seguindo a seqüência de Z, y' e x''. Os três ângulos ϕ , θ , ψ são definidos como movimentos no eixo transverso, sagital e longitudinal respectivamente.

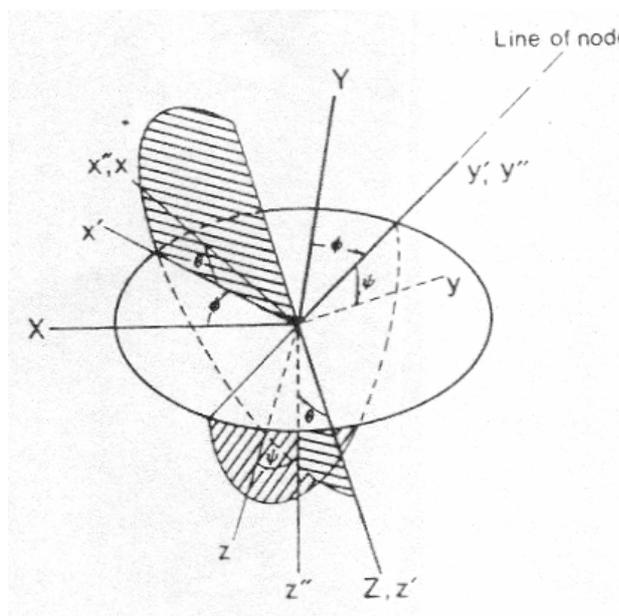


FIGURA 29: Ddefinição da seqüência de rotação dos ângulos de Euler utilizada (CHAO, 1980)

Para a utilização desta seqüência de rotação no cálculo de ângulos articulares foi definido como sistema de referência o eixo i como eixo longitudinal, eixo j como eixo sagital e eixo k como eixo transversal, ou seja da mesma forma que foram construídas as bases de cada segmento corporal.

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

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

Portanto, para o cálculo efetivo dos ângulos articulares neste estudo foi necessária a definição do eixo flutuante f:

$$f = \frac{k_{proximal} \times i_{distal}}{\|k_{proximal} \times i_{distal}\|}$$

De acordo com a articulação em questão os ângulos articulares foram definidos:

α = ângulo de flexão / extensão

β = ângulo de abdução / adução

φ = ângulo de rotação interna / rotação externa

As articulações analisadas foram indexadas a fim de facilitar o equacionamento dos ângulos articulares:

A1 – Tornozelo Direito (pé D – S1 / perna D – S3)

A2 – Tornozelo Esquerdo (pé E – S2 / perna E – S4)

A3 – Joelho Direito (perna D – S3 / coxa D – S5)

A4 – Joelho Esquerdo (perna E – S4 / coxa E – S6)

A5 – Quadril Direito (coxa D – S5 / pelve – S15)

A6 – Quadril Esquerdo (coxa E – S6 / pelve – S15)

A9 – Cotovelo Direito (antebraço D – S9 / braço D – S11)

A10 – Cotovelo Esquerdo (antebraço E – S10/ braço E – S12)

A11 – Ombro Direito (braço D – S11/ tronco -S13)

A12 – Ombro Esquerdo (braço E – S12/ tronco – S13)

A14 – Cabeça / Tronco (tronco – S13/ cabeça – S14)

A15 – Pelve / Tronco (tronco – S13/ pelve – S15)

Exemplo: quadril direito (A5)

$$f_{A5} = \frac{k_{S15} \times i_{S5}}{\|k_{S15} \times i_{S5}\|}$$

$$\alpha_{A5} = \text{sen}^{-1}(f_{A5} \cdot i_{S15})$$

$$\beta_{A5} = \text{sen}^{-1}(k_{S15} \cdot i_{S5})$$

$$\gamma_{A5} = -\text{sen}^{-1}(f_{A5} \cdot k_{S5})$$

O estudo dos ângulos articulares possibilita uma aplicação clínica (RAU, 2000). Segundo GAGE (1991) a análise de ângulos articulares permite determinar o padrão específico de movimento de cada articulação avaliada e assim ser mais específico no tratamento, além de monitorar a evolução do paciente. Além disso, a comparação de resultados é possível ao se adotar estas convenções.

4.2 Obtenção de Medidas Antropométricas

Os segmentos corporais apresentam características antropométricas específicas em cada indivíduo, a partir delas se torna possível o cálculo de parâmetros inerciais como a massa de cada segmento corporal, a posição do centro de massa e o momento de inércia, que é a medida da distribuição da massa sobre um determinado eixo do segmento (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Os métodos de obtenção de parâmetros inerciais estão baseados em certos princípios que podem ser usados individualmente ou associados. Na utilização de cadáveres, há o acesso aos segmentos separadamente, o que permite fácil obtenção da massa, por pesagem direta, e do volume por imersão. Os métodos dinâmicos utilizam uma movimentação com variáveis dinâmicas e teorias conhecidas, como por exemplo, o pêndulo simples ou composto, ou a suspensão, entre outros. Métodos geométricos associam os segmentos corporais a sólidos com forma geométrica definida e consideram a

densidade dos segmentos homogênea. Tomografia ou ressonância magnética são utilizadas nos métodos para possibilitar o acesso à distribuição de matéria dos segmentos corporais.

Através de ferramentas estatísticas existe a possibilidade de se obter valores de média da população estudada, a partir dos dados obtidos pelos princípios citados anteriormente. Para adaptar esses dados para cada sujeito pode-se utilizar a regressão linear ou polinomial, por exemplo.

A determinação da posição do centro de massa do corpo humano durante a marcha é possível a partir da associação de mais de uma metodologia na mesma análise, como cinemetria e antropometria. Porém cada metodologia tem seu próprio protocolo e a situação experimental se torna muito complexa, daí a necessidade de métodos que otimizem a análise integrada.

É proposta deste trabalho, combinar a definição dos modelos de orientação para cada segmento corporal com a aquisição de medidas antropométricas para o desenvolvimento de uma análise integrada do indivíduo em situação estática e durante a marcha.

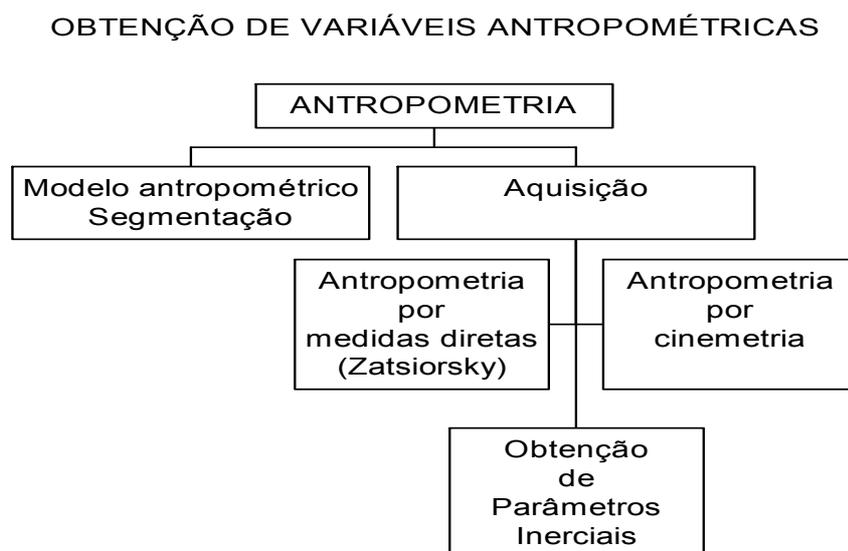


FIGURA 30: Diagrama de blocos da obtenção de parâmetros antropométricos

4.2.1 Modelo Antropométrico

Existem muitos estudos sobre modelos de segmentação do corpo humano descritos na literatura, podem ser citados como exemplo os modelos de segmentação propostos por HATZE (1979) e CLAUSER et al. (1969).

Dessa forma, o modelo de segmentação utilizado para orientação dos segmentos corporais para passa a coincidir com o modelo de segmentação utilizado para a obtenção de parâmetros antropométricos. Com a utilização deste ajuste foi proposta deste trabalho a obtenção de parâmetros inerciais por cinematria concomitante à análise cinemática.

Os segmentos foram indexados para facilitar seus equacionamentos.

S1 – Pé Direito / S2 – Pé Esquerdo

S3 – Perna Direita / S4 – Perna Esquerda

S5 – Coxa Direita / S6 – Coxa Esquerda

S7 – Mão Direita / S8 – Mão Esquerda

S9 – Antebraço Direito / S10 – Antebraço Esquerdo

O método para obtenção de parâmetros inerciais, proposto por ZATSIORSKY (1990), combina princípios de diferentes métodos e nele é definido um modelo de segmentação do corpo humano para a aquisição de medidas antropométricas diretamente no indivíduo. Neste trabalho foi utilizado para a aquisição de medidas antropométricas, o método proposto por ZATSIORSKY (1990), este método foi denominado neste estudo de antropometria por medidas diretas.

Variáveis antropométricas são pouco utilizadas em estudos biomecânicos devido à dificuldade em obtê-las. Segundo SEITZ et al. (2000), a aquisição de medidas antropométricas diretamente no indivíduo leva muito tempo, por isso compara a aquisição delas com a utilização de fotografia ou imagem de vídeo, para aquisição de variáveis bidimensionais e tridimensionais, o que economiza tempo, mantendo a precisão.

Dessa forma é proposta uma metodologia para a aquisição de variáveis antropométricas por cinematria, compatível com o modelo de ZATSIORSKY. Objetiva-se com isso facilitar a aquisição de variáveis antropométricas, viabilizando a análise integrada.

4.2.2 Aquisição de variáveis antropométricas

4.2.2.1 Antropometria por medidas diretas

O modelo para obtenção de parâmetros inerciais proposto por ZATSIORSKY (1990) trata-se de um modelo bidimensional de segmentação do corpo humano, o que significa que as medidas dos segmentos são projetadas no plano frontal do indivíduo.

É definido um eixo de referência, aproximadamente paralelo ao eixo longitudinal do corpo e é feita a medição direta das distâncias entre pontos anatômicos pré-determinados, projetadas sobre este eixo. Também é feita a medição dos perímetros de cada segmento em posições determinadas, diretamente no sujeito.

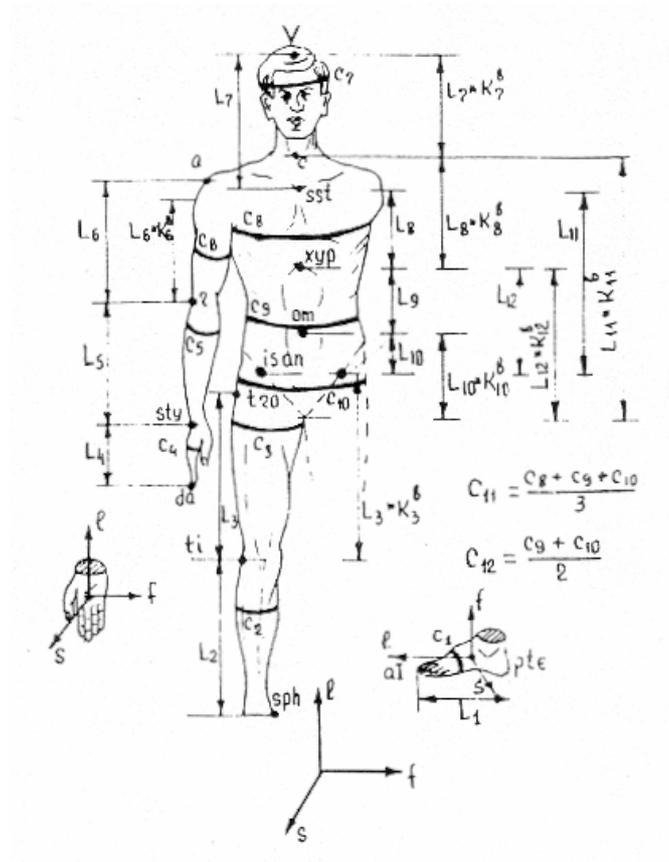


FIGURA 31: Modelo de segmentação proposto por ZATSIORSKY (1990).

Com base na Fig. 31, extraída de ZATSIORSKY (1990), foi desenvolvido um protocolo para aquisição das medidas antropométricas por medidas diretas, os pontos anatômicos do protocolo foram determinados segundo DE LEVA (1996).

1) Parâmetros Globais

- a) Massa:
- b) Altura:
- c) Comprimento do MI:
- d) Perímetro do tronco:

2) Comprimento anatômico dos segmentos (L):

- L1 – Pé D / L2 – Pé E (calcâneo até a extremidade distal da II falange do pé)
- L3 – Perna D / L4- Perna E (extremidade distal do maléolo lateral até o côndilo lateral da tíbia)
- L5 – Coxa D / L6 - Coxa E (côndilo lateral da tíbia até o trocanter maior do fêmur)
- L7 – Mão D / L8 – Mão E (extremidade distal da III falange da mão até o processo estilóide do rádio)
- L9 – Antebraço D / L10 – Antebraço E (processo estilóide do rádio até cabeça do rádio)
- L11 – Braço D / L12 – Braço E (cabeça do rádio até o acrômio)
- L13 – Tronco (espinha ílaca ântero-superior até incisura jugular do esterno)
- L14 – Cabeça (incisura jugular do esterno até vértex da cabeça)

3) Perímetros dos segmentos (C):

- C1 – Pé D / C2 – Pé E (extremidade distal dos metatarsos)
- C3 – Perna D / C4 – Perna E (terço proximal da tíbia ou abaixo da tuberosidade da tíbia)
- C5 – Coxa D / C6 – Coxa E (terço proximal do fêmur ou abaixo do trocanter maior do fêmur)
- C7 – Mão D / C8 – Mão E (metacarpo)
- C9 – Antebraço D / C10 – Antebraço E (terço proximal do antebraço)
- C11 – Braço D / C12 – Braço E (terço proximal do braço)
- C13 - Tronco: $C13 : \underline{C15+C16+C17}$
- C14 - Cabeça (túber frontal)
- C15 - Terço superior do tronco (mamilos)
- C16 - Terço médio do tronco (última costela flutuante)

C17 - Terço inferior do tronco (espinhas ilíacas ântero-inferiores)

Com estes valores antropométricos o método permite, aproximando-se a forma de cada segmento a um cilindro homogêneo, o cálculo das seguintes variáveis: comprimento

$$Lb_i = L_i * Kb_i$$

biomecânico, massa e momento de inércia de cada segmento.

O comprimento biomecânico (Lb) de um segmento i qualquer é determinado pela distância entre dois centros articulares subseqüentes e pode ser obtido pelo produto do

$$m_i = Km_i * Lb_i * C_i^2$$

comprimento anatômico (L) pela constante relacionada ao seu comprimento biomecânico (Kb).

A massa é calculada pelo produto da constante relativa a massa de um segmento i qualquer (Km), o comprimento biomecânico respectivo (Lb) e o quadrado da perimetria correspondente (C^2).

O momento de inércia relativo a cada eixo anatômico (I) é obtido pelo produto da constante associada ao momento de inércia (Ki), específico para cada eixo em cada segmento, pela massa (m) e o quadrado do comprimento biomecânico (Lb) respectivo.

$$I_i = Ki_i * m_i * Lb_i^2$$

4.2.2.2 Antropometria por cinemetria

Pesquisas sobre a determinação de dimensões antropométricas por cinemetria vem aumentando, principalmente com a evolução e simplificação das interfaces vídeo-computacionais. BACA (1996) propõe um método para obtenção de parâmetros antropométricos a partir de imagem de vídeo e conclui que este método de aquisição de medidas antropométricas tem se mostrado de fácil aplicação e de alta acurácia.

O modelo antropométrico utilizado para obtenção dos comprimentos anatômicos dos segmentos por cinemetria neste trabalho é compatível com o modelo de ZATSIORSKY (1990), ou seja, os segmentos corporais foram delimitados da mesma forma em ambos tipos de coleta.

Foi utilizada a colocação de marcadores de superfície nos mesmos pontos anatômicos utilizados para a medição direta, ou seja, o protocolo de instrumentação do sistema de marcas técnicas completo, para a aquisição de dados para antropometria e para cinemática, já descrito.

Para a aquisição dos comprimentos anatômicos por cinemática também foi utilizado o sistema Dvideow. A aquisição da imagem foi feita de duas formas, a primeira com o indivíduo em decúbito dorsal, exatamente como sugere ZATSIORSKY na aquisição por medidas diretas e a segunda com o indivíduo em posição ortostática.

Quando em decúbito dorsal, o indivíduo permanece sobre uma mesa em posição anatômica, com 90° de pronação dos antebraços bilateralmente, posição equivalente à utilizada na aquisição por medidas diretas, é então realizada uma tomada estática, onde o indivíduo permanece nesta posição por alguns segundos. Para a medição do comprimento anatômico do pé, é feito um novo registro, com o sujeito em posição ortostática, ainda como é feito na forma de aquisição por medidas diretas.



FIGURA 32: Indivíduo durante a coleta de medidas antropométricas por cinemática



FIGURA 33: Indivíduo durante a coleta de medidas antropométricas por cinemetria na posição ortostática

A aquisição por cinemetria com o indivíduo em posição ortostática não necessita de duas tomadas estáticas, já que o indivíduo já permanece na posição necessária para a aquisição do comprimento anatômico dos pés.

A orientação de um dos eixos do sistema de referência do laboratório foi feita para coincidir com a direção do eixo longitudinal do corpo do sujeito, que é o eixo de referência para a projeção dos comprimentos por medidas diretas, em ambos posicionamentos do indivíduo. O comprimento anatômico é obtido pela projeção dos vetores associados aos segmentos, na direção do eixo longitudinal do corpo do indivíduo.

Os perímetros segmentares foram medidos em posições determinadas, diretamente no sujeito, da mesma forma que foi feita no método de aquisição por medidas diretas.

As variáveis de comprimento anatômico obtidas por cinemetria são aplicadas nas equações para o cálculo de parâmetros inerciais da mesma forma que foi demonstrado no método anterior.

4.2.2.3 Aquisição de comprimentos biomecânicos

O grande número de marcadores utilizados na coleta de parâmetros antropométricos associada à coleta de parâmetros para a cinemática pode ser um problema para o operador do sistema, pois o enquadramento do corpo todo do indivíduo dificulta a identificação de muitos marcadores na imagem.

Como já foi definido, na obtenção de variáveis cinemáticas, os segmentos corporais foram delimitados de acordo com a segmentação proposta por ZATSIORSKY (1990) e adaptada por DE LEVA (1996), dessa forma é possível a obtenção do comprimento biomecânico (L_b) por cinemetria, na tomada estática e durante a marcha.

Com a obtenção de comprimentos biomecânicos por cinemetria, o número total de marcadores utilizados na análise integrada diminui de 55 para 46, pois é possível a retirada de 9 marcadores na tomada estática, o que facilita a identificação dos marcadores no sistema Dvideow.

Para o cálculo dos parâmetros inerciais ainda é necessária a coleta da perimetria diretamente no indivíduo.

As variáveis de comprimento biomecânico obtidas por cinemetria também são aplicadas nas equações para o cálculo de parâmetros inerciais da mesma forma que foi demonstrado no método anterior.

4.2.2.4 Cálculo do Centro de Massa

Conhecendo-se a massa (m_i) e o vetor posição do centro de massa (r_i) do i -ésimo segmento do modelo, determina-se o vetor posição do centro de massa do corpo (r), em cada instante, pela equação:

$$\vec{r} = \frac{\sum m_i \vec{r}_i}{\sum m_i}$$

Utilizando os valores de comprimento anatômico, obtidos tanto por medidas diretas como por cinemetria, é possível calcular a posição do centro de massa do corpo todo do indivíduo a partir da somatória da posição dos centros de massa dos segmentos na situação estática.

MORGAN et al. (1967), observa a importância da análise da posição do centro de gravidade na situação estática, onde distúrbios de equilíbrio podem ser identificados, por exemplo.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

A avaliação dos resultados foi inicialmente feita a partir de testes de acurácia em relação à reconstrução da trajetória de marcadores durante a marcha. Estes testes garantem que os resultados de ângulos articulares sejam confiáveis.

Os ângulos das articulações de membros inferiores e pelve puderam ser comparados com resultados encontrados na literatura. Para a análise dos membros superiores, do tronco e da cabeça foi analisada a coerência de sua movimentação articular com a esperada e muitas vezes com a apresentada na literatura de forma qualitativa, já que não são facilmente encontradas referências bibliográficas que apresentam a análise cinemática destes segmentos durante a marcha, respeitando os seis graus de liberdade.

Dois experimentos foram realizados, onde foram realizadas as tomadas estática e dinâmica, além de medição direta de parâmetros antropométricos.

Inicialmente foi feito um experimento com um indivíduo do sexo masculino. No procedimento da tomada estática, foi possível a obtenção de valores de comprimentos anatômicos e biomecânicos. Na tomada dinâmica foi testada a reconstrução das coordenadas espaciais dos marcadores e pôde-se obter valores angulares de movimento articular durante a marcha.

No segundo experimento, participaram quatro indivíduos do sexo masculino, porém apenas foram analisadas a tomada estática e a medição direta, com o objetivo de comparar valores de comprimento anatômico e biomecânico por cinemetria com os obtidos por medição direta.

5.1 Reconstrução das Coordenadas Espaciais dos Marcadores

A qualidade da reconstrução das coordenadas espaciais dos marcadores pode ser testada avaliando-se as variações na distância entre dois marcadores montados sobre uma haste rígida durante o movimento. O sistema de marcas técnicas, como já foi citado no capítulo Metodologia, consiste de hastes rigidamente fixadas. A distância

medida diretamente entre dois marcadores da cruz, ou seja de uma haste da cruz (200mm), adicionado do raio de dois marcadores colocados nas extremidades da haste, (valor esperado) é de 215.4 mm.

Na Fig. 34, está representada a variação da distância entre dois desses marcadores durante um ciclo de marcha, em função dos frames. A Fig. 35 mostra o boxplot da distribuição das distâncias obtidas pelo sistema de análise cinemática. O valor médio e o desvio padrão da distância entre os marcadores durante este experimento foram, respectivamente, 218.7 mm e 3.9 mm. É importante destacar que os valores analisados correspondem aos dados brutos obtidos, antes de qualquer procedimento de filtragem.

Admitindo-se independência entre as medidas, portanto considerando 118 medidas repetidas da mesma grandeza, e que o valor real é aquele obtido pela medição direta, estimamos a acurácia (a), também denominado erro padrão das medidas, como sendo:

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

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

No experimento, encontramos um bias de $b = 3.7$ mm, uma precisão de $p = 3.9$ mm e, portanto, uma acurácia $a = 5.4$ mm. Considerando que a acurácia é afetada pelo enquadramento registrado pelas câmeras, pode-se estimar a acurácia relativa, ou erro padrão-relativo ao enquadramento utilizado. A maior dimensão no volume calibrado é de 5 metros e, calculando o erro relativo a esta dimensão, temos um erro relativo da ordem de 0.1%.

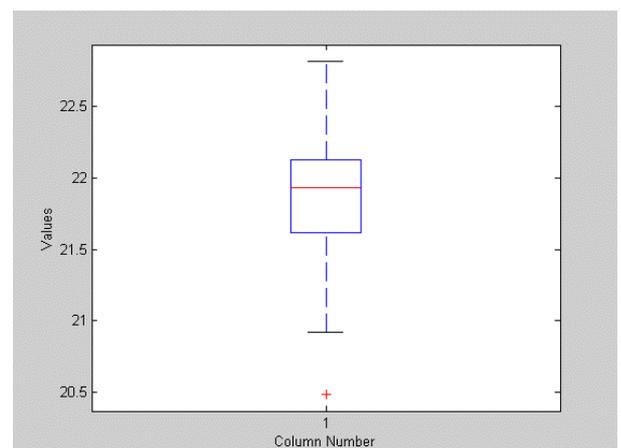
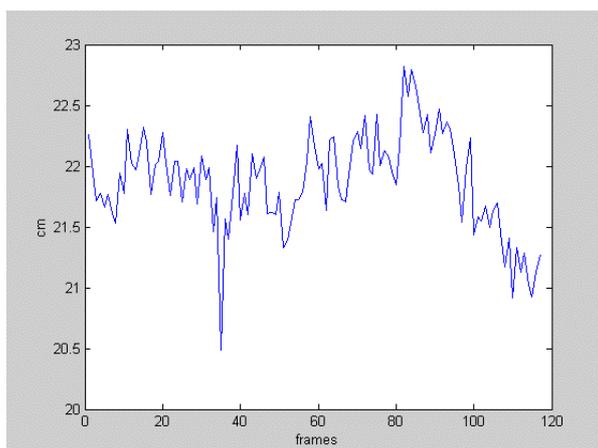


FIGURA 34: Distância entre dois marcadores fixados sobre o sistema de marcas técnicas (rígido) durante a marcha (frames).

FIGURA 35: Boxplot da distância entre dois marcadores da coxa D durante a marcha

5.2 Ângulos Articulares

5.2.1 Ângulos Articulares em Situação Estática

Os ângulos articulares obtidos estaticamente podem ser úteis, por exemplo, para análise postural do indivíduo, que geralmente é feita visualmente, de forma qualitativa. A metodologia proposta permite o cálculo dos ângulos articulares na tomada estática.

Como já descrito no capítulo Metodologia, o indivíduo permanece em posição ortostática, com membros superiores relaxados ao longo do corpo, fixando o olhar para frente, em situação escolhida por ele como natural.

Os valores dos ângulos articulares em situação estática estão dispostos na tabela 1. Estes valores estão em graus e suas convenções relativas ao sentido do movimento e relacionadas à nomenclatura clínica já descrita anteriormente, podem ser visualizadas na Fig. 36.

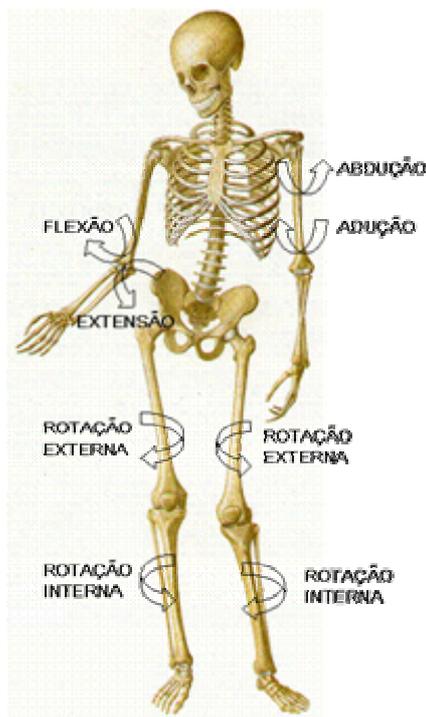


FIGURA 36: Nomenclatura clínica dos movimentos articulares.

TABELA 1: ÂNGULOS ARTICULARES NA SITUAÇÃO ESTÁTICA

	Abd. (+) / Ad. (-)		Rot. Int.(+)/Rot. Ext. (-)		Flex.(+) / Ext.(-)	
	D	E	D	E	D	E
Tornozelo	-7.6	-7.0	-9.6	-11.0	1.0	2.8
Joelho	-13.3	-12.5	-19.2	-26.2	-1.0	-3.2
Quadril	14.1	14.8	3.4	5.5	3.8	1.9
Cotovelo	7.6	7.9	75.8	78.2	16.8	11.0
Ombro	4.8	0.7	21.5	27.5	2.4	0.6
	Inclinação lat. E (+) Inclinação lat. D (-)		Rotação p/ E (+) Rotação p/ D (-)		Flexão (+) Extensão (-)	
Cabeça/Tronco	-5.7		-0.7		0.35	
Pelve / Tronco	0.47		-3.49		-6.37	

FONTE: Valores calculados pela autora.

5.2.2 Ângulos articulares em situação dinâmica – marcha

5.2.2.1 Ângulos articulares entre segmentos

As variações em função do tempo dos três ângulos que caracterizaram a orientação de um segmento corporal em relação a outro são apresentadas em três gráficos consecutivos, para cada articulação. Foram plotadas os ângulos articulares, em graus, dentro de um intervalo de tempo correspondente a um ciclo de marcha do indivíduo analisado.

O primeiro gráfico mostra as variações angulares no plano formado pelo vetor **k** do segmento considerado proximal e o vetor **i** do segmento dito distal, conforme definido anteriormente para cada segmento. Na nomenclatura clínica, corresponde aproximadamente ao plano frontal anatômico onde se realizam os movimentos de adução e abdução para ombro, quadril, cotovelo, joelho e pé, ou inclinação lateral à direita ou à esquerda para os segmentos cabeça, tronco e pelve.

As variações angulares no plano formado pelo vetor **k** do segmento considerado proximal e o vetor fluante **f** do segmento convencionado distal, calculado a partir do produto vetorial entre o vetor **k** do segmento proximal e o vetor **i** do segmento distal, também foi definido para cada segmento e estão dispostas no segundo gráfico. A correspondência na nomenclatura clínica, se refere aos movimentos de rotação para a esquerda e para a direita, quando se trata dos segmentos cabeça, tronco e pelve, ou de

pronação e supinação quando se trata do segmento antebraço, ou ainda de rotação externa e interna para os demais segmentos.

O terceiro gráfico mostra as variações angulares no plano formado pelo vetor i do segmento proximal e o vetor f do segmento distal, conforme definido na orientação de cada segmento, que na nomenclatura clínica, corresponde ao plano anatômico onde se realizam os movimentos de extensão e flexão.

O sentido do movimento segue as mesmas convenções feitas na tabela 1, de acordo com a Fig. 36.

A) Tornozelo

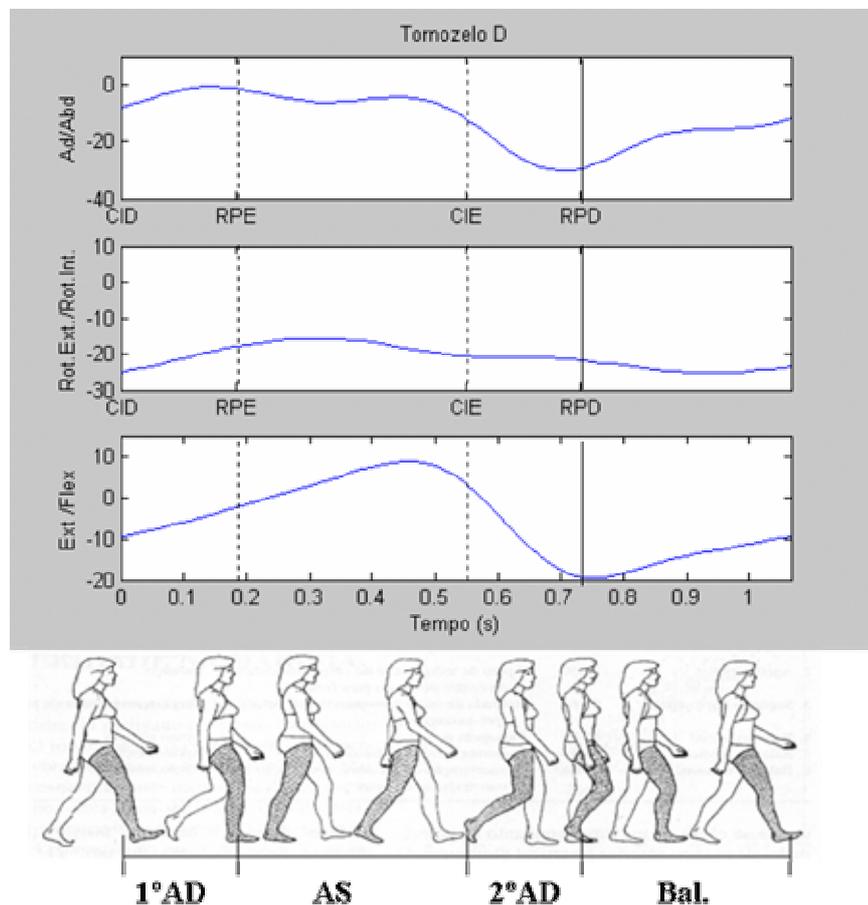


FIGURA 37: Cinemática do tornozelo D

Como se observa no terceiro gráfico, o tornozelo apresenta extensão, ou flexão plantar, no contato inicial (CI), que diminui durante o primeiro apoio duplo (1ºAD), para a acomodação do pé no solo. Durante o apoio simples (AS) inicia-se a flexão, ou dorsiflexão, o que promove a progressão do corpo sobre o pé. No segundo apoio duplo

(2º AD) o preparo para o balanço é visto com a rápida inversão no sentido do movimento. A retirada do pé do solo e o preparo para o próximo contato inicial são observados no balanço com a diminuição progressiva da extensão.

O primeiro e segundo gráficos têm como característica a manutenção da adução e rotação externa respectivamente durante o 1ºAD e AS, proporcionando estabilidade para a rápida transferência de carga e progressão do corpo. Durante o 2º AD observa-se no primeiro gráfico um aumento da amplitude de adução. No balanço a adução diminui e se mantém a rotação externa, de acordo com o primeiro e segundo gráficos respectivamente.

B) Joelho

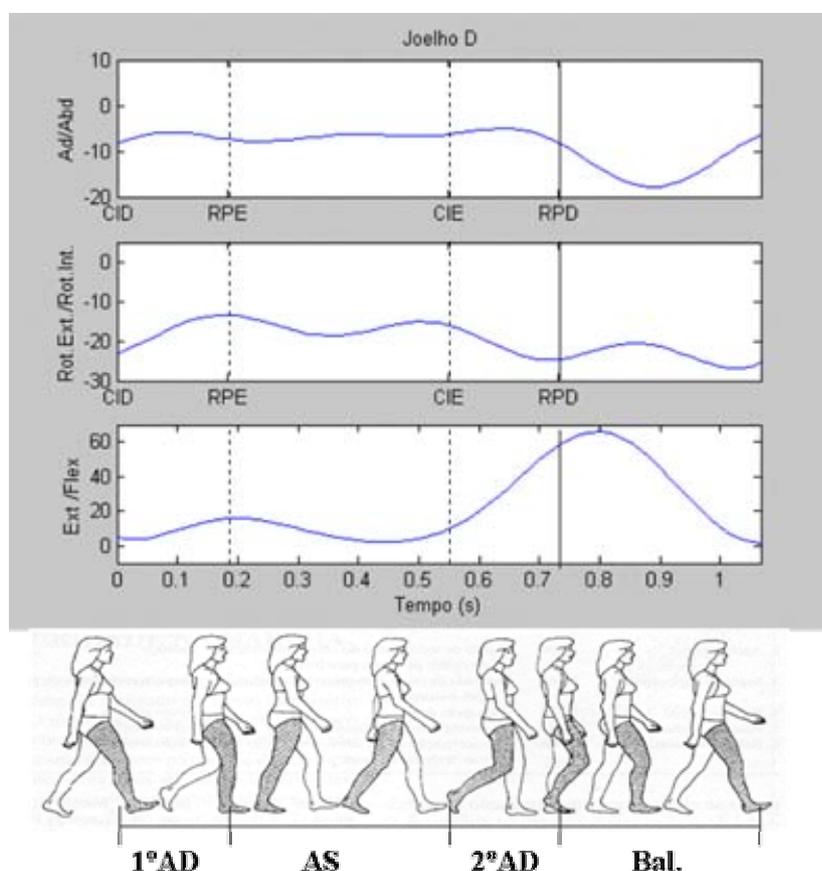


FIGURA 38: Cinemática do joelho D

No primeiro gráfico pode-se notar a manutenção de uma leve adução, ou valgo, durante todo o apoio, no balanço ocorre aumento desta amplitude, chegando à amplitude inicial no final do balanço. Observa-se rotação externa durante todo o ciclo de marcha, a partir do segundo gráfico.

O terceiro gráfico mostra que o CI é feito quase em posição neutra, o que aumenta o comprimento do passo, no 1º AD nota-se leve aumento da flexão para o

amortecimento do impacto com o pé no solo para a manutenção da estabilidade do peso corporal. A posição neutra é atingida no AS. No 2º AD ocorre súbita flexão para preparar o membro inferior para o balanço. No início do balanço o joelho apresenta grande amplitude de flexão para a retirada do pé do solo, posteriormente esta amplitude de flexão diminui progressivamente para a preparação do membro inferior para o próximo CI.

C) Quadril

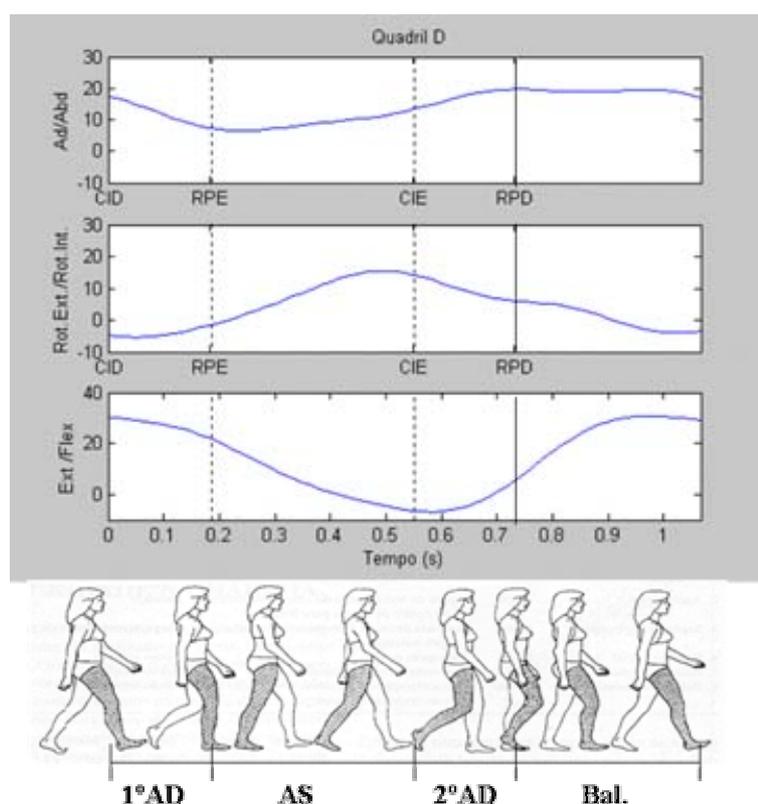


FIGURA 39: Cinemática do quadril D

Pode-se notar no primeiro gráfico que o quadril já apresenta abdução no CI, esta amplitude diminui no 1ºAD e AS devido à transferência de peso e da posição da pelve durante o balanço contralateral. No final do 2º AD e durante o balanço observa-se restabelecimento da amplitude de abdução do CI.

As rotações interna e externa vistas no segundo gráfico sugerem a acomodação do quadril em relação ao movimento da pelve, pois permanecem em leve rotação interna no AS e 2º AD e ocorre inversão do sentido do movimento no 1º AD e no balanço.

O CI é realizado em flexão, o que somado à extensão do joelho promove aumento do comprimento do passo. A amplitude de flexão diminui lentamente durante o 1º AD, para o amortecimento do impacto do pé com o solo e diminui mais rapidamente durante

o apoio simples, onde atinge a posição neutra. Uma leve extensão pode ser observada no 2º DA para preparar o membro inferior para o balanço, o que promove restabelecimento da flexão durante o balanço para o avanço do membro inferior.

D) Cotovelo

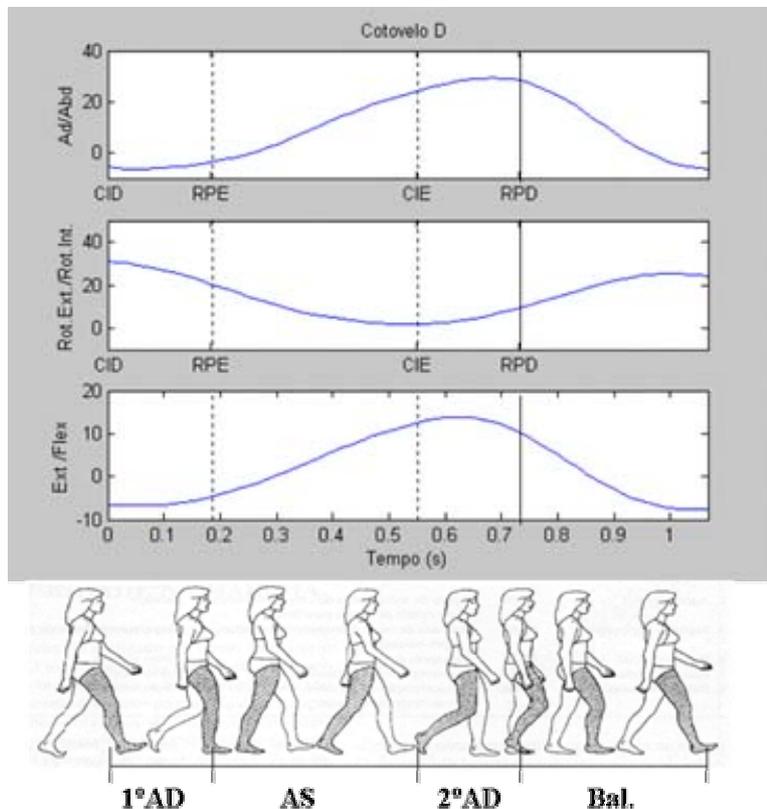


FIGURA 40: Cinemática do cotovelo D

Observa-se no primeiro gráfico que durante o 1º AD o cotovelo apresenta adução, que diminui até a posição neutra no AS, passando a abdução no 2º AD. Durante o balanço a adução é restabelecida.

No segundo gráfico nota-se que o cotovelo apresenta rotação interna, ou pronação, durante o CI e 1º AD, essa amplitude diminui gradativamente e no final do apoio simples e início do 2º AD alcança a posição neutra. Durante o balanço a amplitude de pronação se restabelece.

No CI e 1º AD o cotovelo apresenta leve extensão, no AS passa para posição neutra e vai aumentando a amplitude de flexão, no 2º AD e no balanço diminui a amplitude de flexão, terminando o ciclo em leve extensão.

Vale lembrar que articulação rádio-ulnar não foi considerada nesta análise, já que o modelo de orientação do segmento antebraço não considerou esta articulação.

Observa-se no primeiro gráfico que durante o 1º AD o cotovelo apresenta adução, que diminui até a posição neutra no AS, passando a abdução no 2º AD. Durante o balanço a adução é restabelecida.

E) Ombro

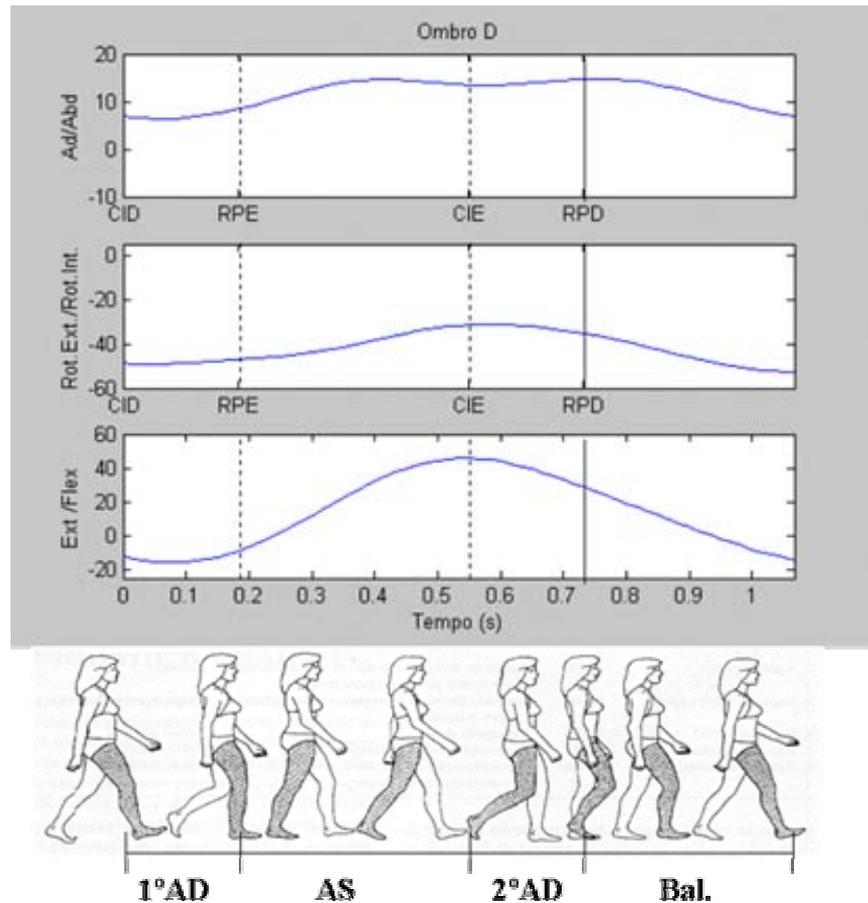


FIGURA 41: Cinemática do Ombro D

O primeiro gráfico mostra leve abdução durante todo o ciclo de marcha, o que se pode notar é que no AS ocorre um pequeno aumento da abdução, provavelmente para que o membro superior não entre em contato com o corpo.

No segundo gráfico observa-se rotação externa durante todo o ciclo, com leve diminuição da amplitude no 2º DA.

No CI e durante todo o 1º DA o ombro apresenta extensão, a amplitude diminui no AS, passando pela posição neutra, alcançando 40º de flexão no final do AS. Durante o 2º DA a amplitude de flexão diminui e no balanço o ombro passa novamente pela posição neutra e termina o ciclo em extensão.

Em relação ao complexo articular do ombro, foi considerada apenas a articulação gleno-umeral para a orientação, as outras articulações deste complexo articular não foram consideradas devido ao modelo de orientação escolhido.

F) Cabeça / Tronco

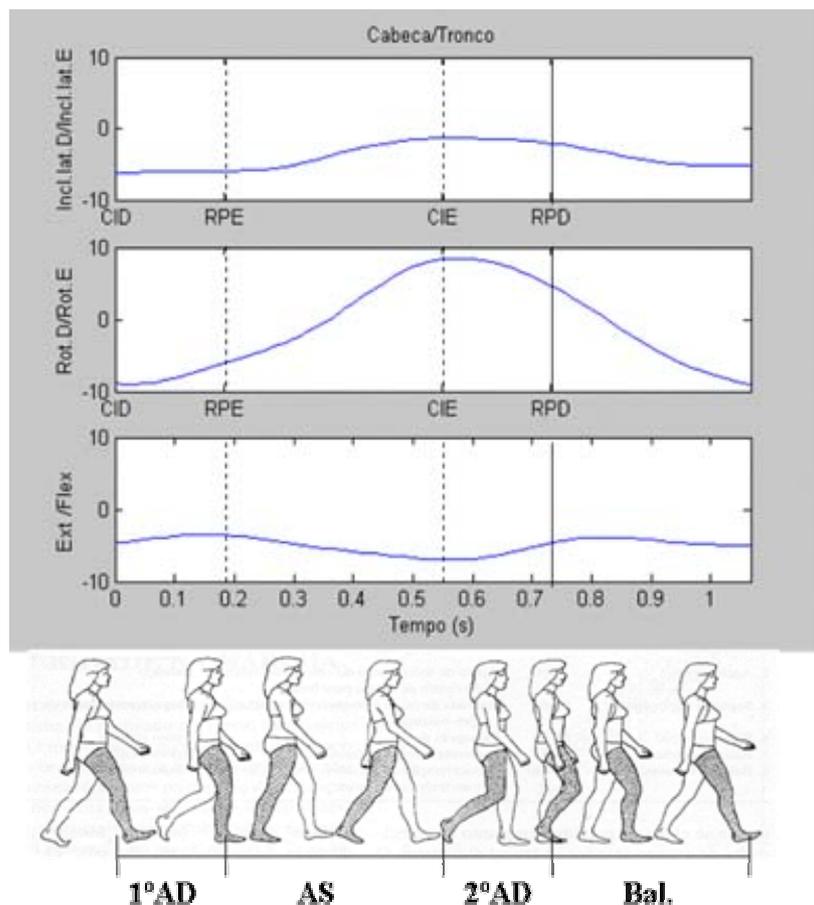


FIGURA 42: Cinemática da cabeça em relação ao tronco

Em relação ao primeiro gráfico, pode-se observar que a cabeça permanece com leve inclinação lateral para a direita durante o 1º DA e início do AS, progressivamente vai

diminuindo esta amplitude e atinge a posição neutra no 2º DA. Durante o balanço aumenta esta amplitude novamente.

A cabeça apresenta rotação para a direita no CI e 1º AD, durante o apoio simples atinge a posição neutra e inicia rotação para a esquerda e com atinge praticamente a mesma amplitude que para a direita, é importante ressaltar que este pico de rotação para a esquerda ocorre no CI do membro inferior esquerdo. No 2º DA diminui a amplitude de rotação para esquerda e durante o balanço atinge a posição neutra e roda para a direita novamente.

Observando o terceiro gráfico, nota-se que a cabeça apresenta leve extensão durante todo o ciclo de marcha.

G) Pelve / Tronco

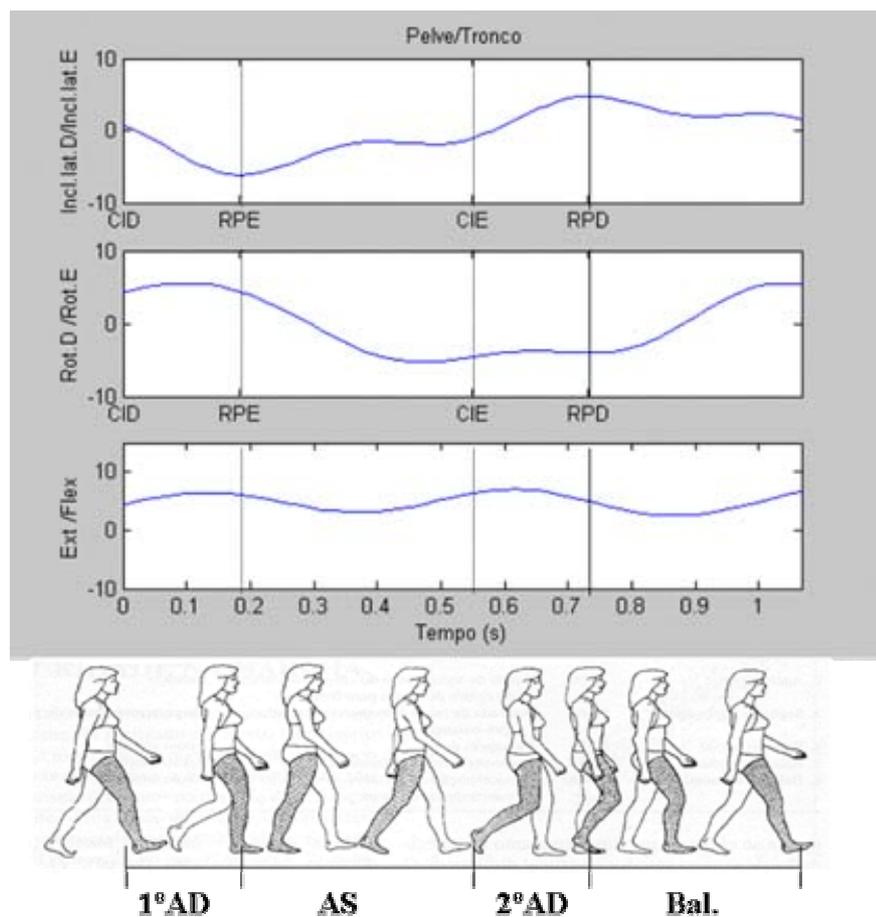


FIGURA 43: Cinemática da pelve em relação ao tronco

O primeiro gráfico mostra que pelve inicia o ciclo em posição neutra. Durante o 1º AD e AS a pelve inclina para a direita, no 2º AD atinge a posição neutra e passa a inclinar para a esquerda, posição que permanece durante o balanço.

No CI e 1º AD, nota-se no segundo gráfico que a pelve roda para a esquerda, no AS atinge a posição neutra, invertendo o sentido do movimento até a metade do balanço, quando restabelece a situação inicial.

A pelve apresenta flexão, ou anteversão, durante todo o ciclo de marcha.

5.2.2.2 Orientação dos segmentos em relação ao sistema de coordenadas do laboratório

Os resultados apresentados anteriormente descreviam a orientação relativa de um segmento em relação a um outro que também apresentava translação e rotação. Também é possível, e algumas vezes mais conveniente, a descrição da orientação de um segmento corporal com respeito a um sistema de coordenadas fixo, denominada orientação absoluta. Por exemplo, a descrição da orientação dos segmentos do esqueleto axial: cabeça, tronco e pelve, é mais clara quando referenciada ao sistema de coordenadas do laboratório.

Desse modo, apresentaremos, a seguir, as variações dos três ângulos de Euler de cada segmento em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. Cabe lembrar que a orientação dos eixos desse sistema de coordenadas é feita de tal forma que, aproximadamente, temos um eixo coincidente com a direção e sentido do movimento da marcha, o segundo coincide com a vertical e o terceiro é ortogonal aos outros dois.

A) Cabeça / Laboratório

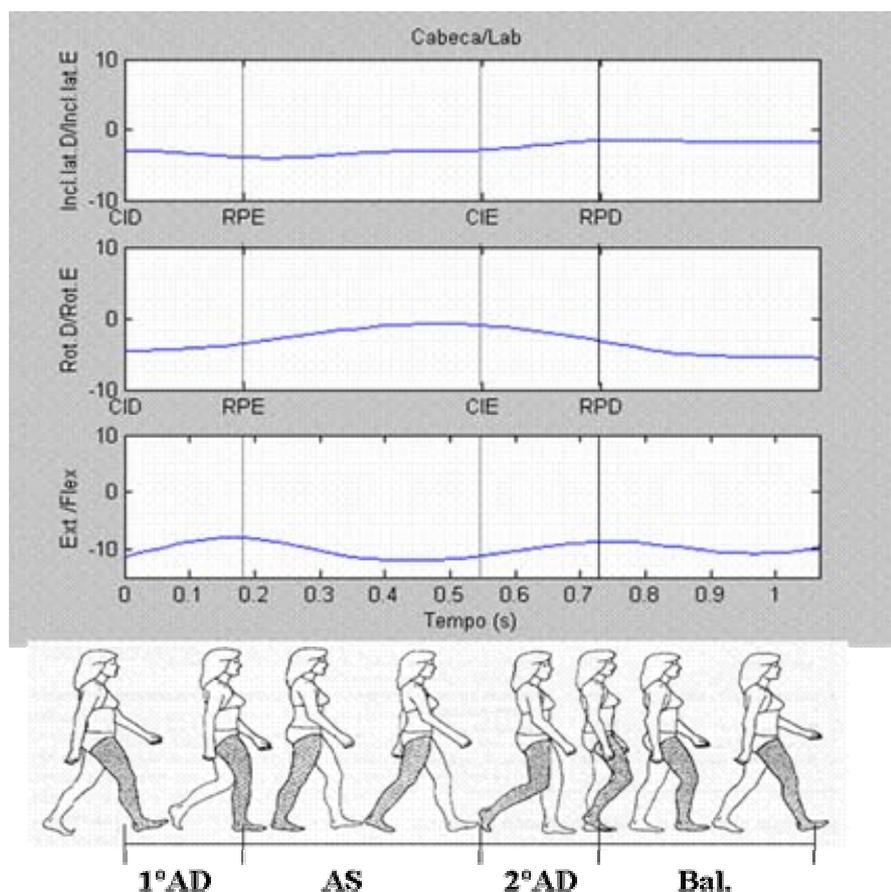


FIGURA 44: cinemática da cabeça em relação ao laboratório

As respostas ativas relativas ao controle do equilíbrio estático e dinâmico são provenientes do labirinto, órgão que se encontra no ouvido interno. Pequenos movimentos da cabeça estimulam este órgão e desta maneira são desencadeados reflexos de ajuste postural, para em geral alinhar a cabeça em relação ao corpo e vice-versa (ROCHA, 1999).

Durante a marcha, a pequena amplitude de movimento na cabeça é necessária para contribuir para a manutenção do equilíbrio. Os movimentos nos planos coronal e transverso apresentam esta referida pequena amplitude.

De acordo com o terceiro gráfico, no plano sagital a cabeça se apresenta em extensão, o que possibilita através da visão, a capacidade para o indivíduo se orientar no espaço durante o movimento.

C) Tronco / Laboratório

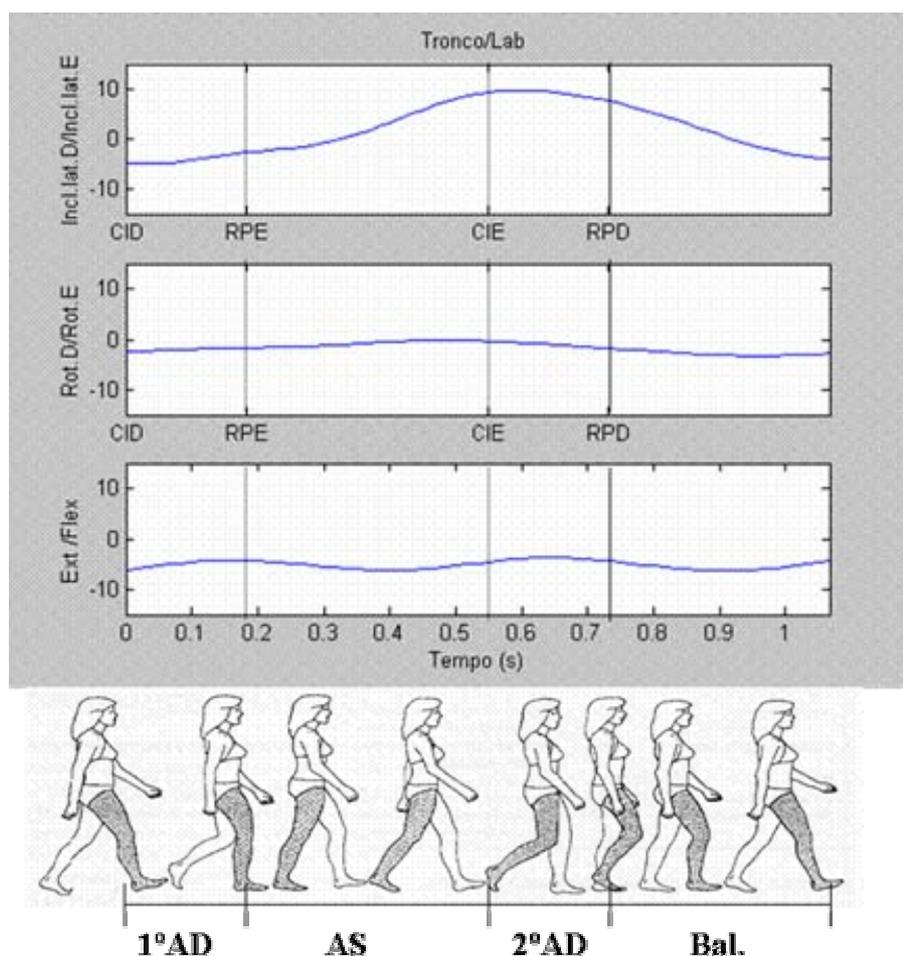


FIGURA 45: cinemática do tronco em relação ao laboratório

Durante a marcha, pode ser observada um padrão de atividade muscular dos extensores da coluna vertebral (WATERS et al., 1973). Este fato é comprovado pelo movimento em extensão do tronco durante todo o ciclo de marcha.

Segundo a literatura, os movimentos nos planos coronal e transverso não apresentam movimentação significativa durante a marcha.

C) Pelve / Laboratório

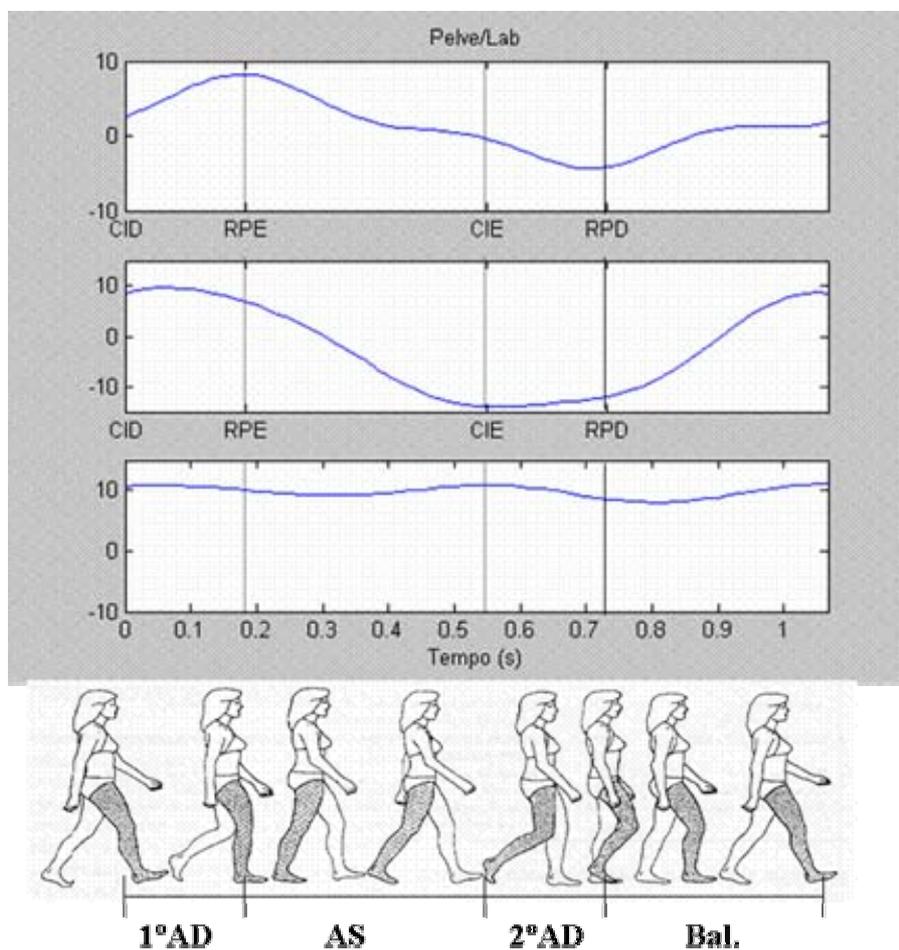


FIGURA 46: Cinemática da pelve em relação ao laboratório

Existe uma postura fisiológica de anteversão da pelve, ou flexão, promovida pela lordose lombar.

No plano transversal e coronal, pode-se notar a rotação e inclinação da pelve sempre contralateral ao membro inferior que está à frente, respectivamente.

D) Tronco, Pelve / Laboratório

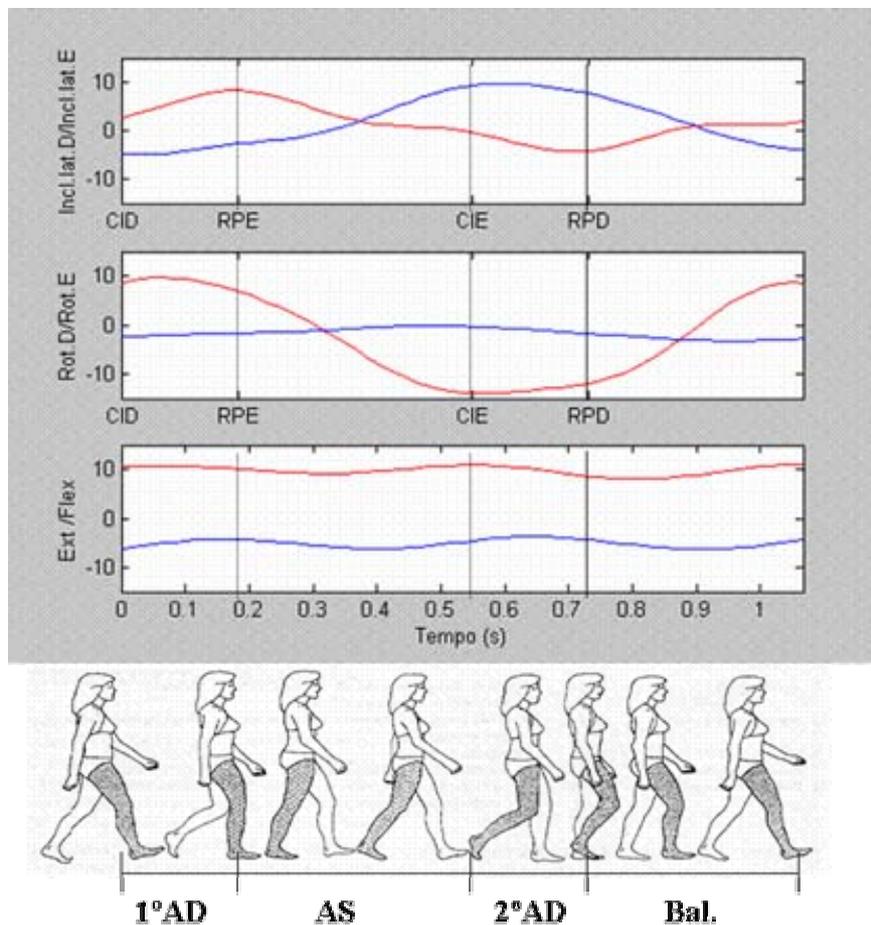


FIGURA 47: Cinemática do tronco (azul) e da pelve (vermelho) em relação ao laboratório

Em azul está representado o movimento do tronco, em vermelho, o movimento da pelve durante a marcha.

É possível observar no plano coronal, que as curvas estão aproximadamente em oposição de fase, isto é, quando há inclinação lateral à esquerda do tronco ocorre inclinação lateral à direita na pelve. Em nomenclatura clínica, este evento é denominado dissociação. No plano transversal também é possível observar este fenômeno, ainda que em menor amplitude.

Pelve e tronco também se movimentam em oposição de fase no plano sagital. Enquanto a pelve permanece em flexão todo o ciclo, o tronco permanece em extensão.

As oposições de fase nas rotações dos segmentos axiais estão associadas à conservação do momento angular total do corpo durante a progressão, diminuindo assim a excursão total do centro de massa do corpo humano durante a marcha, o que torna a marcha mais eficiente, com menor probabilidade de perda do equilíbrio e conseqüente funcionabilidade para o indivíduo.

5.3 Antropometria

Os resultados referentes à antropometria foram comparados de duas formas. A partir da comparação de valores de comprimentos anatômicos e biomecânicos e a partir do cálculo da posição do centro de massa do corpo humano.

Como já explicado na metodologia, foram realizados dois procedimentos experimentais. O primeiro com um indivíduo do sexo masculino e segundo, onde participaram quatro indivíduos do sexo masculino.

5.3.1 Comparação entre os dois métodos de aquisição de comprimentos anatômicos e biomecânicos

Um primeiro experimento foi realizado com um voluntário do sexo masculino, com 1,65m de altura e 60,5Kg de peso que foi submetido à coleta das medidas antropométricas pelo método de aquisição por medidas diretas, método 1 (M1), e por cinemetria, método 2 (M2), no mesmo dia.

Os comprimentos anatômicos obtidos pelos dois métodos foram comparados entre si e por análise de regressão linear, concluiu-se que ambos avaliam igualmente, já que o coeficiente angular igual 1.03, ale da medida de ajuste dos dados, $R^2 = 0.99$.

Outra forma de comparação dos resultados obtidos pelos dois métodos, é a partir do cálculo dos parâmetros inerciais, que fornece a massa de cada segmento corporal e conseqüentemente, sua somatória estima a massa total do corpo do indivíduo.

O valor da massa total do indivíduo obtida por pesagem foi de 60.5 Kg. Utilizando os valores de comprimento anatômico obtidos pelo método de aquisição por medidas diretas, a massa total calculada foi de 58.424 Kg, ou seja, um erro de 3.4% em relação à massa total do indivíduo obtida por pesagem. A massa total calculada com os valores obtidos pelo método de aquisição por cinemetria (M2) foi de 58.548 Kg, portanto um erro

relativo de 3.2%. Pelo método proposto por ZATSIORSKY, método 1 (M1), é considerado um erro relativo da ordem de 5% em relação à somatória das massas do indivíduo.

Um segundo experimento foi procedido da mesma forma, porém com um número maior de voluntários. Foram coletados os dados referidos no experimento anterior, de quatro indivíduos do sexo masculino, além da obtenção das medidas de comprimento biomecânico de duas formas: a) utilizando as equações de ZATSIORSKY expostas no capítulo Metodologia, a partir das medidas de comprimento anatômico obtidas por medição direta (M1-medidas diretas), b) por cinemetria, a partir de valores de comprimento biomecânico obtidos diretamente pelos modelos utilizados para a análise cinemática (M2-Cinemetria).

A fim de comparar os resultados dos valores dos comprimentos anatômicos e biomecânicos obtidos com os dois métodos foram coletados os dados de quatro indivíduos do sexo masculino, conforme descrito na metodologia.

Na Fig. 48, estão representados os boxplots das diferenças entre as medidas obtidas nos dois métodos (M2-M1), para os quatro sujeitos analisados. Cada boxplot apresenta a distribuição das diferenças entre as medidas nos dois métodos, para cada um dos comprimentos anatômicos. A região chanfrada mostra os intervalos de confiança para 95% da distribuição. Na Fig. 49, o mesmo é feito para os comprimentos biomecânicos.

Como o valor zero pertence ao intervalo de confiança, pode-se dizer que os métodos são equivalentes na medição do comprimento biomecânico. Não obstante, percebe-se uma discreta tendência (bias), da ordem de 1 centímetro, que os valores obtidos pela Cinemetria sejam maiores que o método de medição direta.

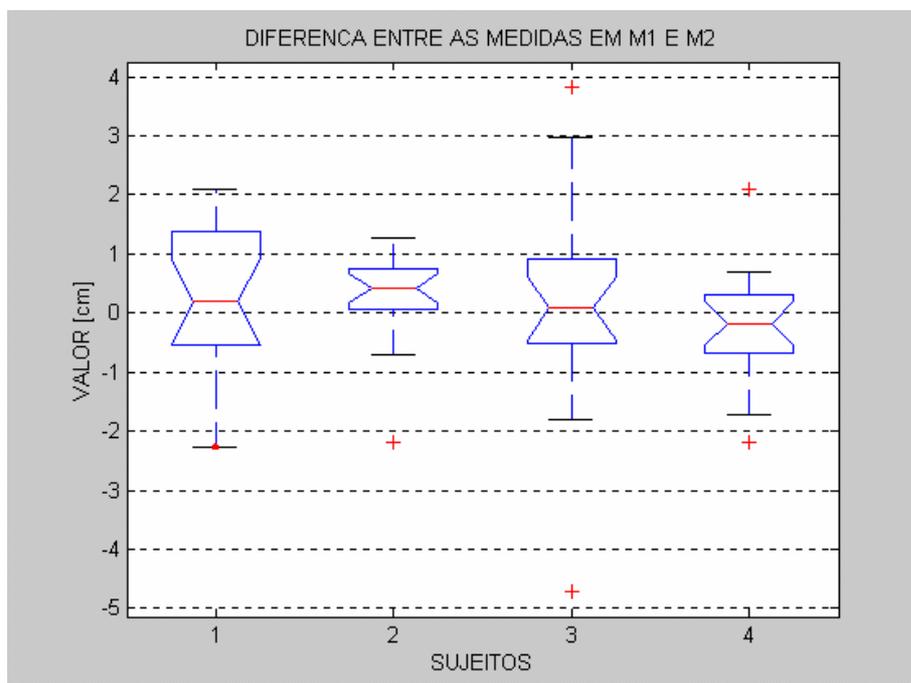


FIGURA 48: Boxplot das diferenças entre as medidas de comprimento anatômico obtidas por medição direta (M1) e por cinemetria (M2).

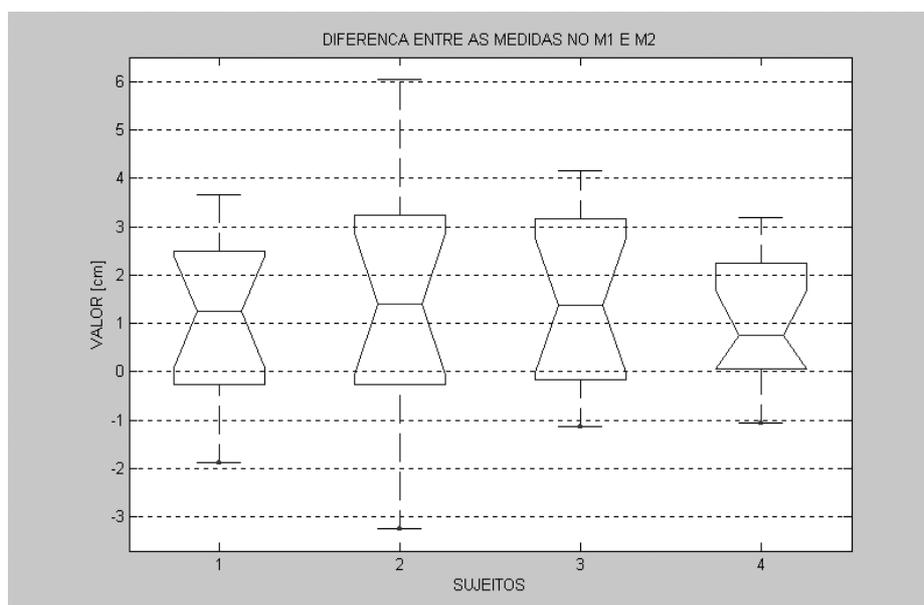


FIGURA 49 : Boxplot das diferenças entre as medidas de comprimento biomecânico obtidas por medição direta (M1) e por cinemetria (M2).

O valor da massa total do indivíduo, calculada a partir de valores de comprimento anatômico e biomecânico obtidos pelos dois métodos e a massa obtida por pesagem,

puderam ser comparadas entre si. A tabela 2 mostra os valores dessa comparação e o erro relativo à pesagem, nos quatro indivíduos analisados:

- a) a massa obtida por pesagem;
- b) a massa calculada a partir da equação proposta por ZATSIORSKY, já citada no capítulo metodologia, utilizando os valores de comprimento anatômico obtidos por medição direta;
- c) a massa calculada utilizando os valores de comprimento biomecânico obtidos por cinemetria.

TABELA 2: VALORES DE MASSA TOTAL DO INDIVÍDUO

Indivíduo	Pesagem (Kg)	Medidas diretas	Erro (m.diretas/ pesagem)	Cinemetria (Kg)	Erro (cinemetria/ pesagem)
I	56.9	56.222€	1.1905	57.2010	0.5290
II	66.2	66.3122	0.1695	68.8249	3.9651
III	69.5	68.2801	1.7553	71.0633	2.2494
IV	61.8	59.8541	3.1487	61.2552	0.8816

FONTE: Valores calculados pela autora.

A análise integrada, para a aquisição de parâmetros antropométricos e cinemáticos, fica otimizada, já que é possível a obtenção desses valores numa mesma coleta de dados, em apenas um frame.

5.3.2 Cálculo da posição do centro de massa na situação estática

O cálculo da posição do centro de massa na situação estática, referente aos quatro indivíduos analisados foram obtidos utilizando os dados de comprimento biomecânico obtidos por cinemetria. Na Tabela 3 estão relacionadas as posições do centro de massa em cada um dos três eixos, referente ao sistema de referência do laboratório.

TABELA 3: POSIÇÃO DO CENTRO DE MASSA DO INDIVÍDUO EM SITUAÇÃO ESTÁTICA

Eixos	I	II	III	IV
I (longitudinal)	91.5769	103.1359	101.1971	93.2253
J (sagital)	120.1936	135.5826	157.3262	158.3087
K (transverso)	49.5730	60.6054	50.4918	55.3980

FONTE: Valores calculados pela autora.

A informação da posição do centro de massa do indivíduo associada às informações de localização dos marcadores promove visualização real do centro de massa do indivíduo. A interpretação dos resultados, proporciona a análise da situação de equilíbrio do indivíduo.

Segundo PERRY (1992), em ortostatismo (situação estática) o centro de massa do corpo humano no eixo *i* se localiza aproximadamente na quarta vértebra lombar. Esta posição pode ser estimada a partir das espinhas ilíacas póstero-superiores, pois segundo Field (1997), é sabido que a quinta vértebra lombar está imediatamente acima do nível destas espinhas.

A Tabela 4 mostra os valores de distância entre as espinhas ilíacas póstero-superiores e o chão dos quatro indivíduos analisados.

TABELA 4: COMPARAÇÃO ENTRE A POSIÇÃO DO CM E A POSIÇÃO DA ESPINHA ILÍACA PÓSTERO-SUPERIOR

<u>Indivíduos</u>	Posição do CM no eixo I (cm)	Distância entre o ponto médio entre as EIPS e o chão (cm)	Diferença entre EIPS e CM (cm)
I	91.5769	85.9802	5.5928
II	103.1359	98.5914	4.5419
III	101.1971	98.0017	3.1932
IV	93.2253	87.9433	5.2848

FONTE: Valores calculados pela autora.

O valor de variação da distância entre a posição do CM no eixo vertical e a distância entre a EIPS e o chão encontrado tem como variável o comprimento de uma vértebra, associado às variações posturais que cada indivíduo apresenta, o que determina maior ou menor distância em relação à curvatura da região lombar. Portanto, pela anatomia humana, pode-se inferir que o valor encontrado relativo ao eixo *i* é satisfatório no que diz respeito ao equilíbrio estático dos indivíduos, pois a diferença encontrada varia de 3.19 a 5.59 cm, valor que pode ser inferido como distância correspondente à quarta vértebra lombar, concordando com PERRY.

Neste caso, encontramos uma situação de manutenção do equilíbrio estático na posição ortostática, afinal, os indivíduos analisados não possuem nenhuma patologia associada.

CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO

A complexidade do movimento humano, em especial da marcha, desperta o interesse da pesquisa de metodologias que atendam às expectativas de descobrir o que realmente ocorre no sistema músculo-esquelético. O grande número de variáveis, em função das características específicas de cada segmento corporal, implica em limitações nos sistemas de análise de movimento atualmente existentes.

Apesar das dificuldades para a determinação de modelos integrados para todo o corpo, foi proposto no trabalho, a definição de um protocolo unificado que permitisse a coleta de dados para cinemetria e antropometria, concomitantemente. O objetivo proposto pelo protocolo foi atingido, ainda que com algumas limitações. A segmentação e posterior orientação do corpo humano levou em consideração a compatibilidade entre modelos antropométricos e cinemáticos e com isso optou-se pela segmentação respeitando as principais articulações corporais.

A condição de possibilitar uma análise envolvendo o corpo todo durante a marcha em velocidade escolhida como natural pelo indivíduo analisado, impõe a necessidade de um enquadramento de um volume relativamente grande. A decisão de analisar a marcha sem a imposição de uma velocidade específica, o que seria inevitável com a utilização da esteira, se deu pensando em possibilitar o uso da metodologia proposta também em indivíduos com distúrbios do movimento, pois a imposição de uma velocidade constante pode alterar o padrão de marcha destes pacientes.

Dessa forma, o enquadramento de um volume relativamente grande exigiria, como na maioria dos sistemas comerciais de análise de movimento, que os marcadores tivessem seus diâmetros aumentados, porém vale lembrar que eles pretendem representar acidentes ósseos e por isso quanto maiores forem, menor representatividade promoverão. Além disso, alguns modelos de orientação dos segmentos corporais utilizam acidentes ósseos relativamente próximos, com isso, quanto maior o marcador, pior seria sua identificação na seqüência de imagens.

Este problema pôde ser resolvido com a utilização do sistema de marcas técnicas, que possibilitou a coleta de dados durante a marcha com um menor número de marcadores. Além disso, após vários testes de enquadramento, também foi possível utilizar marcadores com diâmetro menor em relação aos marcadores utilizados nos sistemas usuais de análise de movimento, permitido assim a identificação de pontos anatômicos mais próximos da sua posição real.

A proposta de coleta dos parâmetros antropométricos por cinemetria foi atingida pela equivalência entre os métodos exposta no trabalho, conforme demonstrado no capítulo Resultados. A coincidência entre pontos anatômicos utilizados para antropometria e cinemetria diminui o número de marcadores que devem ser adicionados para a coleta de dados antropométricos na tomada estática.

O desenvolvimento dessa metodologia de aquisição de parâmetros antropométricos por videogrametria otimizou a coleta de dados. A aquisição de parâmetros antropométricos por medidas diretas é bastante desgastante para indivíduos com distúrbios neurológicos, pois é necessário que eles permaneçam numa mesma posição durante toda a coleta de dados, e é da mesma forma desgastante para o examinador, pois leva tempo e pode se tornar impreciso com facilidade, sendo necessária por muitas vezes, a repetição dos procedimentos.

Assim, com a aquisição de parâmetros antropométricos por videogrametria, foram excluídas todas as dificuldades citadas anteriormente, pois a instrumentação do indivíduo seria mesmo feita para a aquisição de parâmetros cinemáticos, o que diminui o tempo gasto na coleta de dados antropométricos, além de proporcionar uma maior precisão, já que depende exclusivamente da colocação dos marcadores.

A metodologia desenvolvida possibilita a orientação dos segmentos corporais com os respectivos parâmetros inerciais o que proporciona uma análise de forma mais completa, pois associa os parâmetros inerciais com a cinemática.

Houve também uma preocupação na padronização da forma de apresentação dos resultados, com o objetivo de intercambiar dados e com isso propiciar a comparatividade entre os resultados obtidos por outros sistemas de análise de movimento.

O sistema Dvideow (BARROS, 1999) é baseado em registros estereoscópicos de vídeo e suas projeções em imagens, portanto permite que a análise também possa ter seu enfoque qualitativo. Sendo assim, as limitações dos modelos de orientação dos

segmentos existem e se tornam ainda mais importantes quando se deparam com deformidades ósseas, neste caso, para a utilização clínica das informações obtidas é fundamental a complementação dos dados tridimensionais com uma análise visual, de forma qualitativa, que pode ser feita por uma imagem em vídeo. Em sistemas de análise de movimento que utilizam os registros por câmeras de infravermelho, a análise visual é feita a partir de um novo registro, em vídeo, porém o ciclo de marcha analisado tridimensionalmente não é o mesmo que o registrado em vídeo, logo, a complementação das informações não corresponde exatamente à mesma seqüência de movimentos.

Com a utilização do sistema Dvideow se tem a imagem do mesmo ciclo de marcha analisado de forma quantitativa, o que enriquece a interpretação clínica, pois por análise visual, pode ser feita a complementação qualitativa sobre a interpretação dos mesmos resultados quantitativos obtidos.

Outra vantagem da metodologia utilizada foi a descrição tridimensional da cinemática dos membros superiores, tronco e cabeça durante a marcha. A literatura atualmente existente sobre o assunto é ainda incipiente, o que dificulta estudos aplicados às patologias motoras que comprometem os membros superiores e conseqüentemente alteram seu padrão de marcha.

Não foi proposta deste trabalho validar o protocolo desenvolvido e sim compará-los com a literatura disponível. É interessante que outros estudos utilizem esta metodologia, diminuindo as limitações do modelo e aplicando-a em um grupo maior de indivíduos, saudáveis ou com distúrbios motores.

Portanto, este trabalho desenvolveu um protocolo para análise de marcha que integra a aquisição de parâmetros cinemáticos e antropométricos do corpo todo do indivíduo com resultados compatíveis com a literatura, empregando um sistema de análise de movimento de baixo custo, o que viabiliza o emprego desta metodologia e conseqüentemente o estudo mais específico dos movimentos normais ou patológicos durante a marcha.

APÊNDICE

Para o maior entendimento da modelagem dos segmentos corporais utilizada neste estudo, alguns conceitos básicos retirados de Boulos, P., Camargo, I.(1987) serão mencionados.

VETOR

Vetor é definido como um segmento orientado, é um par ordenado (A,B) de pontos do espaço. A é dito origem, B extremidade.

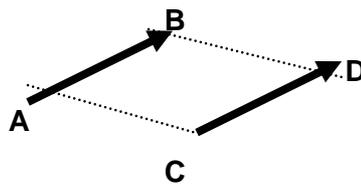


Segmentos orientados (A, B) e (C, D) têm o mesmo comprimento se os segmentos geométricos AB e CD têm o mesmo comprimento.

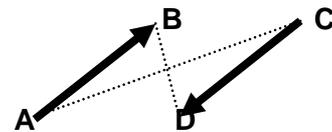
(A, B) e (C, D) , não nulos, têm a mesma direção se $AB \parallel CD$.



(A, B) e (C, D) , de mesma direção, têm o mesmo sentido caso os segmentos AC e BD tenham intersecção vazia. Caso contrário têm sentidos opostos.

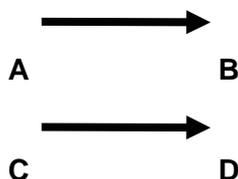


mesmo sentido



sentido contrário

Os segmentos orientados (A, B) e (C, D) são equípolentes, e indica-se $(A, B) \sim (C, D)$, se ambos forem nulos ou se nenhum for nulo e tiverem o mesmo comprimento, a mesma direção e o mesmo sentido.



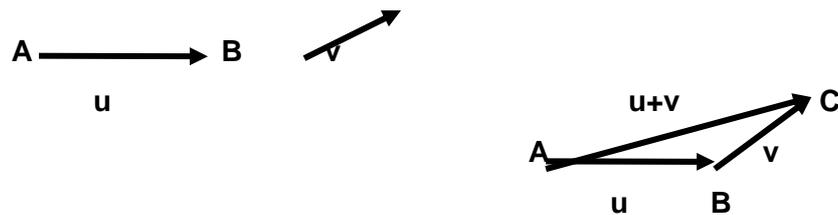
Denomina-se classe de eqüipolência de (A,B) ao conjunto de todos os segmentos orientados que são eqüipolentes a (A,B) . Dessa forma, pode-se conceituar vetor como uma classe de eqüipolência de segmentos orientados de E^3 .

Norma (ou módulo, ou comprimento) de um vetor é o comprimento de qualquer de um de seus representantes. $\|x\|$

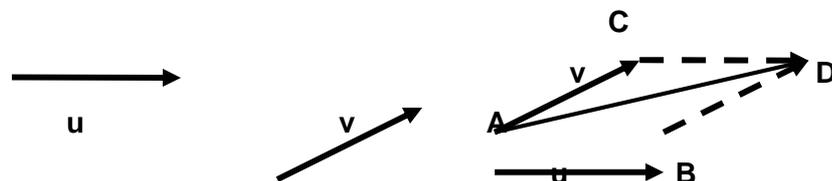
OPERAÇÕES MATEMÁTICAS

As operações matemáticas com vetores utilizadas na modelagem dos segmentos foram a adição, a multiplicação de número real por vetor e a soma de ponto com vetor.

A adição é a operação em V^3 que a cada par de vetores u e v fará corresponder o vetor soma $u + v$. Considerando um representante qualquer (A, B) (segmento orientado) do vetor u e o representante do vetor v que tem origem em B e extremidade em C . Fica assim determinado o segmento orientado (A, C) . Por definição, o vetor AC , cujo representante é o segmento orientado (A, C) , é o vetor soma de u com v .



Outra forma de adicionar vetores é pela regra do paralelogramo, onde a partir de representantes de u e v com a mesma origem A ((A,B) e (A,C)) é construído o paralelogramo $ABCD$ e assim o representante do vetor $u + v$ é o segmento orientado (A,D) .



Propriedades da adição:

- Associativa: $(u + v) + w = u + (v + w)$, $u, \forall, w \in V^3$
- Comutativa: $u + v = v + u$
- Elemento neutro: $u + 0 = u$, $\forall u \in V^3$
- Elemento oposto: $u + (-u) = 0$

A multiplicação por escalar é a operação em V^3 , onde a cada número real α e a cada vetor \mathbf{v} está associado um vetor indicado por $\alpha\mathbf{v}$ tal que:

Se $\alpha = 0$ ou $\mathbf{v} = 0$, então $\alpha\mathbf{v} = 0$.

Se $\alpha \neq 0$ e $\mathbf{v} \neq 0$, então $\alpha\mathbf{v}$ é caracterizado por:

a) $\alpha\mathbf{v} \parallel \mathbf{v}$

b) $\alpha\mathbf{v}$ e \mathbf{v} tem o mesmo sentido se $\alpha > 0$ e sentido contrário se $\alpha < 0$

c) $\|\alpha\mathbf{v}\| = |\alpha| \|\mathbf{v}\|$.

Propriedades da multiplicação por escalar:

- $\alpha(\mathbf{u} + \mathbf{v}) = \alpha\mathbf{u} + \alpha\mathbf{v}, \forall \alpha \in \mathbb{R}, \forall \mathbf{u}, \mathbf{v} \in V^3$
- $(\alpha + \beta)\mathbf{v} = \alpha\mathbf{v} + \beta\mathbf{v}, \forall \alpha, \beta \in \mathbb{R}, \forall \mathbf{v} \in V^3$
- $1\mathbf{v} = \mathbf{v}, \forall \mathbf{v} \in V^3$
- $\alpha(\beta\mathbf{v}) = (\alpha\beta)\mathbf{v} = \beta(\alpha\mathbf{v}), \forall \alpha, \beta \in \mathbb{R}, \forall \mathbf{v} \in V^3$

A soma de ponto com vetor segue o conceito de que dado um ponto P e um vetor \mathbf{v} , existe um único segmento orientado (P,Q) representante de \mathbf{v} . Portanto, a cada ponto $P \in E^3$ e a cada vetor $\mathbf{v} \in V^3$ está associado um único ponto Q de E^3 .

$$P \in E^3, \mathbf{v} \in V^3: P + \mathbf{v} = Q \leftrightarrow PQ = \mathbf{v}$$



DEPENDÊNCIA E INDEPENDÊNCIA LINEAR

No tratamento vetorial o conceito de dependência e independência linear é de extrema importância. Este conceito será descrito de duas formas, pela conceituação geométrica e pela caracterização algébrica.

A) Conceituação geométrica

1- Uma seqüência (\mathbf{v}) de um único vetor \mathbf{v} e V^3 é linearmente dependente (LD) se $\mathbf{v} = 0$. Se $\mathbf{v} \neq 0$, a seqüência (\mathbf{v}) é linearmente independente (LI).

2- Uma seqüência (\mathbf{u}, \mathbf{v}) de vetores de V^3 é (LD) se \mathbf{u} e \mathbf{v} são paralelos a uma mesma reta. Caso contrário, são (LI).

3- Uma seqüência $(\mathbf{u}, \mathbf{v}, \mathbf{w})$ de vetores de V^3 é (LD) se \mathbf{u}, \mathbf{v} e \mathbf{w} forem paralelos a um mesmo plano. Caso contrário, são (LI).

B) Caracterização algébrica

Sejam $\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_n$ vetores de V^3 ($n \geq 1$) e $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n$ números reais. Chama-se combinação linear dos vetores ao vetor: $u = \alpha_1 \mathbf{v}_1 + \alpha_2 \mathbf{v}_2 + \dots + \alpha_n \mathbf{v}_n$

Uma seqüência $(\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_n)$ ($n \geq 2$) é LD se e somente se algum vetor da seqüência for gerado pelos demais

Uma seqüência $(\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_n)$ de vetores de V^3 é LD se e somente se existirem escalares $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n$ não todos nulos tais que $\alpha_1 \mathbf{v}_1 + \alpha_2 \mathbf{v}_2 + \dots + \alpha_n \mathbf{v}_n = 0$

Ex: Seja a seqüência $(\mathbf{v}, -\mathbf{v})$, é LD pois $1 \cdot \mathbf{v} + 1 \cdot (-\mathbf{v}) = 0$

BASE

Denomina-se uma base V^3 , qualquer tripla ordenada $E = (\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3)$ linearmente independente de vetores V^3 , assim todo o vetor de V^3 é gerado por $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$, isto é, para todo vetor v que pertence a V^3 , existem escalares a_1, a_2, a_3 tais que o vetor $v = a_1 \mathbf{e}_1 + a_2 \mathbf{e}_2 + a_3 \mathbf{e}_3$.

$$\vec{V} = (\vec{a}_1, \vec{a}_2, \vec{a}_3)_E$$

Todas as bases foram construídas respeitando os princípios de ortogonalidade e ortonormalidade.

Ortogonalidade: dois vetores são ortogonais se um deles é nulo ou caso contrário, admitem representantes perpendiculares (Boulos, P., Camargo, I., 1987).

Ortonormalidade: Uma base $E = (\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3)$ é ortonormal se os vetores $\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$ são unitários e dois a dois ortogonais (Boulos, P., Camargo, I., 1987).

ÂNGULO ENTRE VETORES

Sejam $\mathbf{u} = (x_1, y_1, z_1)$ e $\mathbf{v} = (x_2, y_2, z_2)$ vetores não nulos. E θ a medida em radianos do ângulo tal que $0 \leq \theta \leq \pi$.

$$\| \text{OP} \|^2 = \| \mathbf{u} \|^2 + \| \mathbf{v} \|^2 - 2 \| \mathbf{u} \| \| \mathbf{v} \|$$

$$\tilde{u} \cdot \mathbf{v} = \| \mathbf{u} \| \| \mathbf{v} \| \cos \theta = x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2$$

$$\begin{aligned}\vec{f}_1 &= a_{11}\vec{e}_1 + a_{21}\vec{e}_2 + a_{31}\vec{e}_3 \\ \vec{f}_2 &= a_{12}\vec{e}_1 + a_{22}\vec{e}_2 + a_{32}\vec{e}_3 \\ \vec{f}_3 &= a_{13}\vec{e}_1 + a_{23}\vec{e}_2 + a_{33}\vec{e}_3\end{aligned}$$

MUDANÇA DE BASE

Mudança de base: tem-se uma base $E = (e_1, e_2, e_3)$ e deseja-se referir os vetores da base E à base $F = (f_1, f_2, f_3)$. Expressando de modo único cada elemento de F em termos da base E (onde a_{ij} são números reais):

Dado:

$$\begin{aligned}\vec{v} &= x_1\vec{e}_1 + x_2\vec{e}_2 + x_3\vec{e}_3 = (x_1, x_2, x_3)_E \\ \vec{v} &= y_1\vec{f}_1 + y_2\vec{f}_2 + y_3\vec{f}_3 = (y_1, y_2, y_3)_F\end{aligned}$$

Substituindo a primeira equação na segunda:

$$\begin{array}{c} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} \\ \mathbf{E} \end{array} = \begin{array}{c} \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \\ \mathbf{M} \end{array} \begin{array}{c} \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \end{bmatrix} \\ \mathbf{F} \end{array}$$

Assim foi realizada uma mudança de base de E para F através da matriz de mudança de base M :

$$F \xrightarrow{M} E$$

Como o determinante de M é diferente de zero, existe a matriz inversa de M , que será necessária para referir um vetor da base F na base E :

$$M^{-1} \begin{bmatrix} \quad \\ \quad \\ \quad \end{bmatrix}_E = \begin{bmatrix} \quad \\ \quad \\ \quad \end{bmatrix}_F$$

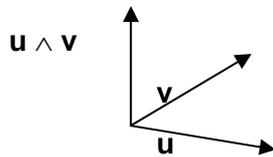
Sejam E e F bases de V^3 . A base E terá a mesma orientação da base F se a matriz de mudança de E para F tiver determinante positivo.

PRODUTO VETORIAL

Fixemos uma orientação em V^3 . Dados \mathbf{u} e \mathbf{v} , o produto vetorial $\mathbf{u} \wedge \mathbf{v}$ é:

- i) Se \mathbf{u} e \mathbf{v} são LD, $\mathbf{u} \wedge \mathbf{v} = \mathbf{0}$
- ii) Se \mathbf{u} e \mathbf{v} são LI, será o vetor com as seguintes características:
 - a) $\|\mathbf{u} \wedge \mathbf{v}\|$ é igual a área do paralelogramo definido por \mathbf{u} e \mathbf{v} , isto é, $\|\mathbf{u} \wedge \mathbf{v}\| = \|\mathbf{u}\| \|\mathbf{v}\| \sin \theta$
 - b) $\mathbf{u} \wedge \mathbf{v}$ é ortogonal a \mathbf{u} e a \mathbf{v}
 - c) $(\mathbf{u}, \mathbf{v}, \mathbf{u} \wedge \mathbf{v})$ é base positiva de V^3

$$\mathbf{u} \wedge \mathbf{v} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} y_1 & z_1 \\ y_2 & z_2 \end{vmatrix} \mathbf{i} + \begin{vmatrix} z_1 & x_1 \\ z_2 & x_2 \end{vmatrix} \mathbf{j} + \begin{vmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \end{vmatrix} \mathbf{k}$$



4.1.5.3 Mudança do sistema de coordenadas do Laboratório

A orientação dos segmentos corporais, como foi discutido no decorrer do trabalho, seguiu a referência bibliográfica de Chao (1980). Pôde ser observado que para possibilitar o cálculo de ângulos articulares de acordo com este autor, foi necessário outra orientação para o sistema cartesiano dos segmentos corporais e desse modo os segmentos corporais foram orientados seguindo os requisitos impostos.

Portanto, para que a orientação do sistema cartesiano dos segmentos corporais coincida com a orientação do sistema cartesiano do laboratório foi necessária a aplicação

de uma rotação no sistema de coordenadas do laboratório. Não foi necessária nenhuma translação, já que a origem do sistema continuou a mesma.

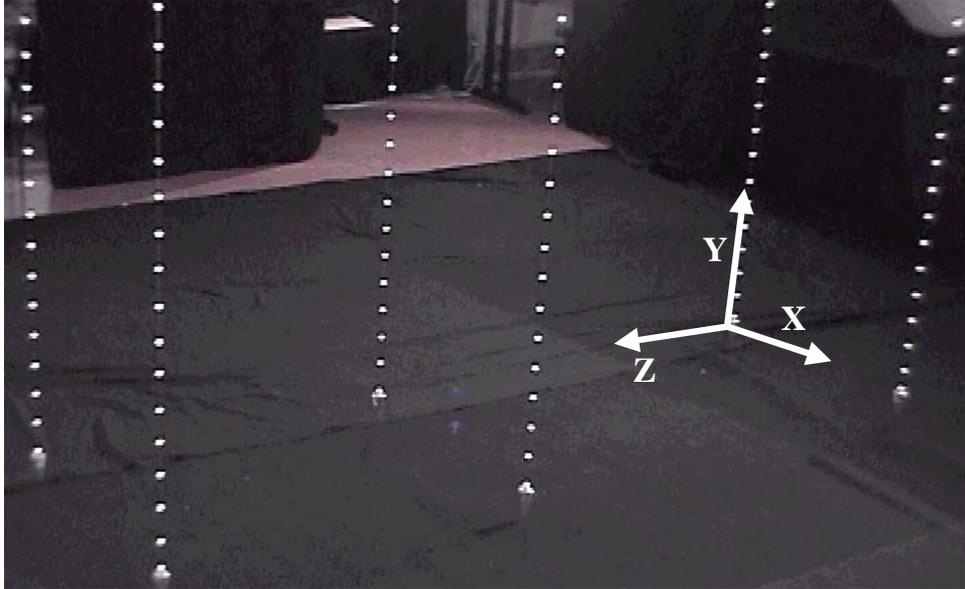


Figura 17: sistema de coordenadas do LIB.

Para escrever a matriz de rotação, usando três parâmetros, que são os ângulos de Euler, têm-se dois sistemas cartesianos ortogonais de mesma origem $O(x, y, z)$ e $O(X, Y, Z)$, diretamente congruentes, ambos sinistrógenos. Está indicado com x_1 a intersecção dos planos xy e XY (linha de nodos), x_1 está orientado arbitrariamente e considerando $y_1 \perp x_1$ e $y_1 \in \text{plano}(X, Y)$. A orientação de y_1 é aquela em que o ângulo $\varphi = \pi/2$, no mesmo sentido de XY .

As rotações realizadas no sistema de coordenadas do LIB foram:

a) $O(x, y, z)$ a $O(x_1, y_1, z)$, rotações em torno do eixo z e o ângulo φ como $\pi/2$:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\text{sen } \varphi & 0 \\ \text{sen } \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z \end{bmatrix}$$

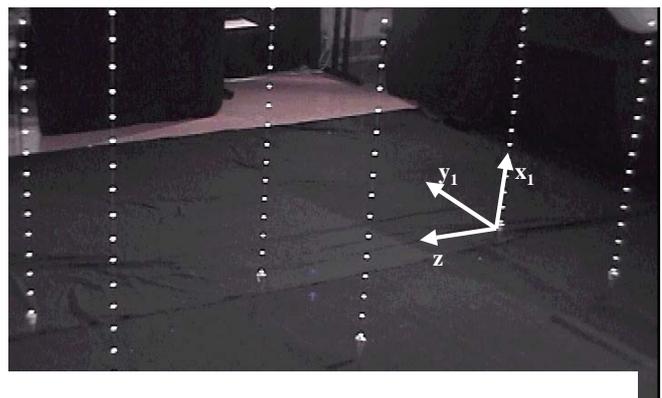


Figura 18: 1ª rotação

b) $O(x y z)$ a $O(x y_1 z_1)$, rotações em torno do o eixo x como fixo e o ângulo φ como $\pi/2$:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & -\text{sen } \varphi \\ 0 & \text{sen } \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix}$$

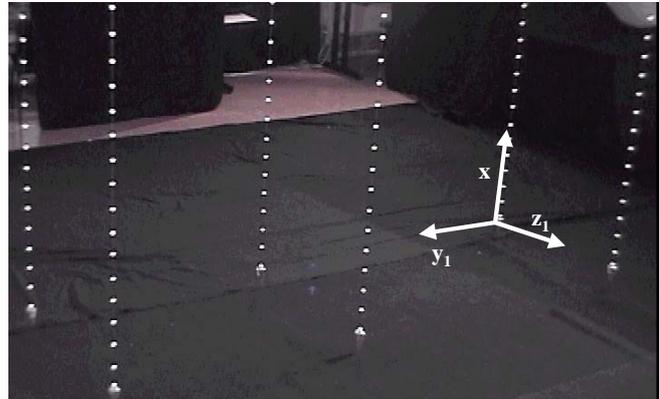


Figura 19: 2ª rotação

Após estas rotações o sistema cartesiano ortogonal de coordenadas do laboratório, passa a ter a mesma orientação dos segmentos corporais, onde $O(x, y, z)$ corresponde nas bases de cada segmento a $O(i, j, k)$.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADBEL-AZIZ, Y. I., KARARA, H. M.: **Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates**. Proc. ASP/UI Symp. On Close-Range Photogrammetry. Urbana, Illinois, 1971.

ALONSO, Marcelo & FINN, Edward. J.: **Física: um curso universitário**. São Paulo: Edgard Blücher, pp. 280, .1972.

BACA, A: Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values. **J. Biomechanics**, vol. 29. n. 4, pp. 563–567. 1996.

BARROS, R. M. L., BREZIKOFER, R., LEITE, N. J., FIGUEROA, P. J.: Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, vol. 15, n. 1-2, 79-86, 1999.

BELL, A. L., PEDERSEN,, D. R., BRAND, R. A.: A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. **J. Biomechanics**, vol. 23, n. 6, pp. 617–621, 1990.

BOULOS, P., CAMARGO, I.: **Geometria Analítica – Um Tratamento Vetorial**. Makron Books., 1987.

BRAUNE, W., FISCHER, O.: **The Human Gait**. Spriger-Verlag Berlin Heidelberg. Alemanha. 1987. (original: 1895 – 1904).

CAPPOZZO, A.: Anatomical Landmarks and Frame Standardization. In: CAPPELLO et al. **3-D Reconstruction of Human Motion**, Theoretical and Practical Aspects. Notes of a tutorial held in Jyväskylä (Finland) prior to the XV Congress of the International Society of Biomechanics, 1995.

CHAO, E. Y. S.: Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. **J. Biomechanics**, vol.13, pp. 989–1006, 1980.

CLAUSER, C. E., McCONVILLE, J. T., YOUNG, J. W.: **Weight, Volume and Center of Mass of Segments of Human Body**. **AMRL Technical Report 69 – 70**. Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1969.

DE LEVA, P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. **J. Biomechanics**, vol.29, n. 09, 1223-1230, 1996.

ERDMANN, W. S.: Geometric and Inertial Data of Trunk in Adults Males. **J. Biomechanics**, vol. 30, n. 7, pp. 679–688, 1997.

- GAGE J.R. : **Gait Analysis in Cerebral Palsy**. London : Mackeith Press, 1991.
- HATZE, H.: A Mathematical Model for the Computational Determination of Parameter Values of Anthropomorphic Segments. **J. Biomechanics**, vol. 13, pp. 833-843, 1980.
- INMAN, V. T., RALSTON, H. J., TOOD, F.: A Locomoção Humana. In: Rose, J., Gamble, J. G.: **Marcha Humana**. Premier, 1993.
- KELLER, F. J., GETTYS, W. E., SKOVE, M. J.: **Física**. Makron Books, vol.1, 1997.
- MORGAN, P. G., WATKINS, R.: Centre of Gravity Movement in the Standing Human Body. **Nature**, vol. 215, July 15, 1967.
- PERRY, J.: **Gait Analysis – Normal and Pathological Function**. USA, 1992.
- RAU, G., DISSELHORST-KLUG, SCHIMIDT, R.: Movement biomechanics goes upwards: from leg to the arm. **J. Biomechanics**, vol. 33, pp. 1207– 216, 2000.
- SEITZ, T., BALZULAT, J., BUBB, H.: Anthropometry and Measurement of Posture and Motion. **International Journal of Industrial Ergonomics**, vol. 25, 447-453, 2000.
- SUTHERLAND D. H., VALENCIA, F.: **Pediatric Gait – Normal and Anormal Development**. Raven Press, 1992.
- TIPLER, Paul. A. **Física**. Rio de Janeiro : Guanabara Dois, vol. 1, pp. 294, 1978.
- VAUGHAN, C. L., BRIAN, D. L., O'CONNOR, J. C.: Dynamics of Human Gait. Human **Kinetics Publisher**, USA, 1992.
- VEEGER, H. E. J., BING YU, KAI-NAN AN, ROZENDAL, R. H.: Parameters for Modelling the Upper Extremity. **J. Biomechanics**, n. 6, pp. 647–652, 1997.
- WATERS, R. L., MORRIS, J., PERRY, J.: Translational motion of head and trunk during normal walking. **J. Biomechanics** 6: 167-172. 1973.
- WHITE, A. A., MANOHAR, M. P., BRAND JR., R., A.: A system for defining position and motion of the human body parts. **Medical and Biological Engineering**, pp. 261–265, 1975.
- ZATSIORSKY, V. M.: Kinematics of Human Motion. **Human Kinetics**, 1998.
- ZATSIORSKY,V., SELUYANOV V., CHUGUNOVA, L.: In vivo Body Segment Inertial Parameters Determination Using a Gamma-Scanner Method. In: Berme, N. Cappozzo, A.:

Biomechanics of Human Movement: Application in Rehabilitation, **Sports and Ergonomics**.
Bertec Corporation. USA. 1990.