

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

ALINE ARAUJO DO CARMO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA
MOVIMENTAÇÃO DOS MEMBROS
SUPERIORES E INFERIORES, TRONCO,
E CABEÇA DURANTE A MARCHA DE
HEMIPARÉTICOS.**

Campinas
2009

ALINE ARAUJO DO CARMO

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA
MOVIMENTAÇÃO DOS MEMBROS
SUPERIORES E INFERIORES, TRONCO,
E CABEÇA DURANTE A MARCHA DE
HEMIPARÉTICOS.**

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

Orientador: RICARDO MACHADO LEITE DE BARROS

Campinas
2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA
PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP**

C213a Carmo, Aline Araujo do.
Análise cinemática da movimentação dos membros superiores e inferiores, tronco e cabeça durante a marcha de hemiparéticos / Aline Araujo do Carmo. - Campinas, SP: [s.n], 2009.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros.
Dissertação (mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Membros superiores. 2. Marcha. 3. Cinemática - análise. 4. Hemiparéticos. I. Barros, Ricardo Machado Leite de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(asm/fef)

Título em inglês: Kinematic analysis of upper and lower limbs, trunk and head motions during hemiparetic gait after stroke.

Palavras-chaves em inglês (Keywords): Upper limbs. Gait. Kinematical analysis. Stroke.

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Titulação: Mestrado em Educação Física.

Banca Examinadora: Ricardo Machado Leite de Barros. Alberto Cliquet Junior. Paula Hentschel Lobo da Costa.

Data da defesa: 16/12/2009.

ALINE ARAUJO DO CARMO

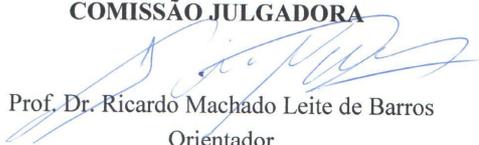
**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MOVIMENTAÇÃO
DOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES,
TRONCO, E CABEÇA DURANTE A MARCHA DE
HEMIPARÉTICOS.**

Este exemplar corresponde à redação final da
Dissertação de Mestrado defendida por Aline
Araujo do Carmo e aprovada pela Comissão
juladora em: 16/12/2009



Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

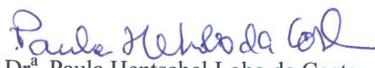
Campinas
2009

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador



Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior
Titular



Prof.ª Dr.ª Paula Henschel Lobo da Costa
Titular

Dedicatória

*Aos meus queridos pais, Luiz Paulo e Terezinha.
À minha grande amiga e precursora desta pesquisa, Luciana Meneghesso.*

Agradecimentos

Por este momento tão especial da minha vida eu gostaria de agradecer...

A Deus pela dádiva da vida, saúde, força e sabedoria;

Ao meu orientador Ricardo Machado Leite de Barros que, pacientemente, fez com que eu me tornasse capaz de desenvolver todas as etapas dessa pesquisa. Realizar o mestrado na Unicamp e ser sua orientanda era um sonho, e hoje é uma realidade da qual eu me orgulho muito. Só posso dizer muito obrigada por tudo o que você me ensina, por me fazer crescer e pela confiança. Esses quase 6 anos de convivência em laboratório só aumentaram meu respeito, admiração e carinho por você.

Aos meus pais Luiz Paulo e Terezinha por sempre incentivar e apoiar os meus sonhos, com tanto amor e carinho. Sem vocês, certamente, eu não teria chegado nem perto dessa conquista. Amo muito vocês e todas as minhas vitórias são a maneira que eu tenho de retribuir a dedicação de vocês a mim.

À minha querida amiga Luciana Meneghesso, este trabalho é fruto de tudo aquilo que você semeou aqui na Unicamp e sou muito grata por ter você sempre perto de mim.

Aos professores membros da banca examinadora, Paula Lobo, Alberto Cliquet e, Luciano Mercadante pelas considerações tão importantes para o avanço deste trabalho.

Aos professores, Luciano Mercadante, Sergio Cunha, René Brenzikofer, Barreto, Pascual Figueroa, Paulo Ruffino e Cláudio Gobatto, por todos os ensinamentos e carinho durante esta jornada.

Aos queridos amigos do LIB, Angélica, Karine, Andreia, Jerusa, Juliana Paris, Ana Lorena, Felipe, Juliana Exel, Feco, Márcio, Mário, Alexandre, Amanda, Milton, Marcel, Nathália e Tiago, que foram absolutamente fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho e para a minha vida. Cada um de vocês, à sua maneira, teve uma contribuição importante para o meu crescimento pessoal e profissional. Eu sou muito feliz por poder conviver com amigos tão maravilhosos diariamente, adoro vocês e obrigada por tudo.

Agradeço imensamente à Ana Francisca que deu uma força muito importante na redação do artigo nesse final de trabalho; ao Jefferson Marques pelas semanas medindo calibrador; ao Fábio Dias pelas madrugadas de coleta-piloto; ao Wagner de Godoy pelo apoio incondicional ao meu trabalho; Ao Cleiton Libardi pela ajuda na triagem dos sujeitos do grupo controle; Ao

Ênio Walker e Roberta Oliveira pela ajuda na triagem e avaliação dos sujeitos hemiparéticos; À Cidinha do ambulatório de fisioterapia do HC/Unicamp pelo agendamento e orientação dos sujeitos hemiparéticos; Ao meu grande amigo “Mirna” Marcelo Costa por todo o incentivo, carinho, e também, por ter sido meu voluntário; Ao Thiago Imamura pelo apoio virtual; Ao meu amigo Luis Fernando pela amizade e pelo exemplo de coragem, força e perseverança e; Ao Pedro Colicchio e todos da sua família que me acolheram com tanto carinho pessoal e profissional.

Às minhas grandes amigas e companheiras de casa Júlia, Aline, Roberta, Michele, Inêssa e Fernanda, por me ajudarem a amadurecer tanto e, estarem sempre ao meu lado;

Às minhas “mainhas” adotivas, Mailde, Dena, Regina, Cris e Dona Vera, pelo carinho e apoio durante os momentos mais difíceis dessa caminhada.

A todos da minha família, em especial agradeço aos meus tios Sônia e Benedito, Sebastião e Yoshie por todo o apoio na chegada em Campinas e em todo o resto do tempo; Tia Dilza e Tio Joel; Tio Genésio, pelo apoio à distância; À minha madrinha Ester pelo carinho e exemplo; Aos meus primos: Fábio, Fabiana, Gustavo, Márcia, Claipton, Sandra, Kátia e Carol por todo o carinho e atenção.

A todos os meus amigos de Aracaju Adriana, Priscilla, Daniela, Marçal/Alessandra e suas famílias, Família Coringa, Mariana e família e aos amigos da clínica movimento, que sempre torceram por mim.

Aos meus queridos voluntários, que tão gentilmente aceitaram participar desta pesquisa, mesmo sem nenhum benefício direto para si próprio. A todos vocês os meus sinceros agradecimentos.

A todos os funcionários da FEF/UNICAMP deixo meu agradecimento especial.

À FAPESP-Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelo suporte financeiro dado para a realização desta pesquisa.

CARMO, Aline Araujo. **Análise cinemática dos membros superiores e inferiores, tronco e cabeça, durante a marcha de Hemiparéticos**. 2009. 88f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar integradamente a cinemática da movimentação dos membros superiores e inferiores, a partir cinemática angular, das variáveis espaço-temporais, do centro de massa total do corpo e das contribuições parciais dos segmentos para a trajetória do centro de massa total do corpo. A fim de identificar e analisar as alterações dos padrões de marcha desenvolvidos pelos sujeitos hemiparéticos acometidos por Acidente Vascular Encefálico. Para isso, foram analisados 14 sujeitos hemiparéticos acometidos por Acidente Vascular Encefálico, do sexo masculino, faixa etária entre 40 e 60 anos, com mínimo de 3 anos pós-lesão e, que não utilizassem dispositivos auxiliares. Para representar a marcha normal, foram selecionados 7 sujeitos do sexo masculino, faixa etária entre 40 e 60 anos, sem alterações na marcha. Os dados foram obtidos por videogrametria através do sistema DVideo. O modelo de orientação dos segmentos corporais utilizado consistiu de 71 marcadores de superfície, considerando 15 segmentos corporais articulados. O tratamento dos dados foi feito em ambiente Matlab. A análise estatística foi baseada nas seguintes comparações: 1) entre os lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle e do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético; 2) Comparação entre os grupos controle e hemiparético; 3) Comparação das variáveis angulares contínuas das articulações afetadas e não afetadas do grupo hemiparético e as variáveis do grupo controle 4) Comparação da trajetória do centro de massa total e das porcentagens de contribuição parcial dos segmentos corporais entre os sujeitos do grupo controle e hemiparético ($P \leq 0.05$). Os resultados mostraram que a movimentação do membro superior afetado é significativamente alterada, apresentando redução da amplitude de movimento de flexão/extensão das articulações glenoumeral e cotovelo, associada a um padrão de acentuada flexão do cotovelo e tendência a rotação durante todo o ciclo. Foram detectadas também, alterações significativas nos três planos de movimento dos membros inferiores e variáveis espaço-temporais que corroboram com os achados da literatura. A análise integrada mostrou que as alterações do padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos podem estar relacionadas com os distúrbios na movimentação do membro superior afetado, podendo este ser mais um fator agravante para a mecânica da marcha de hemiparéticos. A análise da trajetória do centro de massa total do corpo mostrou que nas direções lateral e vertical as curvas dos sujeitos hemiparéticos foram aproximadamente sinusoidais, com dois picos de diferentes amplitudes, associados a um menor deslocamento ântero-posterior do centro de massa total durante a marcha de hemiparéticos. As porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória centro de massa total do corpo mostraram que o tronco contribuiu mais para o deslocamento lateral do centro de massa e, na vertical os segmentos perna e pé do lado afetado contribuíram mais para o menor deslocamento vertical do centro de massa. As alterações na direção da progressão são oriundas da combinação dos distúrbios observados na outras duas direções.

Palavras-Chaves: Marcha; Análise cinemática; Hemiparéticos.

CARMO, Aline Araujo. **Kinematical analysis of the upper and lower limbs, trunk and head during hemiparetic gait following stroke.**2009. 88f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze integrally the movement of upper and lower limbs, trunk and head using the following kinematics variables: joint angles, spatiotemporal variables, trajectory of total body center of mass and partial contributions of the segments for the trajectory of total body center of mass. In order to identify and analyze the gait pattern alterations developed by hemiparetic subjects affected by stroke, were analyzed 14 hemiparetics subjects, males, aged between 40 and 60 years old, who presented at least 3 years post-injury, and no walking aids used. To represent the normal gait were selected 7 able-bodies subjects, males, aged between 40 and 60 years old, without gait deviations. The data was obtained by videogrammetry through the DVideo system. The body segments orientation model used on this study consisted in 71 surface markers, whereas 15 articulated body segments. The data processing was done by Matlab software. The statistical analysis was based on the following comparisons: 1) right and left sides of the control group subjects and between the affected and unaffected sides of the hemiparetic group; 2) Comparisons between hemiparetic group and control group; 3) Continuous angle variables comparisons between the affected hemiparetic side versus control group and unaffected hemiparetic side versus control group; 4) Comparisons of the trajectory of total body center of mass and the percent of partial contributions of body segments between control group versus hemiparetic group ($P \leq 0.05$). The results showed that the affected upper limb movement was significantly altered, with reduced flexion/extension range of motion in the glenohumeral and elbow joints, and it was associated with the elbow joint flexion and rotation tendency throughout the gait cycle. Were also detected significant changes on the three lower limbs movement planes and spatiotemporal variables that agree with the literature findings. The integrated analysis showed changes in stroke gait pattern could be related to the affected upper limb movement disturbances. This is another aggravating factor on the stroke gait pattern. The analysis of the trajectory of total body center of mass showed that the lateral and vertical directions curves of hemiparetic subjects were approximately sinusoidal, with two peaks of different amplitudes, associated with a lower anterior-posterior displacement of the total body center of mass during gait of hemiparetic. The percentual contribution of body segments for the trajectory of total body center of mass showed that the trunk contributed more to the lateral center of mass, and in vertical direction the leg and foot on the affected side contributed more to lower vertical displacement of center of mass. In the lateral direction the lower limbs compensated the upper limbs reduction. Changes in the direction of progression come from the combination of the disturbances observed in the other two directions.

Keywords: Gait; Kinematical analysis; Stroke.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Sistema de coordenadas anatômico dos segmentos incluídos no modelo. Figura 1A. Posicionamento dos marcadores no trial estático. Figura 1B. Marcas anatômicas e Marcas técnica.....	27
Figura 2 -	Média dos ângulos articulares de Flexão/Extensão do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada).....	32
Figura 3 -	Média dos ângulos articulares de Abdução/Adução do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada).....	33
Figura 4 -	Média dos ângulos articulares de Rotação Interna/Externa do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada).....	34
Figura 5 -	Delimitação dos segmentos de acordo com [36,37]	45
Figura 6 -	Curvas médias das trajetórias lateral, vertical e ântero-posterior do Centro de Massa total do corpo em função de um ciclo de marcha dos sujeitos do GH e GC.....	50
Figura 7 -	Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção lateral.....	54
Figura 8 -	Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção vertical.....	55
Figura 9 -	Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção antero-posterior.....	56
Figura 10-	Distância mensurada no objeto rígido na coleta com o conjunto de câmeras 1.....	81
Figura 11-	Distâncias mensuradas (L_1 e L_2) nas duas direções do objeto rígido.....	82
Figura 12-	Objeto rígido utilizado para o teste de acurácia com o conjunto de câmeras 2.....	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Variáveis espaço-temporais dos grupos hemiparético e controle.....	31
Tabela 2 -	Média \pm desvio padrão do range, máximo, mínimo e média dos ângulos articulares nos três planos de movimento.....	35
Tabela 3 -	Range de deslocamento do centro de massa total do corpo nas coordenadas lateral, vertical e ântero-posterior durante um ciclo de marcha dos sujeitos do GH e do GC.....	51
Tabela 4 -	Valores médios absolutos da Porcentagem de Contribuição Parcial dos segmentos pernas, coxas, pés, braços e antebraços para as componentes lateral, vertical e de progressão da trajetória do centro de massa total do corpo.....	53
Tabela 5 -	Valores acurácia das distâncias L_1 e L_2 com e sem correção da distorção óptica das lentes.....	83

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AA	Ângulo acromial
Abd	Abdução
Add	Adução
AC	Acrômio
AF	Afetado
AI	Ângulo inferior
AVE	Acidente Vascular Encefálico
CL	Calcâneo
CM	Centro de Massa total do corpo
CO	Centro articular da gleno-umeral
CQ	Centro articular do quadril
C7	Sétima vértebra cervical
EIASD	Espinha ilíaca ântero-superior direita
EIASE	Espinha ilíaca ântero-superior esquerda
EIPSD	Espinha ilíaca pósterio-superior direita
EIPSE	Espinha ilíaca pósterio-superior esquerda
EM_F	Epicôndilo medial do fêmur
EL_F	Epicôndilo lateral do fêmur
EM_U	Epicôndilo medial do úmero
EL_U	Epicôndilo lateral do úmero
Ext	Extensão
Flex	Flexão
GC	Grupo controle
GH	Grupo hemiparético

H1	Cabeça do 1º metatarso
H2	Cabeça do 2º metatarso
H3	Cabeça do 5º metatarso
HF	Cabeça da fíbula
MM	Maléolo Medial
ML	Maléolo lateral
PC	Processo Coracóide
PR	Processo estilóide do rádio
PU	Processo estilóide da ulna
RE	Rotação externa
RI	Rotação Interna
TS	Borda medial da espinha da escápula
TT	Tuberosidade da tíbia
TTL	Transistor Transistor Logic
UF	Não-Afetado
VP-	Vértex do osso parietal
ZE	Arco zigomático esquerdo
ZD	Arco zigomático direito

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	15
OBJETIVOS.....	22
CAPÍTULO 1.....	23
1.1 Introdução.....	24
1.2 Métodos.....	25
1.3 Resultados.....	29
1.4 Discussão.....	36
1.5 Conclusões.....	38
1.6 Agradecimentos.....	39
CAPÍTULO 2.....	40
2.1 Introdução.....	41
2.2 Métodos.....	43
2.3 Resultados.....	49
2.4 Discussão.....	57
2.5 Conclusões.....	59
2.6 Agradecimentos.....	60
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	61
REFERÊNCIAS.....	63
ANEXOS	68

INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é um tipo de desordem do sistema nervoso central que afeta o suprimento sanguíneo do cérebro através de uma isquemia ou de uma hemorragia das artérias cerebrais. Esse tipo de lesão neurológica é caracterizada por um conjunto de variadas alterações motoras e sensitivas em apenas um hemicorpo, denominado hemiparesia. Em geral, os sujeitos hemiparéticos apresentam distúrbios na força e no tônus muscular, diminuição da capacidade de geração de torque nas articulações e déficits nas sensibilidades tátil, térmica e dolorosa do lado afetado, bem como, alterações da propriocepção e do equilíbrio.

Após 6 meses, mais de 85% dos sujeitos que sobrevivem a um AVE recuperam a capacidade de andar e a reabilitação da marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por AVE tem sido um dos principais objetivos do tratamento desses sujeitos [1]. Diante disso, a descrição e a caracterização dos padrões de marcha de sujeitos hemiparéticos têm sido exploradas [1-3], na área de análise de marcha a fim de compreender os mecanismos patológicos e os movimentos compensatórios através da análise de variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas durante a marcha.

Para a análise da marcha de sujeitos hemiparéticos é de grande interesse a caracterização do padrão de marcha desenvolvido por esses sujeitos, por exemplo, a fim de promover técnicas mais específicas para a reabilitação. Entretanto, alguns trabalhos afirmam que há uma grande variabilidade no padrão de marcha desenvolvido por sujeitos hemiparéticos, não sendo possível a caracterização de um único padrão de marcha [1, 3 e, 4].

As variáveis mais utilizadas na análise de marcha de sujeitos hemiparéticos 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. Os parâmetros espaço-temporais também têm sido explorados em estudos de análise de marcha.

A análise da trajetória do centro de massa total do corpo (CM) durante a marcha pode representar a integração dos movimentos de todos os segmentos do corpo humano, uma vez que trata-se de um sistema biomecânico articulado no qual o movimento de qualquer segmento corporal afeta o resultado global da trajetória do centro de massa. Esse tipo de análise tem sido

utilizada para simplificar a análise de marcha e diagnosticar os desvios da marcha normal causados por uma gama de patologias [5, 6 e, 28]. Entretanto, não foram encontrados trabalhos que tenham explorado essa variável na análise da marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por AVE .

Os padrões de movimento dos membros inferiores e pelve estão bem definidos, para a marcha normal [7] e, esses movimentos são considerados cíclicos e reproduzíveis [8]. Entretanto, a natureza dos movimentos dos segmentos da extremidade superior é diferente da marcha humana, porque são variáveis e complexos [9,10]. Apenas recentemente o estudo das funções do tronco, cabeça e membros superiores têm atraído a atenção dos cientistas, mas a quantificação dos movimentos desses segmentos ainda é limitada [11,12].

Não existe um padrão de movimento definido para os membros superiores durante a marcha, embora algumas pesquisas indiquem a existência de conexões neurais rítmicas que controlam os movimentos dos braços e das pernas durante o ciclo de marcha, essa interação específica ainda é desconhecida [13, 14].

A análise de marcha exige e depende de modelos de representação e orientação dos segmentos corporais no espaço. A maioria dos modelos biomecânicos usados para representar o corpo humano nos estudos de análise de marcha restringe-se à análise dos membros inferiores e pelve [15]. Este fato deve-se também à ausência de modelos que orientassem os segmentos da extremidade superior e à complexidade metodológica da análise integrada desses segmentos durante a marcha.

Em um estudo pioneiro da análise de marcha [2] o corpo humano foi dividido funcionalmente em duas unidades, passageiro e locomotor. A cabeça, o pescoço, o tronco e os braços estão agrupados na unidade do passageiro porque são carregados em vez de contribuir diretamente para o ato de andar. Os dois membros inferiores e a pelve são os segmentos anatômicos que formam o sistema locomotor. Basicamente a unidade do passageiro é responsável somente por sua própria integridade postural. Os mecanismos da marcha são tão eficientes que as demandas na unidade do passageiro são reduzidas ao mínimo, tornando-a praticamente uma entidade passiva conduzida pelo sistema locomotor.

Para a marcha normal, essa divisão funcional do corpo pode ser razoável, no entanto, para a marcha patológica em que adicionam-se elementos complicadores do movimento como espasticidade, reflexos patológicos e alterações sensitivas, os sujeitos passam a utilizar

estratégias de compensação do movimento e nesses casos os membros superiores, tronco e cabeça podem deixar de ser apenas a unidade do passageiro e passar a contribuir diretamente para uma maior eficiência do padrão de marcha.

Diante disso, alguns autores desenvolveram modelos para representação dos segmentos dos membros superiores, mas alguns são invasivos [16,17] ou limitam os movimentos dos segmentos [18]. Outros modelos são muito simplificados e negligenciam alguns graus de liberdade das articulações [17, 19, 20]. Somente em 2005, a ISB- Sociedade Internacional de Biomecânica [21] propôs um protocolo para representação e orientação de membros superiores. Esses fatores justificam a reduzida aplicação desses modelos nas rotinas clínicas dos laboratórios de análise de marcha e também a ausência da descrição dos movimentos dos segmentos superiores durante a marcha.

Alguns outros autores [22, 23] propuseram um protocolo para análise de marcha, no qual o corpo humano foi representado como um sistema de corpos rígidos articulados e que inclui o posicionamento e a orientação dos membros inferiores, membros superiores, cabeça, tronco, escápula e pelve. Além disso, esse protocolo permite a associação de um modelo antropométrico para cálculo dos parâmetros inerciais necessários para a obtenção do centro de massa do corpo.

Através de uma análise integrada dos movimentos dos segmentos do corpo inteiro, é possível analisar quantitativamente os padrões de movimento desenvolvidos durante a marcha de sujeitos com desordens motoras, em especial de sujeitos hemiparéticos, uma vez que são analisadas simultaneamente múltiplas variáveis que podem ajudar a esclarecer a mecânica das estratégias de movimento durante a marcha, identificando as alterações e contribuições dos segmentos superiores para a marcha.

Alguns estudos [1, 3] descrevem os padrões de movimento dos membros inferiores durante a marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por AVE. No primeiro estudo [1] foram apresentadas as características da marcha de sujeitos hemiparéticos pós-AVE, embora sejam observadas características comuns a todos os sujeitos tais como: a redução da velocidade de marcha, diminuição da capacidade de geração do momento de força nas articulações dos membros inferiores, aumento do tempo de apoio duplo e redução do tempo de apoio simples do membro inferior afetado, devido às diferenças do nível de acometimento motor dos sujeitos não é possível caracterizar um único padrão de marcha.

O segundo estudo [3] foi analisado o padrão tridimensional das alterações cinemáticas e cinéticas durante a marcha de sujeitos hemiparéticos pós-AVE, relacionando-as com a velocidade de marcha. Através de uma análise das variáveis angulares e dinâmicas das articulações dos membros inferiores nos planos sagital, frontal e transversal durante o ciclo de marcha com diferentes velocidades, também mostrou que não é possível identificar um único padrão de movimento, de maneira que pelo menos três alterações comuns do movimento foram caracterizadas: flexão plantar excessiva, hiperextensão do joelho e circundução do quadril. Essas alterações podem estar associadas ou não, dependendo do nível de comprometimento motor de cada sujeito.

As variáveis angulares e espaço-temporais tem se mostrado uma ferramenta útil na identificação das alterações do padrão de marcha em sujeitos hemiparéticos por AVE, porém alguns estudos recentes de marcha analisaram a movimentação dos membros superiores, tronco e cabeça, tanto na marcha normal quanto na patológica, mostrando que esses segmentos apresentam funções durante a marcha.

Em indivíduos neurologicamente saudáveis evidenciou-se que a movimentação, do tronco e da cabeça auxiliou na estabilidade corporal [12, 24]. Na marcha patológica verificou-se que no plano frontal a movimentação dos membros superiores de crianças com paralisia cerebral contribuiu para o avanço do corpo durante a marcha [11]. Em indivíduos hemiparéticos por AVE, foram encontrados apenas dois estudos analisando aspectos específicos da influência da restrição dos movimentos dos membros superiores no padrão de marcha [25, 26]. Ambos os estudos avaliaram a marcha sobre a esteira de 10 sujeitos hemiparéticos altamente funcionais, nas seguintes condições: movimentando os braços naturalmente, braços restritos de movimento segurando em barras fixas e, braços restritos de movimento, porém segurando em barras móveis que permitiam o deslizamento horizontal. Seus achados mostram que a ativação muscular dos membros inferiores foi diferente com e sem o suporte dos braços, sugerindo que a utilização desse dispositivo pode ser útil na reabilitação da marcha desses sujeitos [25]. Além disso, em hemiparéticos altamente funcionais, a capacidade de coordenar o movimento dos braços e das pernas durante a marcha não foi afetada pela hemiparesia [26].

O corpo humano é um sistema biomecânico articulado no qual o movimento de qualquer segmento corporal afeta o resultado global de sua movimentação. A translação deste sistema biomecânico (corpo humano) pode ser bem representada pela trajetória de seu centro de

massa. A trajetória do centro de massa total do corpo é frequentemente usada para avaliar a eficiência e a simetria durante a marcha, pois sua movimentação é o resultado final da combinação de gasto energético e movimento dos segmentos corporais [27].

A análise da trajetória do centro de massa total do corpo pode também ser aplicada na análise da marcha patológica e tem sido utilizada para simplificar a análise de marcha e diagnosticar os desvios em relação à marcha normal [28]. Lesões do sistema nervoso central, como o AVE, afetam o mecanismo neurofisiológico de ativação e coordenação do sistema músculo-esquelético implicando em distúrbios do movimento dos segmentos corporais durante a marcha. Essas desordens motoras alteram a trajetória do centro de massa, de maneira que, sua análise pode ser uma excelente ferramenta para a compreensão do mecanismo da marcha patológica [27].

Embora o padrão de marcha dos membros inferiores de sujeitos hemiparéticos por AVE tenha sido estudado a partir de variáveis angulares, espaço-temporais, dinâmicas e eletromiográficas [1-3], não foram encontrados na literatura estudos que tenham analisado a trajetória do centro de massa total do corpo durante a marcha de sujeitos hemiparéticos por AVE.

Alguns estudos [1, 2] levantam a hipótese de que podem ocorrer alterações na trajetória do centro de massa do corpo durante a marcha de sujeitos hemiparéticos. Esses autores afirmam que pode haver um maior deslocamento vertical e lateral da trajetória do centro de gravidade do corpo durante a marcha levando a um maior gasto energético e conseqüentemente menor eficiência do padrão de marcha desses sujeitos. Entretanto, a trajetória do centro de massa total do corpo não foi quantificada nesses trabalhos.

A posição e a trajetória centro de massa do corpo humano podem ser obtidos por diferentes métodos, dentre eles os cinéticos e os cinemáticos. O método de dinâmica inversa, ou “pêndulo invertido” baseia-se na dupla integral das componentes da força de reação do solo durante a marcha, utilizando uma relação entre o centro de pressão e centro de massa do corpo [29, 30, 31]. O método cinemático para obtenção do CM do corpo exige um modelo antropométrico acurado e a obtenção das coordenadas tridimensionais dos pontos associados ao modelo. É considerado o método “gold standard” na obtenção do CM por combinar as medidas antropométricas de cada sujeito [33-36]. Esse método tem uma alta acurácia, embora exija um modelo complexo para posicionamento e orientação dos segmentos corporais e um modelo antropométrico para o cálculo dos parâmetros inerciais necessários para a obtenção do centro de

massa do corpo.

No protocolo de corpo inteiro para a análise de marcha proposto em [22, 23] os segmentos corporais foram modelados como corpos rígidos articulados. As articulações foram modeladas como juntas esféricas ideais com 6 graus de liberdade, sendo 3 graus de liberdade de rotação e 3 graus de liberdade para translação. Para o cálculo dos ângulos articulares foi utilizada a seqüência dos ângulos de Euler. Esse protocolo permite a obtenção dos parâmetros espaço-temporais bem como, do centro de massa total do corpo uma vez que, o protocolo é compatível com o modelo antropométrico proposto em [36] adaptado por [37] para obtenção dos parâmetros inerciais necessários para o cálculo do centro de massa total do corpo.

Embora a trajetória do centro de massa total do corpo seja útil para estudar o padrão de marcha normal ou patológica, a identificação das contribuições individuais do movimento dos segmentos do corpo humano para a sua trajetória pode ser interessante para a análise da influência do movimento de cada segmento corporal no deslocamento do centro de massa durante a marcha. Em um estudo do equilíbrio durante a marcha de idosos [38], evidenciou-se que pela análise da trajetória do centro de massa do corpo é possível distinguir os sujeitos com distúrbios do equilíbrio e os sujeitos normais. A partir disso, estudaram a hipótese de que analisando apenas a movimentação isolada dos segmentos cabeça, pelve e tronco seria possível obter as mesmas informações promovidas pelo centro de massa do corpo. Os resultados não confirmaram essa hipótese, porém mostram que a movimentação individual dos segmentos foi alterada pelos distúrbios do equilíbrio.

Assim, a análise simultânea da trajetória do centro de massa total do corpo e da movimentação individual de cada segmento em relação ao centro de massa pode ajudar a identificar quais segmentos apresentam maior contribuição com sua posição ou oscilação para a trajetória do centro de massa total do corpo. Para a análise de marcha de sujeitos hemiparéticos a inserção dessa análise pode significar um avanço para a reabilitação da marcha desses sujeitos.

Dessa forma, o objetivo desse trabalho é analisar integradamente a movimentação dos membros superiores e inferiores, tronco e cabeça durante a marcha de sujeitos hemiparéticos, a partir da análise da cinemática angular, dos parâmetros espaço-temporais, do centro de massa total do corpo e das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa total do corpo, utilizando o protocolo de corpo inteiro para análise de marcha [22, 23]. A partir dessa análise é possível descrever as alterações do movimento,

causadas pela hemiparesia, nos segmentos dos membros inferiores e também dos segmentos superiores tornando-se uma ferramenta importante para na melhor compreensão da marcha de sujeitos hemiparéticos.

O texto foi estruturado na forma de artigos científicos, reunindo a produção científica resultante do período de mestrado. O primeiro capítulo traz o artigo “Análise integrada da cinemática dos membros superiores e inferiores durante a marcha de sujeitos hemiparéticos”, no qual foram analisadas as variáveis angulares dos membros superiores e inferiores, e as variáveis espaço-temporais durante a marcha de hemiparéticos. O segundo capítulo traz o artigo “Análise cinemática 3D da trajetória do centro de massa total do corpo e das contribuições parciais dos segmentos durante a marcha de hemiparéticos”, no qual foi analisada a trajetória do centro de massa total do corpo, nas direções lateral, vertical e ântero-posterior, durante a marcha de sujeitos hemiparéticos. Além disso, foram analisadas as porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa do corpo. Por último o texto apresenta as considerações finais e as perspectivas futuras.

OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo é analisar integradamente a cinemática da movimentação dos membros superiores e inferiores, tronco e cabeça durante a marcha e sujeitos hemiparéticos, a partir da análise das variáveis angulares, espaço-temporais, centro de massa total de massa total do corpo e contribuições parciais dos segmentos para a trajetória do centro de massa total do corpo.

Como objetivos específicos são apontados os seguintes itens:

1. Identificação e análise das alterações da cinemática angular nos três planos de movimento para as articulações dos membros superiores e inferiores durante a marcha de sujeitos hemiparéticos;
2. Análise dos parâmetros espaço-temporais da marcha dos sujeitos hemiparéticos; Descrição e análise da trajetória tridimensional do centro de massa total do corpo durante a marcha dos sujeitos hemiparéticos;
3. Análise as porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa total do corpo nas direções vertical;
4. Analisar integradamente as variáveis experimentais a fim de identificar: as alterações no padrão de marcha dos sujeitos hemiparéticos, as diferenças no padrão de deslocamento dos segmentos do hemicorpo afetado e não afetado e, as influências das alterações do padrão de movimentação dos segmentos superiores durante a marcha de sujeitos hemiparéticos.

CAPÍTULO 1

ANÁLISE INTEGRADA DA CINEMÁTICA DOS MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES DURANTE A MARCHA DE SUJEITOS HEMIPARÉTICOS

RESUMO:

O objetivo desse trabalho foi analisar integradamente a movimentação dos membros superiores e inferiores na marcha de sujeitos hemiparéticos por AVE. Foram avaliadas as variáveis angulares e espaço-temporais de 14 sujeitos hemiparéticos e 7 sujeitos saudáveis, utilizando um protocolo de corpo inteiro para análise de marcha. A análise estatística foi baseada nas seguintes comparações: 1) entre os lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle e do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético; 2) Comparação entre os grupos controle e hemiparético; 3) Comparação das variáveis angulares contínuas das articulações afetadas e não afetadas do grupo hemiparético e as variáveis do grupo controle ($P \leq 0.05$). Os resultados mostraram que a movimentação do membro superior afetado é significativamente alterada, apresentando redução da amplitude de movimento de flexão/extensão das articulações glenoumeral e cotovelo, associada a um padrão de acentuada flexão do cotovelo e tendência a rotação durante todo o ciclo. Foram detectadas também, alterações significativas nos três planos de movimento dos membros inferiores e variáveis espaço-temporais que corroboram com os achados da literatura. A análise integrada mostrou que as alterações do padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos podem estar relacionadas com os distúrbios na movimentação do membro superior afetado, podendo este ser mais um fator agravante para a mecânica da marcha de hemiparéticos.

Palavras-chave: Marcha, Hemiparéticos, Membros superiores, Análise cinemática.

1.1 - INTRODUÇÃO

As bases da análise de marcha em sujeitos acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE) foram estabelecidas em trabalhos pioneiros [1-3]. Nestes e em outros trabalhos, foram realizados estudos cinemáticos, dinamométricos e eletromiográficos que permitiram a caracterização das alterações da marcha em hemiparéticos, com respeito aos membros inferiores e pelve, em comparação à marcha normal. Por exemplo, mostrou-se que ocorre a redução da velocidade de marcha, diminuição da capacidade de geração do momento de força nas articulações dos membros inferiores, aumento do tempo de apoio duplo e redução do tempo de apoio simples do membro inferior afetado [1]. Três alterações comuns foram identificadas: flexão plantar excessiva, hiperextensão do joelho e circundução do quadril [3]. Segundo o mesmo autor, estas alterações podem estar associadas entre si ou não, dependendo do nível de comprometimento motor de cada sujeito.

Sendo o corpo humano um sistema biomecânico articulado, o movimento de qualquer segmento pode afetar o conjunto da marcha. Por exemplo, sabe-se que a movimentação dos membros superiores auxilia na manutenção do equilíbrio [39] e no controle da movimentação do centro de massa [40]. Os padrões eletromiográficos da marcha de sujeitos normais foram analisados e mostrou-se a existência de conexões neurais rítmicas que controlam os movimentos dos braços e das pernas durante o ciclo de marcha [13]. Apesar das evidências de que a movimentação dos membros superiores afeta e é afetada pela movimentação dos demais segmentos corporais, poucos são os trabalhos que analisaram integradamente a movimentação destes segmentos em condições patológicas.

Alguns estudos recentes de marcha analisaram a movimentação dos membros superiores, tronco e cabeça, tanto na marcha normal quanto na patológica. Em indivíduos neurologicamente saudáveis evidenciou-se que a movimentação, do tronco e da cabeça auxiliou na estabilidade corporal [12,24]. Na marcha patológica verificou-se que no plano frontal a movimentação dos membros superiores de crianças com paralisia cerebral contribuiu para o avanço do corpo durante a marcha [11].

Em indivíduos hemiparéticos por AVE, foram encontrados apenas dois estudos analisando aspectos específicos da influência da restrição dos movimentos dos membros

superiores no padrão de marcha [25,26]. Ambos os estudos avaliaram a marcha sobre a esteira de 10 sujeitos hemiparéticos altamente funcionais, nas seguintes condições: movimentando os braços naturalmente, braços restritos de movimento segurando em barras fixas e, braços restritos de movimento, porém segurando em barras móveis que permitiam o deslizamento horizontal. Seus achados mostram que a ativação muscular dos membros inferiores foi diferente com e sem o suporte dos braços, sugerindo que a utilização desse dispositivo pode ser útil na reabilitação da marcha desses sujeitos [25]. Além disso, em hemiparéticos altamente funcionais, a capacidade de coordenar o movimento dos braços e das pernas durante a marcha não foi afetada pela hemiparesia [26]. Embora esses trabalhos tenham objetivado avaliar a influência dos movimentos dos braços na marcha de hemiparéticos, a quantificação e avaliação direta dos movimentos dos membros superiores durante a marcha não foi realizada. Além disso, o protocolo experimental utilizado não reproduz as características naturais da marcha de hemiparéticos, uma vez que estes avaliaram a marcha sobre a esteira e restrição mecânica do movimento dos membros superiores.

Sendo assim, a análise integrada da movimentação dos membros superiores e inferiores durante a marcha de hemiparéticos pós-AVE não foi explorada e pode trazer informações importantes para o campo da reabilitação desses sujeitos. Outro fator relevante é a caracterização da movimentação dos membros superiores durante a marcha, a partir de modelos atualizados de representação dos segmentos superiores. Dessa forma, o objetivo deste trabalho é analisar integradamente a movimentação dos membros superiores e inferiores a fim de compreender melhor a marcha de sujeitos hemiparéticos. Em nosso estudo, hipotetizamos que a movimentação dos membros superiores na marcha de hemiparéticos é alterada quando comparada à de sujeitos normais, bem como é diferente a movimentação do membro parético quando comparado ao membro não afetado.

1.2 - MÉTODOS

A análise de marcha exige e depende de modelos de representação e orientação dos segmentos corporais no espaço. Os modelos biomecânicos mais utilizados, como o proposto por [15], restringem-se à análise dos membros inferiores e pelve. Somente em 2005, a ISB-

Sociedade Internacional de Biomecânica propôs suas recomendações para a orientação dos membros superiores [21], usadas neste trabalho.

O protocolo para posicionamento e orientação dos segmentos corporais considera o corpo humano como um sistema de treze corpos rígidos articulados por juntas esféricas ideais, com três graus de liberdade de rotação em cada articulação. Os segmentos modelados foram: pelve, escápulas, braços, antebraços, coxas, pernas e pés. Para a orientação dos segmentos, foram utilizadas marcas de superfície e marcas técnicas afixadas ao sujeito. Em uma tomada estática, ambos os conjuntos de marcadores foram usados pelos sujeitos. Na tomada dinâmica apenas o conjunto de marcas técnicas permaneceu, reduzindo assim o número de marcadores durante o movimento e facilitando a identificação das marcas pelo sistema de análise cinemática. Os marcadores foram posicionados, conforme a Figura 1. Os centros articulares do quadril e da glenoumeral foram calculados de acordo com [42] e [43] respectivamente. Os centros articulares do tornozelo, joelho, cotovelo e punho foram calculados como o ponto médio entre as marcas laterais e mediais.

A realização deste trabalho foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da universidade, segundo o parecer 789/2007. Os voluntários foram esclarecidos quanto aos procedimentos realizados no estudo, e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O Grupo Hemiparético (HG) foi composto por 14 sujeitos acometidos por AVE, sendo 7 sujeitos hemiparéticos à direita e 7 sujeitos hemiparéticos à esquerda. Os critérios de inclusão foram: sujeitos do sexo masculino, acometidos por apenas 1 AVE, dos tipos isquêmico ou hemorrágico, com faixa etária entre de 40 a 60 anos, tempo mínimo pós-lesão de 3 anos e que não fizessem uso de dispositivos auxiliares para a marcha. A idade (média \pm desvio padrão) dos sujeitos do HG foi de 53.0 ± 10.3 anos, massa 74.9 ± 13.7 kg e estatura 1.68 ± 0.06 metros.

O Grupo Controle (CG) foi composto por 7 sujeitos do sexo masculino, faixa etária entre 40 e 60 anos, sem histórico de patologias que alterassem a marcha. A idade (média \pm desvio padrão) dos sujeitos do CG foi de 49.8 ± 4.0 anos, massa 82.4 ± 11.7 kg e estatura 1.69 ± 0.05 metros.

Para a caracterização do nível de comprometimento motor dos sujeitos do grupo hemiparético, foram aplicadas as seguintes escalas de avaliação clínica: Protocolo de desempenho físico de Fugl-Meyer [44] para a qual os sujeitos apresentaram pontuação motora média de 49.3 ± 20.7 indicando um comprometimento motor marcante; Escala de equilíbrio de

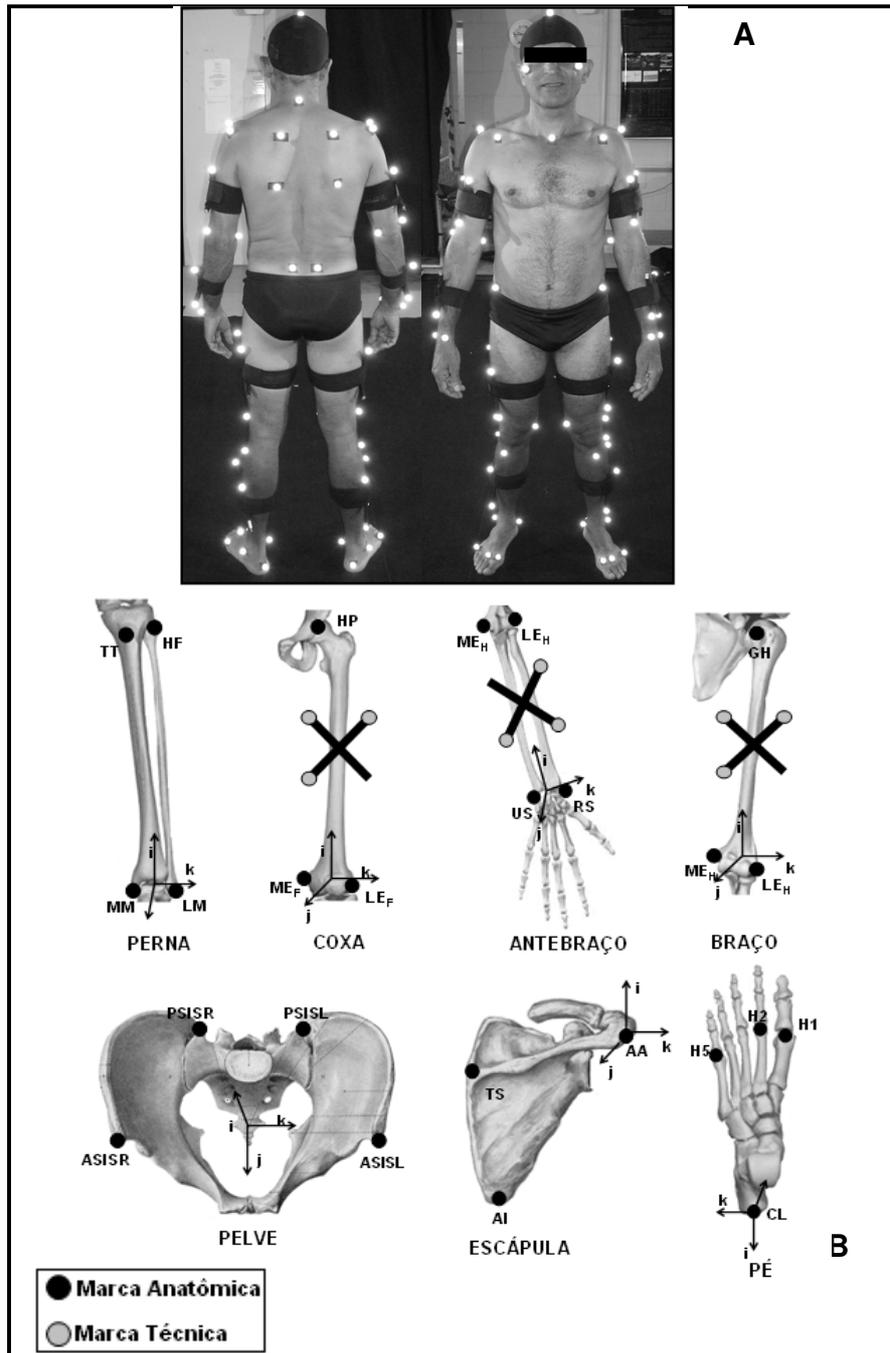


Figura1. Sistema de coordenadas anômico dos segmentos incluídos no modelo. Figura 1A. Posicionamento dos marcadores no trial estático. Figura 1B. Marcas anatômicas e Marcas técnica. As marcas anatômicas são representadas por: AA-Ângulo Acromial, AI-Ângulo inferior da escápula, CL- Calcâneo, GH-Centro articular da glenoumeral, HP-Centro articular do quadril, C7-7^a Vértebra cervical, ASISR and ASISL-Espinhas ilíacas direita e esquerda, PSISR and PSISL-Espinhas ilíacas pósterosuperiores direita e esquerda, MEF and LEF -Epicôndilo femoral medial e lateral, MEH and LEH -Epicôndilo medial e lateral do úmero, H1, H2, H5- Cabeça do primeiro, segundo e quinto metatarso, HF- Cabeça da fíbula, MM and ML- Maléolo medial e lateral da tíbia, RS and US-Processo estilóide do rádio e da úlna, TS-Espinha da escápula, TT- Tuberosidade da tíbia, VP- Vértebra do osso parietal, RZ and LZ- Arco zigomático direito e esquerdo. Os eixos dos sistemas de coordenadas são representa pelas letras i, j and, k.

Berg [45] onde a pontuação média dos sujeitos foi 50 que representa alteração leve do equilíbrio funcional; Escala modificada de Ashworth [46] para a qual a maioria dos grupos musculares avaliados apresentou grau 1 apontando hipertonía leve dos membros superiores e inferiores.

Para análise cinemática tridimensional foi utilizado o sistema DVideo [48, 49, 50]. Os movimentos foram registrados por 4 câmeras Basler (modelo A602fc), conectadas por um sistema *genlocked* com frequência de aquisição de 75 Hz. As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram suavizadas com um filtro digital Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 6Hz.

Três tipos de variáveis foram analisadas. 1) Variáveis espaço-temporais associadas ao ciclo de marcha do membro inferior. Neste caso, foram analisadas para todos os sujeitos, bilateralmente, as seguintes variáveis: o comprimento e largura do passo, comprimento da passada, velocidade, cadência, e as durações da fase de apoio, de balanço e de duplo-apoio. As variáveis espaço-temporais foram obtidas conforme descrito em [47]. Variáveis angulares discretas associadas ao ciclo da marcha do membro inferior e superior. São elas, o range, o máximo, o mínimo dos ângulos articulares, nos três planos de movimento das articulações do tornozelo, joelho, quadril, ombro (glenoumeral) e cotovelo. Essas variáveis foram extraídas a partir das curvas de variação angular de cada articulação durante um ciclo do membro inferior afetado e não-afetado. 3) Variáveis angulares contínuas em função do ciclo de marcha do membro inferior e superior. Para o cálculo dos ângulos articulares foi utilizada a convenção dos ângulos de Euler pela seqüência de rotação z, y' e x'' [51]. Foram analisadas as curvas em função do ciclo de marcha dos ângulos de Flexão/Extensão, Abdução/Adução, Rotação interna/externa. As curvas angulares foram normalizadas em função do ciclo da marcha.

A análise estatística foi feita em ambiente Matlab®. Esta baseou-se nas seguintes comparações: 1) Comparação entre os lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle e do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético; 2) Comparação entre os grupos controle e hemiparético; 3) Comparação das variáveis angulares contínuas das articulações afetadas e não afetadas do grupo hemiparético e as variáveis do grupo controle. As comparações foram feitas aplicando-se os testes estatísticos em cada um dos cem pontos percentuais do ciclo de marcha, visando à identificação intra-ciclo das fases em que ocorrem diferenças significativas.

Foram realizados os testes de normalidade dos dados (*Lilliefors Test, $P \leq 0.05$*), e de igualdade de variância (*F-Test, $P \leq 0.05$*). Nos casos onde foi encontrada distribuição normal

e igualdade de variância foi aplicada a estatística paramétrica utilizando o teste *t-student* ($P \leq 0.05$). De maneira alternativa, aplicou-se a estatística não-paramétrica, utilizando neste caso, o teste de Wilcoxon e U de Mann-Whitney, com $P \leq 0.05$.

1.3 - RESULTADOS

Não houve diferença estatística significativa ($P \leq 0.05$) entre os grupos para as variáveis independentes idade, massa e altura (test *t-student*, $P \leq 0.05$). Também não foram encontradas diferenças comparando-se a movimentação do membro direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle em nenhuma das variáveis espaço-temporais ou angulares estudadas. Por essa razão, e também considerando que todos os sujeitos eram destros, para a comparação entre os grupos controle e hemiparético foram utilizados apenas os resultados referentes a um ciclo do membro inferior direito dos sujeitos do grupo controle.

Os resultados das variáveis espaço-temporais são apresentados na Tabela 1 e mostram que a velocidade natural de marcha, o comprimento do passo e da passada dos sujeitos do grupo hemiparético foram significativamente menores, em ambos os ciclos afetado e não-afetado em relação ao grupo controle. Observa-se ainda que, as fases de apoio simples e apoio duplo do ciclo afetado apresentaram menor duração em relação ao ciclo não-afetado. A duração da fase de balanço do lado afetado foi maior em relação ao ciclo não-afetado.

A Tabela 2 apresenta os dados das variáveis angulares discretas nos três planos de movimento. Foram encontradas diferenças significativas das articulações do tornozelo e do quadril afetados, que oscilaram em torno de menores valores médios de extensão, enquanto que o joelho afetado apresentou menores valores médios de flexão, em relação às articulações do lado afetado, bem como ao grupo controle. Essas alterações nos valores médios dos ângulos articulares implica na redução da amplitude de movimento destas articulações. Nos planos frontal e transversal o quadril afetado, quando comparado ao não-afetado e ao grupo controle, apresentou maior média de abdução e rotação interna durante todo o ciclo, sendo que houve menor amplitude de movimento no plano frontal e maior amplitude de movimento no plano transversal. Já nas articulações do membro superior afetado a articulação glenoumeral realizou extensão

reduzida em relação ao lado não-afetado, enquanto que o cotovelo afetado apresentou maior flexão durante todo o ciclo, oscilando numa menor amplitude de movimento em relação ao lado não-afetado. Para o plano transversal, a articulação glenoumeral apresenta menor média de rotação externa em relação ao grupo controle, entretanto isso não influenciou em sua amplitude de movimento.

A análise intra-ciclo das variáveis angulares contínuas durante todo o ciclo de marcha torna possível a identificação exata das fases do ciclo nas quais os ângulos articulares dos hemiparéticos, tanto do lado afetado quanto do não afetado, diferem significativamente do grupo controle. Além disso, evidenciam os resultados apontados pelas variáveis discretas. A Figura 2 (plano sagital) mostra que em relação ao grupo controle, a articulação glenoumeral do lado afetado movimentou-se em extensão durante todo o ciclo da marcha, entretanto essa diferença não foi significativa. O cotovelo afetado apresentou flexão significativamente maior durante todo o ciclo de marcha. Simultaneamente, nas articulações dos membros inferiores, os tornozelos tanto afetado quanto não-afetado apresentaram maior flexão nas fases de contato inicial e resposta carga, e também no balanço inicial e médio, com a ausência do pico de extensão na transição da fase apoio para o balanço. Além disso, o joelho afetado apresentou menor flexão na fase de balanço inicial e médio, e o não-afetado apresentou maior flexão no balanço terminal. O quadril afetado demonstrou menor amplitude de flexão no contato inicial e na resposta carga.

A Figura 3 indica que no plano frontal foram vistas mínimas alterações no padrão de movimento das articulações glenoumeral e cotovelo do lado afetado, nas quais não foram encontradas diferenças significativas em relação ao grupo controle. Em contrapartida, o quadril não-afetado oscilou em abdução durante todo o ciclo, com diferença significativa durante as fases de apoio, balanço médio e terminal. Enquanto que não houve diferenças significativas para o quadril afetado durante todo o ciclo. Na Figura 4 (plano transversal) observou-se que em relação ao grupo controle a articulação glenoumeral do lado afetado oscilou quase que em torno da posição neutra, com diferença significativa durante toda a fase de balanço. Nas articulações dos membros inferiores, o quadril tanto afetado quanto não-afetado realizaram maior rotação interna durante as fases de apoio, balanço inicial e médio em relação ao grupo controle.

Tabela 1. Variáveis espaço-temporais dos grupos hemiparético e controle. Os sujeitos do GH são representados pelas letras A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L, e N. Os sujeitos do GC são representados pelos valores de média±desvio padrão dos 7 sujeitos. Para os sujeitos do GH são mostrados os dados referentes a um ciclo Afetado (AF) e um ciclo Não-afetado (UF) e para os sujeitos do GC os dados correspondem a um ciclo do membro inferior direito.

GH	Cadência (passos/min)		Velocidade (m/s)		Comprimento do Passo(m)		Largura do Passo (m)		Comprimento do ciclo (m)		Tempo de ciclo (s)		TempoAS (s)		TempoDS (s)		Tempo de balanço (s)	
	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF	AF	UF
A	83.7	81.8	0.21	0.59	0.52	0.31	0.08	0.19	0.31	0.86	1.43	1.47	0.87	1.10	0,30	0.73	0.57	0.37
B	84.7	87.8	0.62	0.62	0.43	0.45	0.14	0.18	0.88	0.84	1.42	1.37	0.85	0.87	0,28	0.37	0.57	0.50
C	100.0	93.5	0.52	0.53	0.44	0.23	0.20	0.26	0.63	0.69	1.20	1.28	0.78	0.95	0,37	0.62	0.42	0.33
D	79.1	77.4	0.50	0.50	0.39	0.39	0.18	0.21	0.76	0.77	1.52	1.55	0.98	1.12	0,45	0.68	0.53	0.43
E	97.3	100.0	0.85	0.84	0.49	0.49	0.24	0.23	1.05	1.00	1.23	1.20	0.82	0.83	0,40	0.47	0.42	0.37
F	67.9	68.6	0.49	0.49	0.29	0.27	0.25	0.02	0.87	0.87	1.77	1.75	1.13	1.33	0,50	0.92	0.63	0.42
G	122.0	124.1	0.38	0.37	0.24	0.12	0.10	0.09	0.37	0.36	0.98	0.97	0.52	0.75	0,05	0.53	0.47	0.22
H	73.1	84.2	0.36	0.39	0.28	0.28	0.20	0.16	0.59	0.55	1.64	1.42	0.97	1.15	0,30	0.88	0.67	0.27
I	84.2	84.9	0.36	0.32	0.26	0.20	0.15	0.20	0.51	0.45	1.43	1.41	0.83	1.18	0,23	0.94	0.60	0.23
J	77.6	73.4	0.69	0.67	0.46	0.57	0.16	0.07	1.07	1.09	1.55	1.64	0.82	1.15	0,09	0.66	0.73	0.49
K	97.8	97.7	0.79	0.77	0.40	0.52	0.14	0.09	0.97	0.95	1.23	1.23	0.71	0.87	0,19	0.52	0.52	0.35
L	89.5	88.5	0.65	0.68	0.39	0.47	0.15	0.09	0.87	0.93	1.34	1.36	1.12	0.94	0,91	0.52	0.22	0.42
M	88.9	88.2	0.79	0.73	0.53	0.51	0.05	0.03	1.06	0.99	1.35	1.36	0.77	0.99	0,20	0.62	0.58	0.37
N	103.2	105.7	0.90	0.89	0.48	0.51	0.18	0.05	1.04	1.01	1.16	1.13	0.77	0.73	0,38	0.33	0.39	0.40
M±SD (GH)	89.2 ± 14.0	89.7 ± 14.2	0.57[^] ± 0.21	0.59[^] ± 0.17	0.40[^] ± 0.09	0.38[^] ± 0.14	0.16 ± 0.05	0.13 ± 0.08	0.78[^] ± 0.26	0.81[^] ± 0.22	1.37 ± 0.21	1.36 ± 0.20	0.85* ± 0.16	0.99* ± 0.18	0.33* ± 0.20	0.63*[^] ± 0.19	0.52* ± 0.13	0.37* ± 0.08
M±SD (GC)	92.0 ± 9.0		0.83[^] ± 0.16		0.52[^] ± 0.06		0.12 ± 0.05		1.08[^] ± 0.13		1.32 ± 0.16		0.88 ± 0.14		0.44[^] ± 0.13		0.44 ± 0.04	

[^] Diferenças significativas entre ambos os ciclos, AF e UF, do GH e o GC (p<0.05).

* Diferenças significativas entre os ciclos Afetado e Não-afetado dos sujeitos do GH com (p<0.05).

[^] Diferenças significativas entre o ciclo Não-afetado e os sujeitos do GC p<0.05

Legenda: TempoAS = tempo de apoio simples; TempoDS =tempo de apoio duplo.

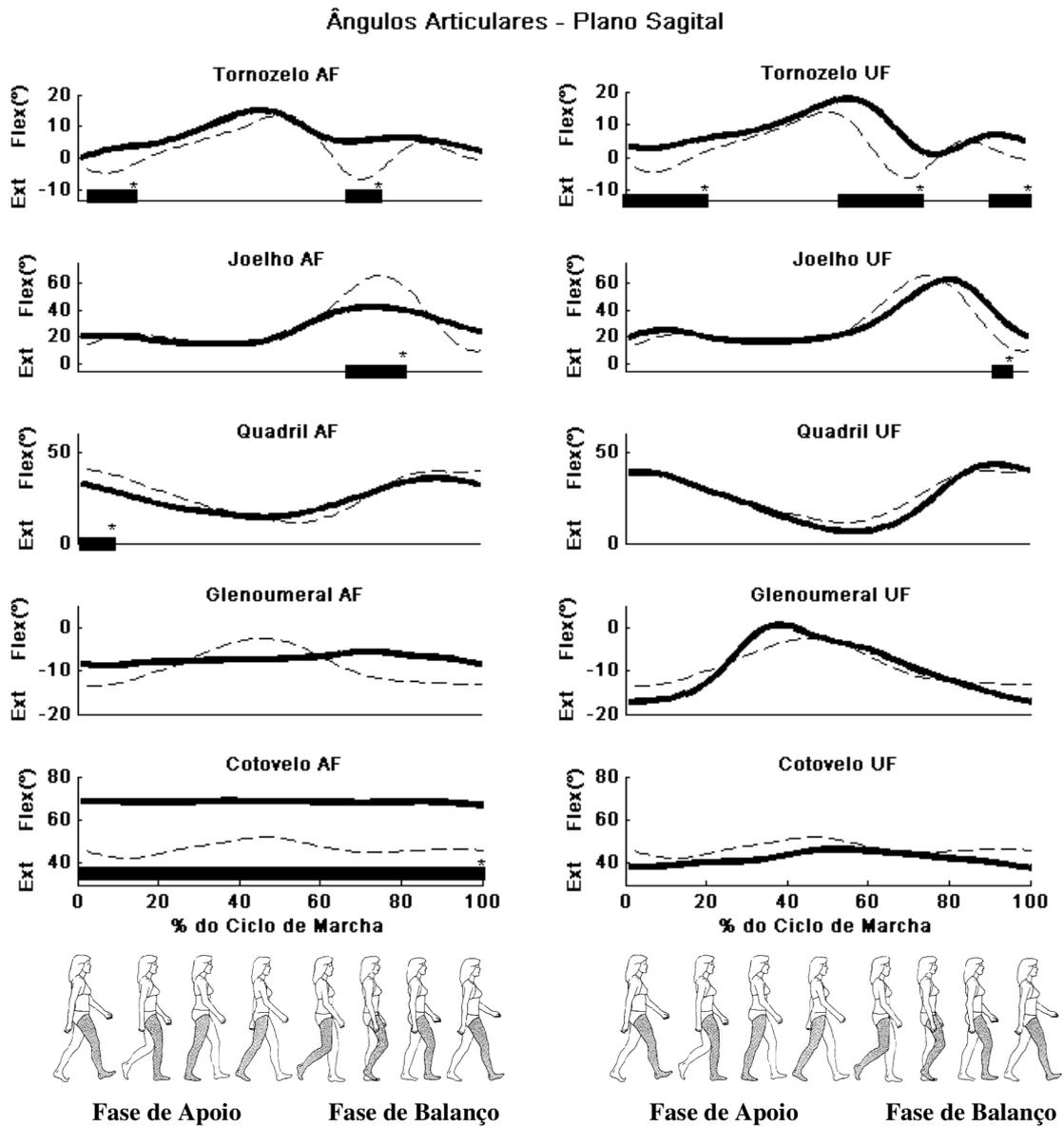


Figura 2. Média dos ângulos articulares de Flexão/Extensão do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada). Na coluna da direita da figura são mostrados, respectivamente, os ângulos articulares do lado Afetado (AF) e Não-afetado (UF). No eixo x estão indicados por —* as fases do ciclo de marcha nas quais foram encontradas diferenças significativas entre o GH e o GC.

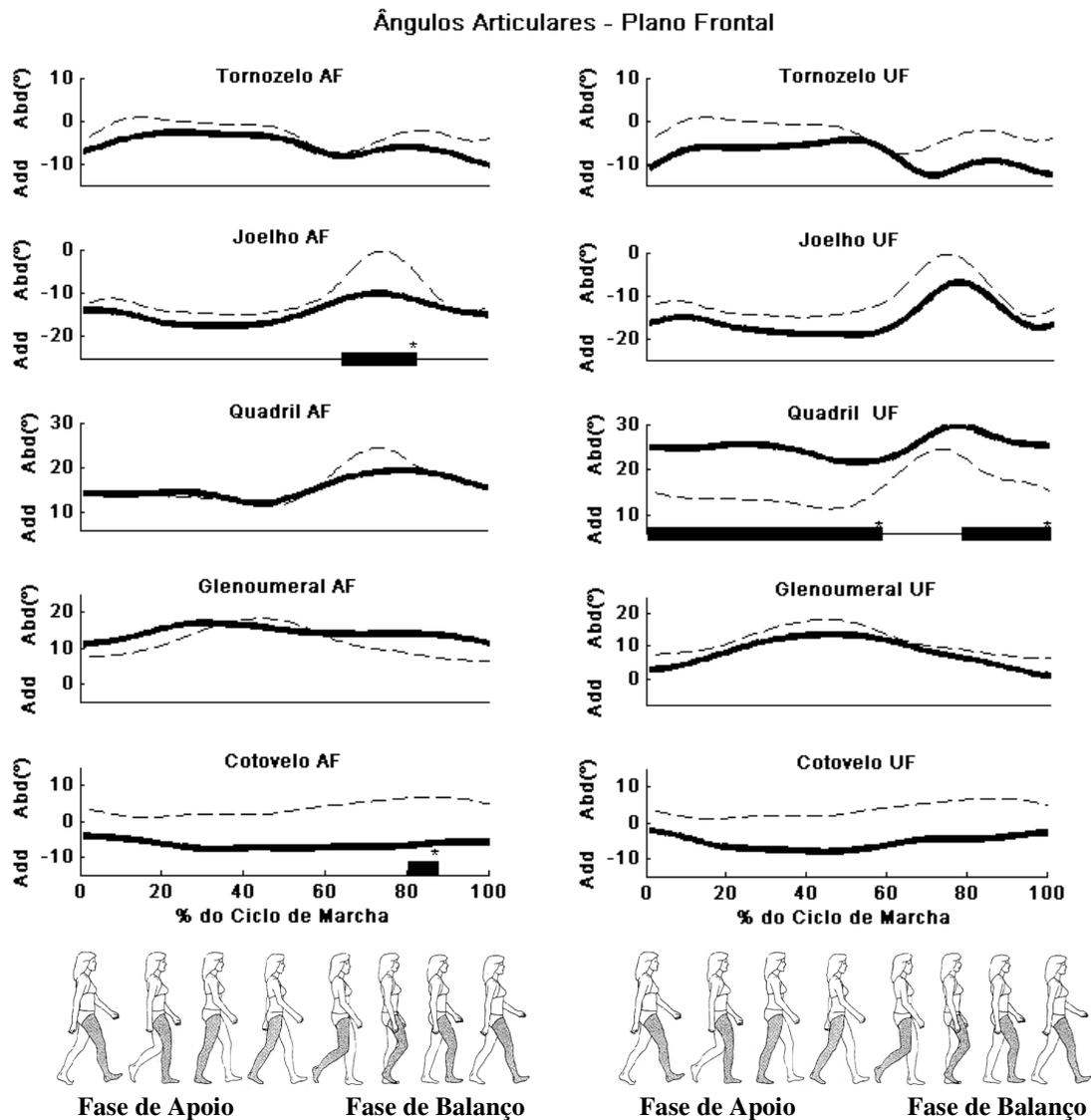


Figura 3. Média dos ângulos articulares de Abdução/Adução do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada). Na coluna da direita da figura são mostrados, respectivamente, os ângulos articulares do lado Afetado (AF) e Não-afetado (UF). No eixo x estão indicados por —* as fases do ciclo de marcha nas quais foram encontradas diferenças significativas entre o GH e o GC.

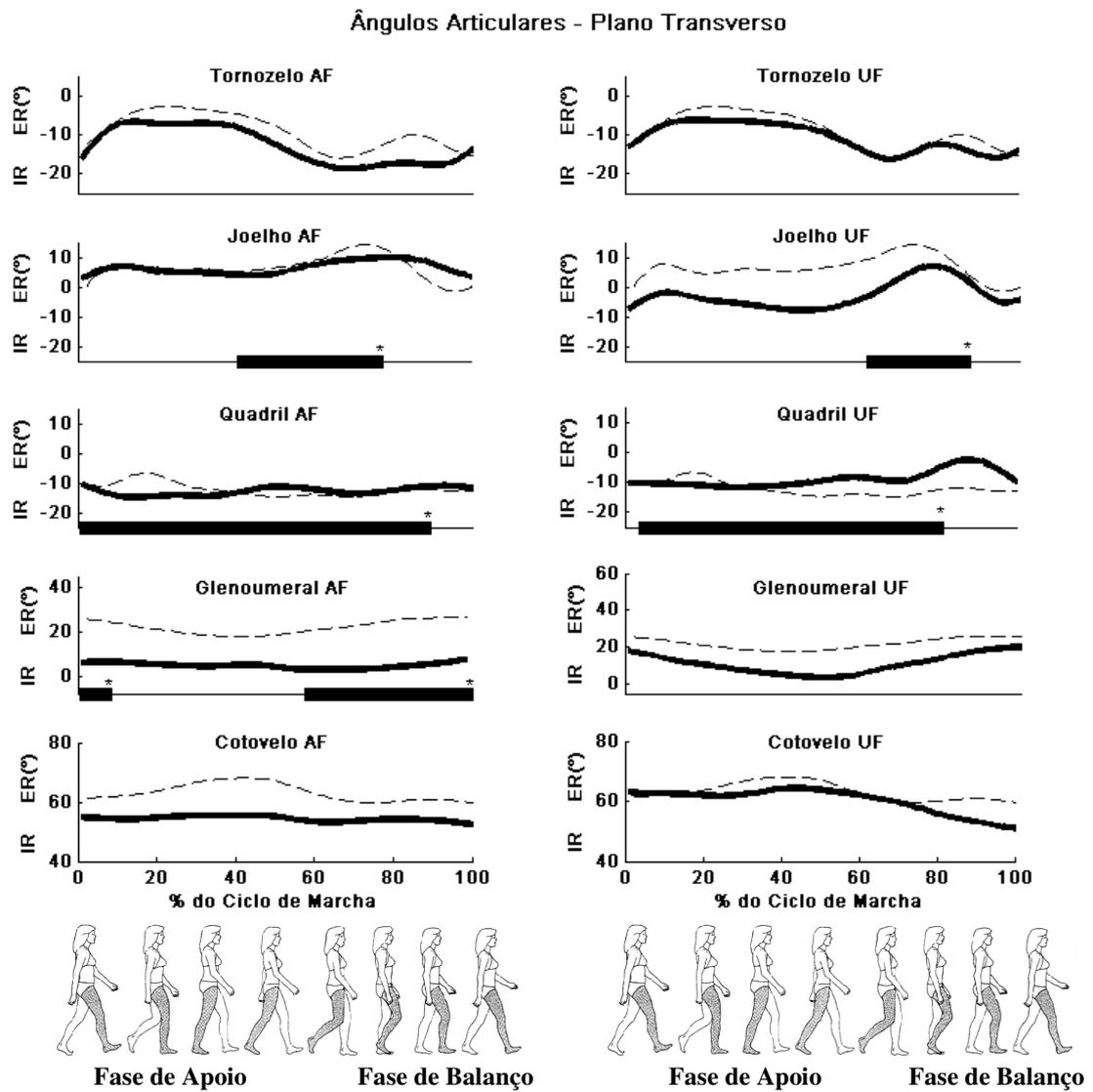


Figura 4. Média dos ângulos articulares de Rotação Interna/ Externa do GH (linha grossa) e do GC (linha tracejada). Na coluna da direita da figura são mostrados, respectivamente, os ângulos articulares do lado Afetado (AF) e Não-afetado (UF). No eixo x estão indicados por —* as fases do ciclo de marcha nas quais foram encontradas diferenças significativas entre o GH e o GC.

Tabela 2. Média \pm desvio padrão do range, máximo, mínimo e média dos ângulos articulares nos três planos de movimento. Os valores mostrados correspondem ao lado Afetado (AF) e Não-afetado (UF) dos sujeitos do GH, e para os sujeitos do GC correspondem ao lado direito.

Plano	Range			Máximo			Mínimo			Média Ângulos		
	AF	UF	GC	AF	UF	GC	AF	UF	GC	AF	UF	GC
Sagital												
Tornozelo	17.3 \pm 17.0 \dagger	17.4 \pm 16.6	22.6 \pm 2.9 \dagger	21.3 \pm 19.5	22.5 \pm 16.5	14.5 \pm 2.4	-4.9 \pm 12.9	-4.3 \pm 8.4	-8.1 \pm 3.1	7.0 \pm 3.9 \dagger	7.8 \pm 5.0 \blacktriangle	3.0 \pm 5.8 \dagger \blacktriangle
Joelho	37.8 \pm 21.1 \dagger	55.2 \pm 8.3*	57.8 \pm 7.6 \dagger	49.2 \pm 21.2 \dagger	66.9 \pm 22.0*	66.6 \pm 6.4 \dagger	11.4 \pm 8.0	11.6 \pm 27.4	7.7 \pm 6.4	25.8 \pm 9.7*	30.0 \pm 14.8 \blacktriangle	28.4 \pm 17.0 \blacktriangle
Quadril	25.2 \pm 7.9*	36.8 \pm 8.9*	31.7 \pm 6.0	37.4 \pm 10.3	43.7 \pm 19.7	43.3 \pm 5.1	11.8 \pm 8.3*	2.7 \pm 15.8*	10.5 \pm 8.0	24.0 \pm 7.3	24.6 \pm 12.8	26.7 \pm 10.4
Ombro	6.3 \pm 4.5 \dagger	30.4 \pm 22.7*	20.1 \pm 8.2 \dagger	-3.7 \pm 13.6	4.7 \pm 14.6	-2.3 \pm 6.4	-11.4 \pm 12.7	-18.8 \pm 21.6	-14.7 \pm 6.6	-7.3 \pm 0.9 \dagger	-9.5 \pm 6.0*	-9.2 \pm 3.9 \dagger
Cotovelo	8.4 \pm 4.4*	15.6 \pm 7.6*	12.0 \pm 4.3	72.2 \pm 19.4 \dagger	50.4 \pm 19.5*	53.0 \pm 5.8 \dagger	63.7 \pm 20.3 \dagger	34.8 \pm 18.3*	41.0 \pm 8.3 \dagger	68.2 \pm 0.4 \dagger	42.1 \pm 2.7 \blacktriangle	46.8 \pm 2.7 \dagger \blacktriangle
Plano Frontal												
Tornozelo	13.0 \pm 9.1*	25.3 \pm 18.5*	15.0 \pm 4.9	0.2 \pm 8.9	-1.9 \pm 10.7	1.4 \pm 4.9	-15.0 \pm 13.3	-18.6 \pm 10.9	-10.7 \pm 5.7	-5.6 \pm 2.2 \dagger	-8.2 \pm 2.7 \blacktriangle	-2.7 \pm 2.4 \dagger \blacktriangle
Joelho	27.5 \pm 9.0	33.1 \pm 20.1	23.0 \pm 6.5	-7.9 \pm 5.8 \dagger	1.6 \pm 21.8	0.7 \pm 6.9 \dagger	-19.2 \pm 5.4	-21.0 \pm 11.6	-18.1 \pm 3.0	-14.5 \pm 2.4 \dagger	-15.6 \pm 3.7 \blacktriangle	-11.1 \pm 4.5 \dagger \blacktriangle
Quadril	10.4 \pm 4.7 \dagger	13.6 \pm 4.5*	17.5 \pm 3.7 \dagger	21.9 \pm 9.4*	32.5 \pm 8.7 \blacktriangle	25.9 \pm 3.0 \blacktriangle	10.0 \pm 9.1*	18.9 \pm 9.8 \blacktriangle	8.4 \pm 5.4 \blacktriangle	15.4 \pm 2.3*	25.1 \pm 2.1 \blacktriangle	16.0 \pm 3.9 \blacktriangle
Ombro	8.9 \pm 5.1	15.3 \pm 11.0	12.0 \pm 3.8	18.7 \pm 12.3	16.6 \pm 16.2	18.4 \pm 6.0	9.0 \pm 13.8*	1.2 \pm 14.1*	5.6 \pm 5.9	14.2 \pm 1.6 \dagger	8.1 \pm 4.1 \blacktriangle	11.5 \pm 4.0 \dagger \blacktriangle
Cotovelo	6.4 \pm 5.4	8.9 \pm 6.9	7.9 \pm 6.1	-2.0 \pm 17.0	-1.2 \pm 19.5	8.6 \pm 9.0	-11.0 \pm 16.4	-11.5 \pm 22.5	-0.1 \pm 7.6	-6.7 \pm 1.0 \dagger	-5.6 \pm 1.8 \blacktriangle	3.7 \pm 2.0 \dagger \blacktriangle
Plano Transverso												
Tornozelo	16.5 \pm 9.1*	30.3 \pm 11.4*	22.6 \pm 5.7	-3.0 \pm 7.7	0.1 \pm 12.3	-2.4 \pm 4.5	-22.5 \pm 11.3	-22.0 \pm 10.3	-18.9 \pm 3.7	-12.8 \pm 4.6 \dagger	-10.9 \pm 3.6 \blacktriangle	-9.2 \pm 4.5 \dagger \blacktriangle
Joelho	12.5 \pm 12.7 \dagger	17.0 \pm 12.8	26.4 \pm 11 \dagger	14.9 \pm 27.6	15.2 \pm 18.6 \blacktriangle	-2.5 \pm 6.5 \blacktriangle	-3.5 \pm 28.4	-13.7 \pm 18.5	-21.5 \pm 9.0	6.3 \pm 2.1*	-2.9 \pm 4.4 \blacktriangle	6.4 \pm 4.0 \blacktriangle
Quadril	31.1 \pm 15.7 \dagger	13.3 \pm 5.4*	8.2 \pm 5.4 \dagger	-5.5 \pm 11.1 \dagger	-3.2 \pm 25.7 \blacktriangle	16.0 \pm 5.6 \blacktriangle	-20.0 \pm 13.5 \dagger	-20.3 \pm 25.0 \blacktriangle	-4.5 \pm 9.8 \dagger \blacktriangle	-12.9 \pm 1.3*	-9.0 \pm 2.6 \blacktriangle	-12.2 \pm 2.3 \blacktriangle
Ombro	10.4 \pm 5.9	16.7 \pm 14.8	10.0 \pm 4.1	10.0 \pm 21.9	19.9 \pm 31.8	27.3 \pm 8.7	-0.5 \pm 20.1	1.1 \pm 30.5	17.2 \pm 8.8	4.6 \pm 1.2 \dagger	11.0 \pm 5.2 \blacktriangle	22.0 \pm 3.0 \dagger \blacktriangle
Cotovelo	9.8 \pm 4.9*	16.2 \pm 10.5*	10.9 \pm 3.2	58.8 \pm 25.7	68.4 \pm 23.8	69.0 \pm 9.2	49.0 \pm 24.8	52.2 \pm 29.7	58.1 \pm 9.8	54.3 \pm 0.8 \dagger	60.1 \pm 4.1 \blacktriangle	63.1 \pm 2.9 \dagger \blacktriangle

\dagger Diferença significativa entre o lado Afetado e o GC ($p \leq 0.05$)

\blacktriangle Diferença significativa entre o lado Não-Afetado e o GC ($p \leq 0.05$)

*Diferença significativa entre os lados Afetado e Não-Afetado dos sujeitos do GH ($p \leq 0.05$)

1.4 – DISCUSSÃO

De acordo com a análise dos parâmetros espaço-temporais, os resultados deste estudo apontaram redução da velocidade natural de marcha, do comprimento do passo e da passada, redução das fases de apoio simples e duplo, e aumento da fase de balanço, corroborando com outros trabalhos que analisaram a marcha de hemiparéticos [1-3].

A análise da cinemática angular dos membros inferiores mostrou que a marcha de hemiparéticos é caracterizada pelas seguintes alterações das articulações do membro inferior afetado: menor mobilidade de flexão/extensão das articulações do quadril e joelho, com um pico significativamente menor de flexão do joelho e quadril, que afetam diretamente as fases de contato inicial, retirada do pé e, a fase de balanço do membro afetado. Esses achados também foram descritos por outros trabalhos [1-3], que afirmam que essas alterações são oriundas da espasticidade dos músculos extensores e fraqueza dos músculos flexores do joelho e quadril respectivamente.

Os sujeitos hemiparéticos analisados neste trabalho apresentaram déficit de flexão das articulações do quadril e joelho do lado afetado, fato que dificulta o avanço do membro inferior afetado durante a fase de balanço. Diante disso, observou-se que o quadril afetado não apresentou aumento da abdução na fase de balanço. Entretanto, o quadril não-afetado teve um aumento significativo da abdução durante essa fase. Esses achados sugerem que os sujeitos hemiparéticos aumentam a movimentação da articulação do quadril no plano frontal a fim de compensar a redução da amplitude de movimento no plano sagital.

Os dados da cinemática angular dos membros superiores dos sujeitos do grupo controle apontam que, no plano sagital, os membros superiores movimentam-se em fase com o membro inferior contralateral e em oposição de fase ao membro inferior ipsilateral, em concordância com a literatura [2, 53, 54]. Os movimentos realizados pelos membros superiores acontecem em sentido oposto e com igual magnitude aos produzidos pelos membros inferiores, conjuntamente a uma contração antecipatória do tronco, que permite aos membros inferiores movimentarem-se sem transferir rotações adicionais ao movimento global da marcha [40].

Neste trabalho foi possível observar que a movimentação do membro superior afetado de sujeitos hemiparéticos durante a marcha apresenta alterações significativas em relação

aos sujeitos do grupo controle. As seguintes alterações foram identificadas nas articulações do membro superior afetado: redução do range de movimento no plano sagital das articulações glenoumeral e cotovelo associado a um padrão de flexão acentuada do cotovelo durante todo o ciclo. No plano transversal, a articulação glenoumeral afetada apresentou tendência à rotação interna durante todo o ciclo. Essas alterações podem ser oriundas principalmente da espasticidade dos grupos musculares dos membros superiores, comumente observadas em sujeitos hemiparéticos por AVE [1].

A associação das alterações patológicas, nos planos sagital e transversal, implica na diminuição dos movimentos do membro superior afetado durante a marcha de hemiparéticos. Essa redução do movimento do membro superior parético pode estar relacionada com as alterações patológicas observadas no padrão global da marcha de hemiparéticos. Em trabalhos que analisaram o padrão de marcha de sujeitos normais com restrição de um ou dos dois braços [52, 55, 56], foram observadas diminuição do comprimento do ciclo e da velocidade de marcha e também a diminuição do controle postural durante a marcha de sujeitos com o braço restrito. Além disso, em outro estudo [25] foi mostrado que durante a marcha de hemiparéticos o movimento dos braços altera o padrão de ativação muscular dos membros inferiores.

Os resultados deste estudo indicam que pode haver um déficit na integração dos movimentos dos membros superiores e inferiores durante a marcha de hemiparéticos, uma vez que foram encontradas reduções significativas da amplitude de movimento das articulações do quadril e glenoumeral do lado afetado e, esse pode ser mais um fator que compromete o padrão de movimentação dos membros inferiores durante a marcha de hemiparéticos.

Em sujeitos hemiparéticos com comprometimento motor muito leve foi mostrado que a coordenação entre os movimentos dos membros superiores e inferiores não se altera [26], entretanto esse estudo não exclui a hipótese de que em sujeitos hemiparéticos com maior nível de comprometimento motor podem haver distúrbios da coordenação entre os membros superiores e inferiores durante a marcha.

De acordo com os resultados do presente estudo observou-se que a movimentação do membro superior não afetado dos sujeitos hemiparéticos não foi alterada. Embora, na marcha de indivíduos saudáveis tenha sido observado que a restrição do balanço de um braço aumenta o balanço do braço do lado oposto, a fim de manter a coordenação entre a extremidade superior e a inferior durante a marcha [56], esse fato não foi encontrado na marcha

de hemiparéticos.

Este estudo apresenta algumas limitações sendo elas a amostra reduzida de sujeitos tanto do grupo hemiparético quanto do grupo controle, e a heterogeneidade da amostra de sujeitos hemiparéticos em relação ao grau de recuperação motora de cada sujeito. Entretanto, essas limitações não comprometem a confiabilidade dos resultados, pois o objetivo deste trabalho foi justamente analisar as alterações do padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos crônicos e essa foi uma característica comum entre os sujeitos analisados. Portanto, embora os sujeitos apresentem uma variabilidade do grau de recuperação motora, foram identificadas alterações, características da patologia, no padrão de marcha desses sujeitos.

1.5 - CONCLUSÕES

Neste estudo foram descritos e analisados os movimentos dos membros superiores, integradamente à movimentação dos membros inferiores durante a marcha de hemiparéticos. Foi identificado que as articulações do membro superior afetado dos sujeitos hemiparéticos apresentam menor amplitude de movimento, padrão de flexão do cotovelo e rotação interna da glenoumeral durante a marcha, suportando a hipótese de que a movimentação do membro superior afetado é diferente em relação aos sujeitos normais e em relação ao membro não-afetado.

A análise integrada da movimentação dos membros superiores com os membros inferiores realizada neste trabalho indica que, as alterações do padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos podem ser agravadas pelos distúrbios na movimentação do membro superior afetado, evidenciando a importância e a necessidade da análise integrada dos movimentos dos segmentos corporais durante a marcha de hemiparéticos a fim de diagnosticar precisamente as alterações globais do padrão de marcha. Além disso, nos programas de reabilitação da marcha de hemiparéticos, as técnicas de tratamento para os movimentos dos membros superiores devem ser incluídas a fim de melhorar o padrão de marcha desses sujeitos.

Em estudos futuros a influência direta das alterações do movimento dos membros superiores no padrão de marcha deve ser explorada a fim de esclarecer qual a relação e

o impacto destas alterações nas características patológicas da marcha de sujeitos hemiparéticos. A integração da análise dos membros superiores e membros inferiores com o tronco e a cabeça pode enriquecer a análise dos padrões de movimento desses sujeitos.

1.6 - AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo- FAPESP (processo 06/05234-6).

CAPÍTULO 2

ANÁLISE CINEMÁTICA 3D DA TRAJETÓRIA DO CENTRO DE MASSA TOTAL DO CORPO E DAS CONTRIBUIÇÕES PARCIAIS DOS SEGMENTOS DURANTE A MARCHA DE HEMIPARÉTICOS

RESUMO:

O objetivo desse trabalho foi descrever e analisar a trajetória do centro de massa total do corpo (CM) durante a marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por Acidente Vascular Encefálico. Simultaneamente foram analisadas as contribuições parciais da movimentação de cada segmento corporal para a trajetória do CM a fim de identificar qual a contribuição de cada segmento para a trajetória do CM do corpo. Foram avaliados 14 sujeitos hemiparéticos e 7 sujeitos saudáveis, utilizando um protocolo de corpo inteiro para análise de marcha. A análise estatística foi baseada nas seguintes comparações: 1) Comparação da trajetória do CM durante um ciclo de marcha do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético com os sujeitos do GC; 2) Comparação das contribuições parciais dos segmentos do lado direito e esquerdo do grupo controle e do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético; 3) Comparação entre os grupos controle e hemiparético; 3) Comparação da trajetória do CM e das % de contribuição parcial dos segmentos corporais, em um ciclo do membro inferior afetado com o grupo controle ($P \leq 0.05$). Os resultados mostraram que nas direções lateral e vertical as curvas dos sujeitos hemiparéticos foram aproximadamente sinusoidais, com dois picos de diferentes amplitudes, associados a um menor deslocamento ântero-posterior do centro de massa total durante a marcha de hemiparéticos. As porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória CM mostraram que o tronco contribuiu mais para o deslocamento lateral do centro de massa e, na vertical os segmentos perna e pé do lado afetado contribuíram mais para o menor deslocamento vertical do centro de massa. As alterações na direção da progressão são oriundas da combinação dos distúrbios observados na outras duas direções.

Palavras-chave: Centro de Massa, Hemiparéticos e Análise Integrada.

2.1 - INTRODUÇÃO

O corpo humano é um sistema biomecânico articulado no qual o movimento de qualquer segmento corporal afeta o resultado global de sua movimentação. A translação deste sistema biomecânico (corpo humano) pode ser bem representada pela trajetória de seu centro de massa. Na marcha normal, alguns estudos [2, 30, 31, 57, 58] descrevem e analisam a trajetória do centro de massa do corpo durante a marcha. Esses autores encontraram um padrão de deslocamento aproximadamente sinusoidal, com dois picos simétricos de baixa amplitude nas direções vertical e médio-lateral. A trajetória do centro de massa total do corpo é frequentemente usada para avaliar a eficiência e a simetria durante a marcha, pois sua movimentação é o resultado final da combinação de gasto energético e movimento dos segmentos corporais [27].

A análise da trajetória do centro de massa total do corpo pode também ser aplicada na análise da marcha patológica e tem sido utilizada para simplificar a análise de marcha e diagnosticar os desvios em relação à marcha normal [28]. Lesões do sistema nervoso central, como o Acidente Vascular Encefálico (AVE), afetam o mecanismo neurofisiológico de ativação e coordenação do sistema músculo-esquelético implicando em distúrbios do movimento dos segmentos corporais durante a marcha. Essas desordens motoras alteram a movimentação dos segmentos corporais e, conseqüentemente, a trajetória do centro de massa. De maneira que, a análise do CM pode ser uma importante ferramenta para a compreensão do mecanismo da marcha patológica [28].

Sendo assim, alguns estudos [5, 6] utilizaram o centro de massa como parâmetro principal para analisar a marcha de sujeitos com desordens motoras. O primeiro estudo analisou a trajetória do centro de massa do corpo, nas direções vertical e médio-lateral, durante a marcha de crianças com mielomeningocele e identificaram assimetrias na trajetória em relação ao grupo controle [5]. No segundo estudo, a trajetória do centro de massa foi analisada durante a marcha de crianças com artrose juvenil idiopática e mostraram que o centro de massa manteve-se posteriorizado, atribuindo esses resultados ao efeito da dor durante a marcha [6].

Embora o padrão de marcha dos membros inferiores de sujeitos hemiparéticos por AVE tenha sido estudado a partir de variáveis angulares, espaço-temporais, dinâmicas e eletromiográficas [1-3], não foram encontrados na literatura estudos que tenham analisado a

trajetória do centro de massa total do corpo durante a marcha de sujeitos hemiparéticos por AVE. Esses estudos apontam distúrbios do movimento dos segmentos tanto do lado parético quanto do não-parético em relação aos sujeitos normais durante a marcha.

Os trabalhos [1, 2] levantam a hipótese de que podem ocorrer alterações na trajetória do centro de massa do corpo durante a marcha de sujeitos hemiparéticos. Esses autores afirmam que pode haver um maior deslocamento vertical e lateral da trajetória do centro de gravidade do corpo durante a marcha levando a um maior gasto energético e conseqüentemente menor eficiência do padrão de marcha desses sujeitos. Entretanto, a trajetória do centro de massa total do corpo não foi quantificada nesses trabalhos.

Embora a trajetória do centro de massa total do corpo seja útil para estudar o padrão de marcha normal ou patológica, a identificação das contribuições individuais do movimento dos segmentos do corpo humano para a sua trajetória pode ser interessante para a análise da influência do movimento de cada segmento corporal no deslocamento do centro de massa durante a marcha. Em um estudo do equilíbrio durante a marcha de idosos, [38] afirmam que pela análise da trajetória do centro de massa do corpo é possível distinguir os sujeitos com distúrbios do equilíbrio e os sujeitos normais. A partir disso, estudaram a hipótese de que analisando apenas a movimentação isolada dos segmentos cabeça, pelve e tronco seria possível obter as mesmas informações promovidas pelo centro de massa do corpo. Os resultados não confirmaram essa hipótese, porém mostram que a movimentação individual dos segmentos foi alterada pelos distúrbios do equilíbrio.

Diante disso, a análise simultânea da trajetória do centro de massa total do corpo e da movimentação individual de cada segmento em relação ao centro de massa pode ajudar a identificar quais segmentos apresentam maior contribuição com sua posição ou oscilação para a trajetória do CM total do corpo.

Dessa forma, o objetivo principal desse trabalho foi descrever e analisar a trajetória do centro de massa total durante a marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por AVE. Simultaneamente serão analisadas as contribuições parciais da movimentação de cada segmento corporal para a trajetória do centro de massa total do corpo a fim de identificar como os segmentos e suas alterações que influenciam a trajetória do centro de massa total do corpo. Neste estudo hipotetizamos que a trajetória do centro de massa total do corpo é alterada, tanto no ciclo do membro inferior afetado quanto no não-afetado, quando comparada aos sujeitos do grupo

controle. Além disso, que a movimentação de alguns segmentos corporais podem ter uma maior influência nessas alterações da trajetória do centro de massa total do corpo.

2.2 - MÉTODOS

A trajetória centro de massa do corpo humano pode ser obtida por diferentes métodos, dentre eles os cinéticos e os cinemáticos [29, 30, 31]. O método cinemático para obtenção do CM do corpo exige um modelo antropométrico acurado e a obtenção das coordenadas tridimensionais dos pontos associados ao modelo [32-35]. Esse método tem alta acurácia na determinação do centro de massa por combinar as medidas antropométricas de cada sujeito [58].

Para a determinação do centro de massa do corpo, neste trabalho foi utilizado um protocolo para análise de marcha, no qual o corpo humano foi representado como um sistema de corpos rígidos articulados e que inclui o posicionamento e a orientação dos membros inferiores, membros superiores, cabeça, tronco, escápula e pelve. Este protocolo permitiu a associação de um modelo antropométrico para cálculo dos parâmetros inerciais proposto por [36] e adaptado por [37] para obtenção dos parâmetros inerciais necessários para o cálculo do centro de massa total do corpo. A partir do centro de massa total do corpo foi desenvolvida uma metodologia para calcular as porcentagens de contribuição de cada segmento corporal para a trajetória do centro de massa total do corpo.

A realização deste trabalho foi aprovada pelo comitê de ética em pesquisa da universidade, segundo o parecer 789/2007. Os voluntários foram esclarecidos quanto aos procedimentos realizados no estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O Grupo Hemiparético (HG) foi composto por 14 sujeitos acometidos por AVE, sendo 7 sujeitos hemiparéticos à direita e 7 sujeitos hemiparéticos à esquerda. Os critérios de inclusão foram: sujeitos do sexo masculino, acometidos por apenas 1 AVE, dos tipos isquêmico ou hemorrágico, com faixa etária entre de 40 a 60 anos, tempo mínimo pós-lesão de 3 anos e que não fizessem uso de dispositivos auxiliares para a marcha. A idade (média \pm desvio padrão) dos sujeitos do HG foi de 53.0 ± 10.3 anos, massa 74.9 ± 13.7 kg e estatura 1.68 ± 0.06 metros.

O Grupo Controle (CG) foi composto por 7 sujeitos do sexo masculino, faixa etária entre 40 e 60 anos, sem histórico de patologias que alterem a marcha. A idade (média \pm

desvio padrão) dos sujeitos do CG foi de 49.8 ± 4.0 anos, massa 82.4 ± 11.7 kg e estatura 1.69 ± 0.05 metros.

Para a caracterização do nível de comprometimento motor dos sujeitos do grupo hemiparético, foram aplicadas as seguintes escalas de avaliação clínica: Protocolo de desempenho físico de Fugl-Meyer [44] para a qual os sujeitos apresentaram pontuação motora média de 49.3 ± 20.7 indicando um comprometimento motor marcante; Escala de equilíbrio de Berg [45] onde o score médio dos sujeitos foi 50 que representa alteração leve do equilíbrio funcional; Escala modificada de Ashworth [46] para a qual a maioria dos grupos musculares avaliados apresentou grau 1 apontando hipertonía leve dos membros superiores e inferiores.

Para análise cinemática tridimensional foi utilizado o sistema DVideo [48, 49, 50]. Os movimentos foram registrados por 4 câmeras Basler (modelo A602fc), conectadas por um sistema genlocked com frequência de aquisição de 75 Hz. As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram suavizadas com um filtro digital Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 6Hz.

O protocolo para posicionamento e orientação dos segmentos corporais considera o corpo humano como um sistema de treze corpos rígidos articulados sendo eles: tronco, pelve, cabeça, escápulas, braços, antebraços, coxas, pernas e pés. Para a determinação do centro de massa de cada segmento e também do centro de massa total do corpo, são utilizadas as coordenadas tridimensionais dos pontos do modelo de representação dos segmentos corporais para a delimitação dos segmentos a partir da obtenção dos centros de rotação (ou centros articulares) das articulações envolvidas no modelo. De acordo com o modelo proposto por [36], os segmentos são definidos pela distância entre os centros articulares adjacentes de cada articulação conforme mostrado na Figura 5.

Neste trabalho os centros das articulações dos tornozelos, joelhos, cotovelo, e punho foram determinados como o ponto médio entre os marcadores das extremidades mediais e laterais dessas articulações. Os centros articulares do quadril e ombro foram calculados pelo método de predição a partir das equações propostas por [42] e [43] respectivamente. A determinação dos centros articulares está descrita no anexo III.

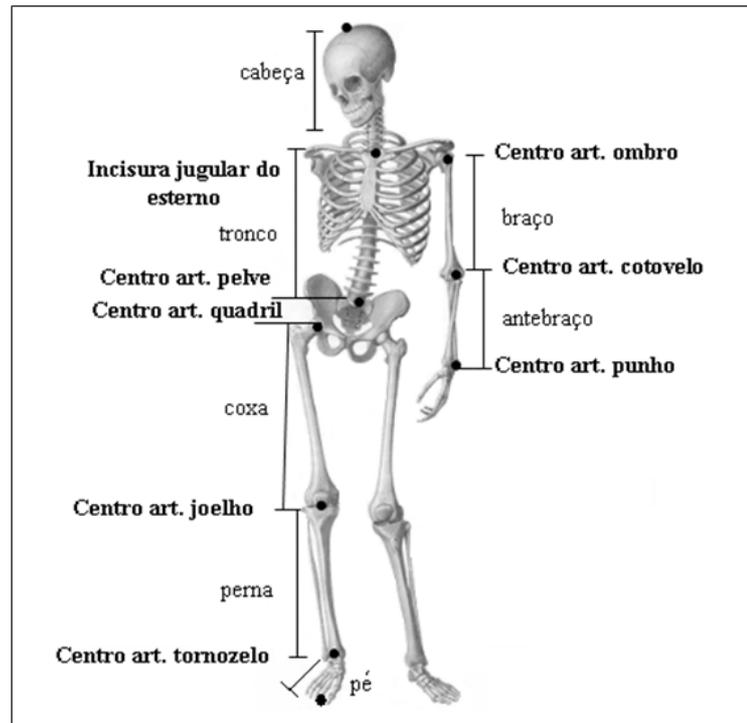


Figura 5. Delimitação dos segmentos de acordo com [36,37]

Segundo o modelo de segmentação do corpo para determinação de parâmetros inerciais por [36], os segmentos corporais são considerados como cilindros. Sendo assim, é necessária a perimetria em regiões específicas de cada segmento. Os comprimentos dos segmentos são entendidos como distâncias projetadas entre pontos anatômicos específicos, que são denominados de comprimentos anatômicos. Para que estas medidas antropométricas estejam de acordo com a distância entre os centros de rotação de cada articulação é necessário o cálculo do comprimento biomecânico. Com todos estes parâmetros é possível calcular os parâmetros inerciais de cada segmento e conseqüentemente do corpo todo.

O cálculo do comprimento biomecânico para obtenção da massa relativa de cada segmento corporal em relação à massa total é dada pela equação (3).

$$Lb_i = L_i * Kb_i \quad (3)$$

Onde:

Lb_i = Comprimento biomecânico;

L_i =Comprimento anatômico;

Kb_i = Constante relacionada ao comprimento biomecânico.

A partir da obtenção do comprimento biomecânico é possível calcular então a massa relativa de cada segmento corporal através da equação (4).

$$M_i = Km_i * Lb_i * C_i^2 \quad (4)$$

Onde:

Lb_i = Comprimento biomecânico;

C_i =Perímetro;

Km_i = Constante relativa à massa de cada segmento

O centro de massa total do corpo foi determinado através equação (5):

$$\vec{r}_{cm} = \frac{\sum_{i=1}^N m_i \vec{r}_i}{\sum_{i=1}^N m_i}$$

Onde:
 m_i = massa relativa de cada segmento corporal;
 \vec{r}_i = vetor-posição do i-ésimo segmento corporal

Foram obtidas as coordenadas tridimensionais do vetor-posição do CM do corpo em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório. De acordo com a convenção do sistema de coordenadas do laboratório, o eixo X é látero-lateral e positivo para a esquerda, o eixo Y é vertical e positivo para cima e o eixo Z é ântero-posterior e positivo para frente. A Figura 6 mostra a posição dos centros de massa de cada segmento corporal e da trajetória do CM do corpo obtidos pela equação (5).

As trajetórias lateral, vertical e ântero-posterior do centro de massa total do corpo foram analisadas durante um ciclo do membro inferior afetado e não-afetado dos sujeitos do GH e, durante um ciclo do membro inferior direito dos sujeitos do GC. Para a análise dos

dados do deslocamento lateral do centro de massa do corpo dos sujeitos do grupo hemiparético, em virtude de haver sujeitos afetados à direita e à esquerda, os dados da coordenada lateral dos sujeitos hemiparéticos à esquerda foram espelhados. Dessa forma, os lados direito e esquerdo foram ignorados e a convenção passou a ser em relação aos lados afetado e não afetado, sendo positivo o deslocamento para o lado não afetado (UF) e negativo os deslocamento para o lado afetado (AF).

Para a comparação da oscilação da trajetória do centro de massa total do corpo do corpo dos sujeitos do GC e do GH em cada uma das coordenadas, as curvas foram centradas na média de maneira a eliminar o efeito da posição do sujeito em relação ao sistema de coordenadas global. Além disso, as curvas foram normalizadas em função do ciclo de marcha, para que houvesse correspondência entre os eventos do ciclo de marcha dos diversos sujeitos analisados.

Para o cálculo das contribuições de cada segmento para a trajetória total do centro de massa do corpo, inicialmente foi feita a translação das origens dos centros de massa dos segmentos envolvidos no modelo para o centro de massa total do corpo, a fim de observar as oscilações desses centros de massa em relação ao centro de massa total.

A partir das trajetórias dos centros de massa de cada segmento corporal envolvido no modelo, foi calculada a contribuição de cada segmento corporal, através da normalização das trajetórias do centro de massa de cada segmento corporal em função da massa total dos segmentos envolvidos no modelo.

A equação (6) mostra a obtenção de uma proporção da massa de cada segmento corporal em relação à somatória das massas dos segmentos envolvidos no modelo.

$$\lambda_i = \frac{m_i}{\sum_{i=1}^N m_i} \quad \text{Onde:} \quad (6)$$

λ_i = Proporção da massa de cada segmento corporal em relação à massa total;
 m_i = massa relativa de cada segmento;
 $\sum m_i$ = Somatória das massas de todos os segmentos envolvidos no modelo

A partir disso, foram calculadas as contribuições parciais de cada segmento corporal para a trajetória do CM conforme mostrado na equação (7).

$$\vec{c}_i = \lambda_i \vec{r}_i \quad (7)$$

\vec{c}_i = Contribuição de cada segmento para o CM total;
 λ_i = Proporção da massa de cada segmento corporal em relação à massa total;
 \vec{r}_i = Vetor posição do centro de massa de cada segmento.

Esses valores são transformados em valores percentuais conforme mostrado pela equação (8), e vão representar a porcentagem de contribuição de cada segmento para a trajetória do centro de massa total do corpo.

$$\% \vec{c}_i = \frac{\vec{c}_i * 100}{\sum_{i=1}^N \vec{c}_i}$$

Onde:

$\% \vec{c}_i$ = Porcentagem de Contribuição de cada segmento em relação a contribuição de todos os segmentos.

$\sum_{i=1}^N \vec{c}_i$ = Somatória das contribuições parciais de todos os segmentos envolvidos no modelo.

Os valores de contribuição seguem a seguinte convenção do sistema de coordenadas local, que é o centro de massa total do corpo: positivo para a esquerda, para cima e para frente. De maneira semelhante ao que foi realizado para a análise do centro de massa total do corpo, os valores de contribuições dos segmentos dos sujeitos hemiparéticos à esquerda foram espelhados, de forma que a contribuição positiva passa a ser na direção do lado não-afetado e a negativa para o lado afetado. Para as direções vertical e ântero-posterior, a interpretação das contribuições deve ser, respectivamente, positiva para as contribuições para cima e para frente do centro de massa total do corpo.

A análise estatística foi feita em ambiente Matlab[®]. Esta baseou-se nas seguintes comparações: 1) Comparação da trajetória do centro de massa total do corpo durante um do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético aos sujeitos do GC; 2) Comparação das contribuições parciais dos segmentos do lado direito e esquerdo do grupo controle e do lado afetado e não afetado do grupo hemiparético; 3) Comparação entre os grupos controle e hemiparético; 3) Comparação da trajetória do centro de massa e das % de contribuição parcial dos segmentos corporais, em um ciclo do membro inferior afetado com o grupo controle. As comparações foram feitas aplicando-se os testes estatísticos em cada um dos cem pontos

percentuais do ciclo de marcha, visando à identificação intra-ciclo das fases em que ocorrem diferenças significativas.

Foram realizados os testes de normalidade dos dados (*Lilliefors Test*, $P \leq 0.05$), e de igualdade de variância (*F-Test*, $P \leq 0.05$). Nos casos onde foi encontrada distribuição normal e igualdade de variância foi aplicada a estatística paramétrica utilizando o teste *t-student* ($P \leq 0.05$). De maneira alternativa, aplicou-se a estatística não-paramétrica, utilizando neste caso, o teste de Wilcoxon e U de Mann-Whitney com $P \leq 0.05$.

2.3 - RESULTADOS

A Figura 6 mostra a trajetória do centro de massa total do corpo nas coordenadas lateral, vertical e ântero-posterior em função de um ciclo de marcha membro inferior afetado e não-afetado dos sujeitos do grupo hemiparético e direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle. São apresentadas as curvas médias dos sujeitos do GH e GC e as fases do ciclo nas quais foram encontradas diferenças significativas entre os grupos são destacadas no eixo das abscissas dos gráficos.

As curvas do centro de massa total do corpo durante a marcha apresentam um padrão característico de deslocamento. As trajetórias lateral e vertical são caracterizadas por curvas aproximadamente sinusoidais, com dois picos, o primeiro na fase de apoio médio e o segundo na fase de balanço médio. Esses picos correspondem ao momento em que peso é transferido de um membro inferior para o outro, na transição da fase de apoio para a fase de balanço. A trajetória ântero-posterior do centro de massa total do corpo é caracterizada por uma reta crescente que indica a progressão do centro de massa total do corpo ao longo do ciclo de marcha.

Nas trajetórias lateral e vertical dos sujeitos do GH e GC respectivamente, observa-se que as curvas dos sujeitos do GH apresentam dois picos de diferentes amplitudes em relação às curvas dos sujeitos do GC. Na lateral foram encontradas diferenças significativas no apoio inicial e médio, bem como no balanço inicial, de maneira que sujeitos do GH apresentaram um maior deslocamento em relação ao GC. Na vertical foram encontradas diferenças significativas em todo o apoio simples, no balanço inicial e médio, onde os sujeitos do GH apresentaram menor deslocamento vertical do centro de massa do corpo em relação ao GC.

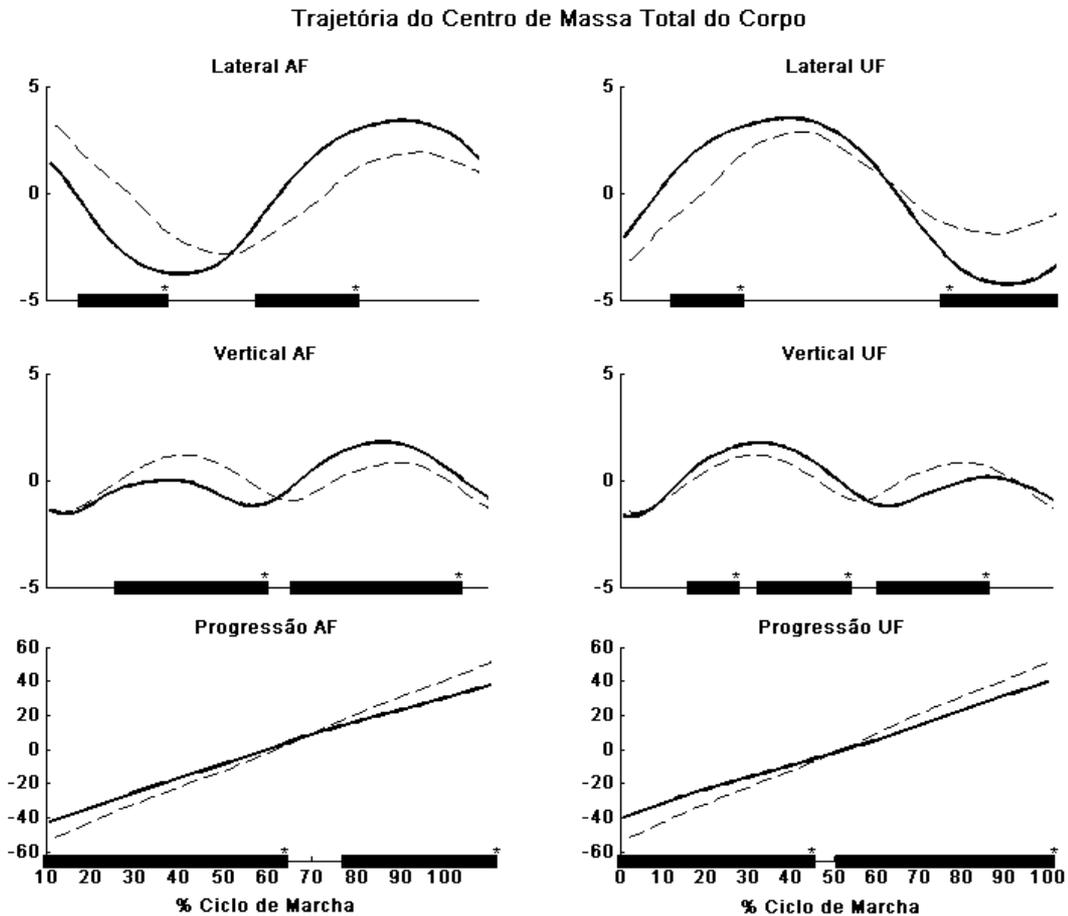


Figura 6. Curvas médias das trajetórias lateral, vertical e ântero-posterior do Centro de Massa total do corpo em função de um ciclo de marcha dos sujeitos do GH e GC. Nas colunas da direita e da esquerda da figura são mostradas, respectivamente, as trajetórias do centro de massa em um ciclo de marcha do membro afetado e não-afetado dos sujeitos hemiparéticos. No eixo x estão indicadas por —* as fases do ciclo de marcha em que foram encontradas diferenças significativas entre o GC e o GH.

Na progressão as diferenças ocorreram nas fases de apoio simples, balanço médio e final, sendo que os sujeitos hemiparéticos apresentaram sempre menores valores de deslocamento em relação ao grupo controle.

A tabela 3 contém os valores de range de deslocamento lateral, vertical e ântero-posterior do centro de massa do corpo dos sujeitos do grupo controle e hemiparético. Para os sujeitos do grupo controle foram comparados os ranges de deslocamento, nas três direções, durante um ciclo do membro inferior direito e esquerdo e não foram encontradas diferenças significativas. Para os sujeitos hemiparéticos foram quantificados os ranges de deslocamento

durante um ciclo do membro inferior afetado e não-afetado. Esses valores foram comparados entre si e com o grupo controle. O range de deslocamento ântero-posterior do centro de massa dos sujeitos hemiparéticos foi significativamente menor, tanto do no ciclo do membro afetado quanto do não-afetado, em relação ao grupo controle. Entretanto, não houve diferença significativa entre o range do ciclo afetado em relação ao não-afetado. Os ranges de deslocamento lateral e vertical do centro de massa do corpo, não apresentaram diferenças significativas em nenhuma das comparações. A partir do centro de massa total do corpo, foram quantificadas as porcentagens de contribuição de cada segmento corporal para a trajetória do centro de massa total do corpo, nas três direções do movimento, para os sujeitos do GH e GC.

Tabela 3. Range de deslocamento do centro de massa total do corpo nas coordenadas lateral, vertical e ântero-posterior durante um ciclo de marcha dos sujeitos do GH e do GC. Os sujeitos do GH são representados pelas letras A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L, M e, N. Os dados do GH são referentes a um ciclo do membro inferior afetado e não-afetado. Os sujeitos do GC são representados pelos valores de média e desvio padrão.

<i>GH</i>	Range Lateral (cm)		Range Vertical (cm)		Range Progressão (cm)	
	AF	UF	AF	UF	AF	UF
M±SD (GH)	8.9±3.8	9.3±3.2	3.9±1.2	3.8±1.1	80.6±21.8 [†]	80.3±21.7 ^λ
M±SD (GC)	7.2±1.3		2.9±0.7		105.1±11.9 ^{†λ}	

[†] Diferença significativa entre o range do lado Afetado e o GC $p \leq 0.05$;

^λ Diferença significativa entre o range do lado Não-Afetado e o CG $p \leq 0.05$.

Na tabela 4 são mostrados os valores médios absolutos das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais, nas três direções do movimento, para os sujeitos dos grupos controle e hemiparético. Os valores são correspondentes a um ciclo do membro inferior direito para os sujeitos do GC e um ciclo do membro inferior afetado dos sujeitos do GH. Foram comparados os valores de contribuição dos segmentos do lado direito e esquerdo dos sujeitos do GC e não foram encontradas diferenças significativas, assim na tabela 4 são mostrados apenas os valores médios dos segmentos o lado direito.

Os valores médios absolutos de contribuição, na direção lateral mostram que do lado afetado, a perna e pé apresentaram maiores valores de contribuição enquanto que, o braço e o antebraço apresentaram menores valores de contribuição quando comparados tanto aos segmentos do lado não-afetado quanto ao GC. Além disso, o valor médio de contribuição do tronco foi significativamente maior em relação ao GC. Na vertical, foram observados menores valores médios de contribuição da perna e da coxa do lado afetado em relação ao não-afetado e ao GC. A perna afetada apresentou maior valor de contribuição em relação a não-afetada e o antebraço afetado teve maior contribuição em relação ao GC. Não foram encontradas diferenças

significativas do tronco e da cabeça na direção vertical. Na direção de progressão apenas a porcentagem de contribuição da perna afetada foi significativamente maior que a não-afetada, e da cabeça foi maior em relação ao grupo controle.

Outro fator relevante que foi observado na tabela 4 é que, na direção lateral a contribuição dos segmentos se dá tanto pela posição desses segmentos em relação ao centro de massa total do corpo, quanto pela oscilação dessa porcentagem de contribuição ao longo do ciclo de marcha. Enquanto que, na vertical a contribuição dos segmentos se dá pela posição em relação ao centro de massa, uma vez que a oscilação durante o ciclo é em torno de zero.

A Figura 7 mostra as curvas de porcentagem de contribuição de cada segmento corporal em função de um ciclo de marcha do membro inferior afetado na direção lateral, na qual observa-se que em relação ao GC os segmentos pé e perna do lado afetado dos hemiparéticos apresentaram um maior percentual de contribuição durante as fases de apoio inicial e médio. Enquanto que, a coxa, o braço e o antebraço do lado afetado apresentaram menor percentual de contribuição no apoio médio e durante toda a fase de balanço. Além disso, o tronco teve uma maior contribuição no sentido do lado afetado durante a fase de apoio. Nos segmentos do lado não-afetado observou-se apenas que o pé teve um aumento significativo da contribuição no início da fase de apoio, em relação ao GC.

Na figura 8, na qual são mostradas as curvas de contribuição na direção vertical, nota-se que em relação ao GC os segmentos pé e braço do lado afetado apresentaram um maior percentual de contribuição no sentido negativo, isto é, para baixo, durante todo o ciclo de marcha. Enquanto que, a coxa afetada teve contribuição menos negativa, ou seja, para cima, nas fases de apoio simples e de balanço. Não foram encontradas diferenças significativas do tronco e da cabeça, bem como de nenhum segmento do lado não-afetado em relação ao GC.

Na direção ântero-posterior, figura 9, observa-se que na fase de apoio foram encontradas diferenças significativas em relação ao GC, dos segmentos perna e braço do lado afetado, e também do tronco que apresentaram menor contribuição para frente. Ainda na fase de apoio, a perna não-afetada apresentou maior % de contribuição para frente. Na fase de balanço, os segmentos perna, braço e antebraço do lado afetado tiveram menor percentual de contribuição para frente. Em contrapartida a cabeça apresentou aumento significativo da contribuição para frente na fase de balanço.

Tabela 4. Valores médios absolutos da Porcentagem de Contribuição Parcial dos segmentos pernas, coxas, pés, braços e antebraços para as componentes lateral, vertical e de progressão da trajetória do centro de massa total do corpo. São apresentados os valores de média \pm desvio padrão dos sujeitos dos 14 sujeitos do GH e dos 7 sujeitos do GC. Os dados são referentes a um ciclo do membro inferior afetado para os sujeitos do GH e um ciclo do membro inferior direito dos sujeitos do GC.

Segmentos	LATERAL			VERTICAL			PROGRESSÃO		
	AF	NF	GC	AF	NF	GC	AF	NF	GC
Pernas	12.4 \pm 4.2 ^{*†}	10.1 \pm 3.2 ^{*λ}	7.9 \pm 1.5 ^{†λ}	17.2 \pm 0.4 [*]	19.3 \pm 0.5 [*]	17.7 \pm 1.4	7.0 \pm 23.7 [*]	3.2 \pm 22.6 [*]	2.3 \pm 26.3
Coxas	36.8 \pm 5.2	37.7 \pm 4.3	40.1 \pm 4.5	22.1 \pm 0.6 ^{*†}	25.8 \pm 0.5 [*]	25.9 \pm 2.2 [†]	15.8 \pm 23.2	12.9 \pm 19.1	14.8 \pm 4.1
Pés	4.2 \pm 1.6 ^{*†}	3.2 \pm 1.0 ^{*λ}	2.3 \pm 0.2 ^{†λ}	7.3 \pm 0.2 [*]	3.2 \pm 1.0 [*]	7.3 \pm 1.0	4.3 \pm 12.5	3.2 \pm 1.0	6.9 \pm 2.3
Braços	25.0 \pm 2.2 ^{*†}	28.7 \pm 2.6 [*]	30.5 \pm 3.0 [†]	5.4 \pm 0.3 ^{*†}	6.9 \pm 0.3 [*]	6.7 \pm 0.4 [†]	8.0 \pm 9.1	9.5 \pm 11.4	10.9 \pm 4.2
Antebraços	11.1 \pm 0.9 ^{*†}	14.3 \pm 1.4 [*]	14.2 \pm 2.1 [†]	0.5 \pm 0.1 [†]	0.4 \pm 0.2	0.0 \pm 0.2 [†]	3.9 \pm 3.2	4.8 \pm 8.2	1.5 \pm 3.0
Tronco	6.6 \pm 12.2 [†]	-----	2.2 \pm 2.8 [†]	64.8 \pm 0.3	-----	63.2 \pm 2.6	15.4 \pm 20.3	-----	11.5 \pm 15.7
Cabeça	2.2 \pm 3.1	-----	1.7 \pm 2.1	22.1 \pm 0.2	-----	22.9 \pm 2.9	22.0 \pm 7.8 [†]	-----	10.3 \pm 4.9 [†]

[†] Diferença significativa entre o lado Afetado e o GC $p \leq 0.05$;

^λ Diferença significativa entre o lado Não-Afetado e o CG $p \leq 0.05$.

*Diferenças significativas entre os lados Afetado e Não-afetado dos sujeitos do GH com ($p < 0.05$).

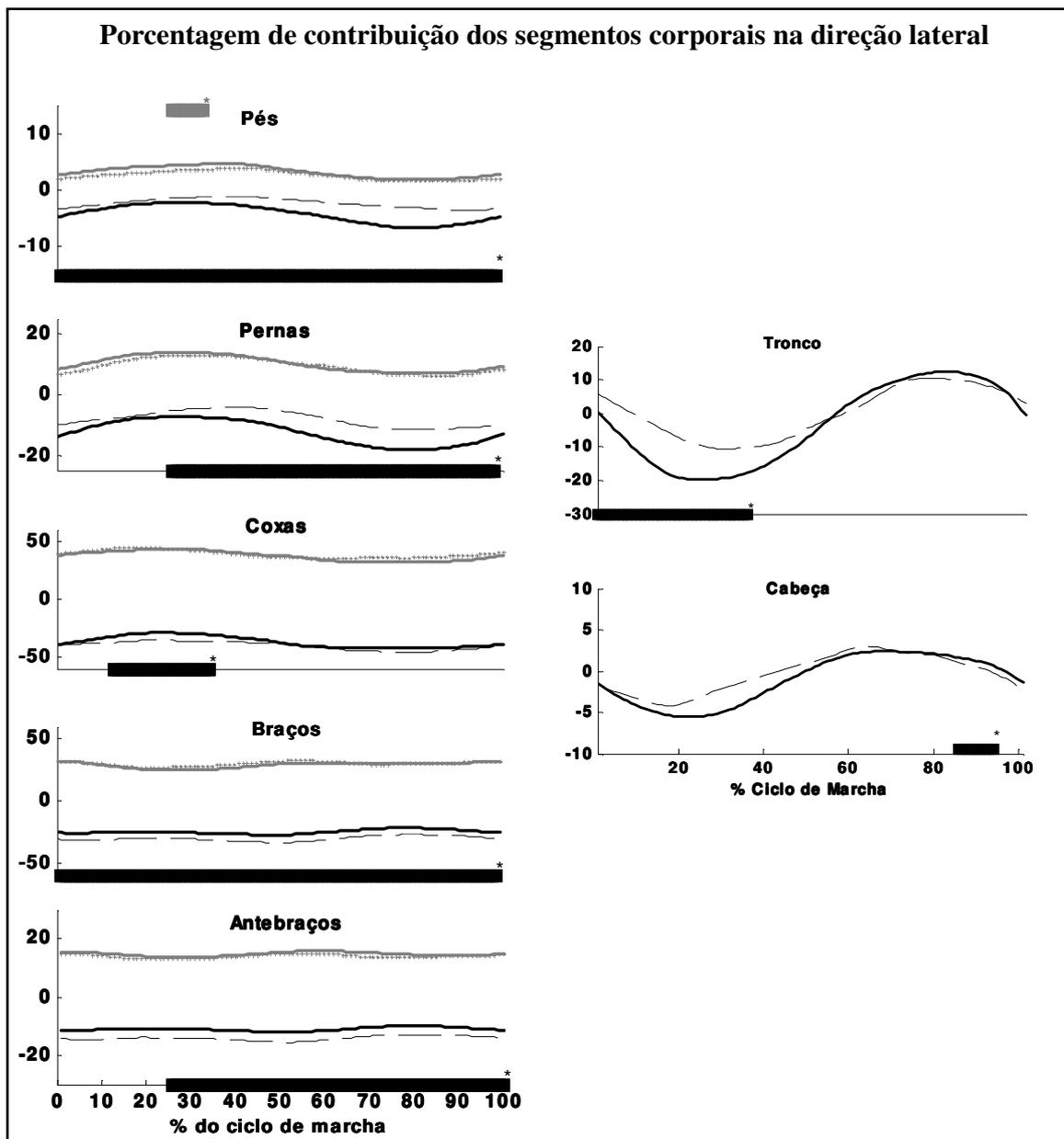


Figura 7. Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção lateral. São apresentadas as curvas médias da porcentagem de contribuição dos segmentos corporais dos sujeitos do GC e GH. Os segmentos do lado afetado e não-afetado dos hemiparéticos são representados pelas linhas contínuas, preta e cinza respectivamente. Os segmentos dos lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle são representado pelas linhas tracejadas, preta e cinza respectivamente. As fases do ciclo de marcha onde foram encontradas diferenças significativas entre os segmentos são indicadas nos gráficos, onde as diferenças entre os segmentos do lado afetado do GH e o lado direito do GC são indicadas no eixo das abscissas pela barra preta e, as diferenças entre o lado não-afetado do GH e o lado esquerdo do GC são indicadas na parte superior dos gráficos pela barra cinza. Os valores positivos indicam, respectivamente, % porcentagem de contribuição para o lado afetado na lateral.

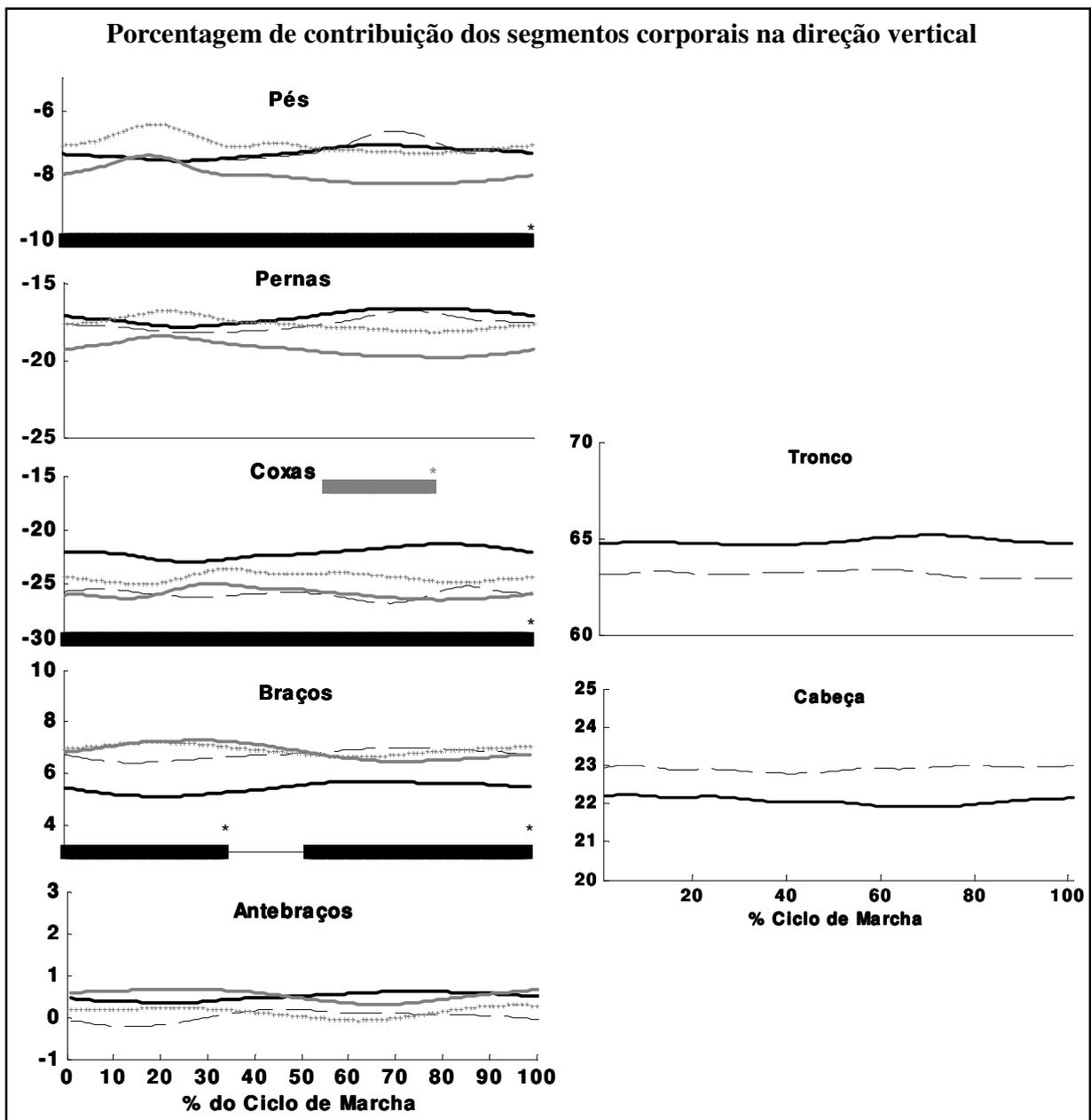


Figura 8. Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção lateral. São apresentadas as curvas médias da porcentagem de contribuição dos segmentos corporais dos sujeitos do GC e GH. Os segmentos do lado afetado e não-afetado dos hemiparéticos são representados pelas linhas contínuas, preta e cinza respectivamente. Os segmentos dos lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle são representado pelas linhas tracejadas, preta e cinza respectivamente. As fases do ciclo de marcha onde foram encontradas diferenças significativas entre os segmentos são indicadas nos gráficos, onde as diferenças entre os segmentos do lado afetado do GH e o lado direito do GC são indicados nos eixo das abscissas pela barra preta e, as diferenças entre o lado não-afetado do GH e o lado esquerdo do GC são indicadas na parte superior dos gráficos pela barra cinza. Os valores positivos indicam, respectivamente, % porcentagem de contribuição para o lado afetado na lateral.

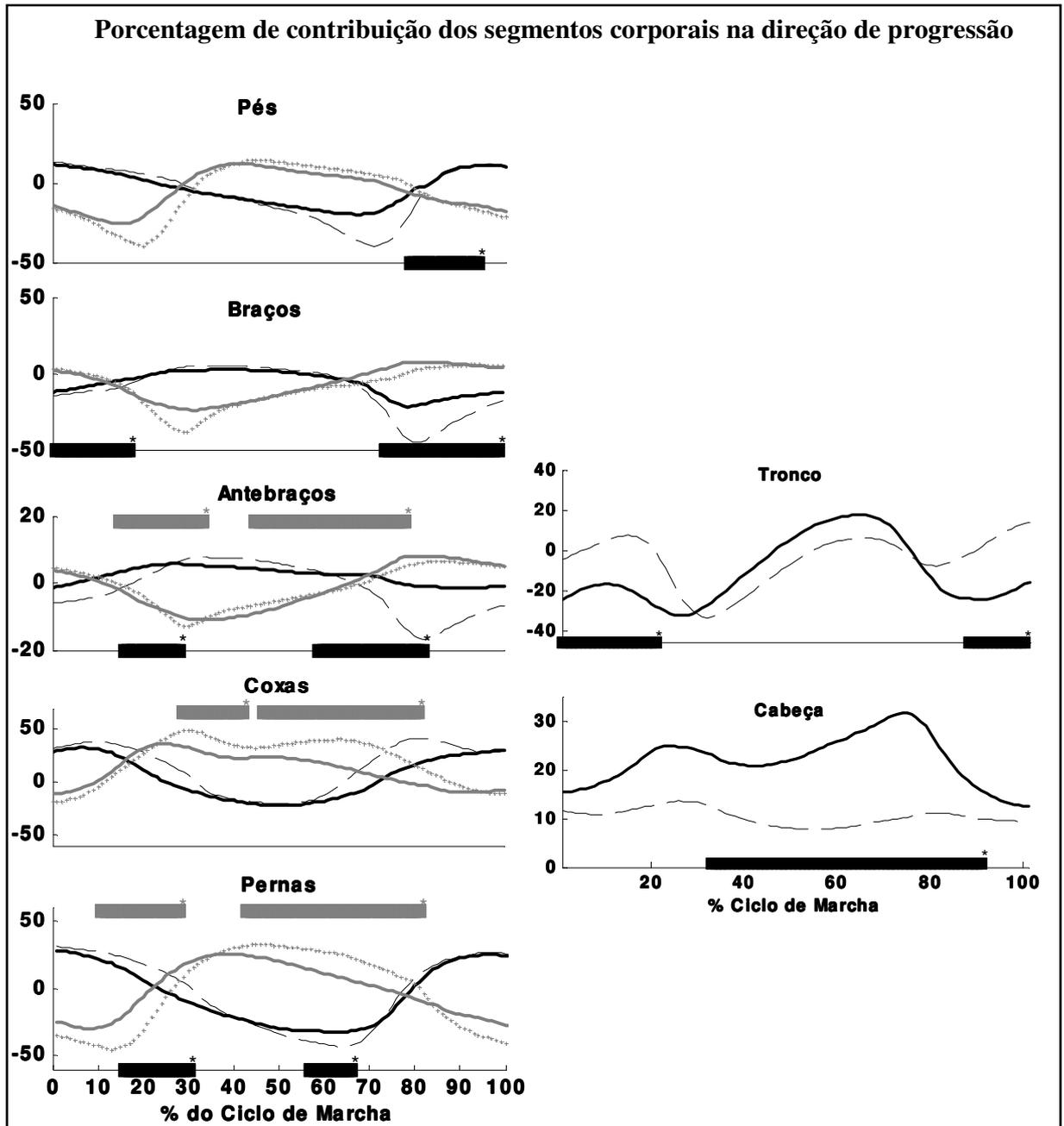


Figura 9. Porcentagem de contribuição dos segmentos corporais para o centro de massa total do corpo na direção vertical. São apresentadas as curvas médias da porcentagem de contribuição dos segmentos corporais dos sujeitos do GC e GH. Os segmentos do lado afetado e não-afetado dos hemiparéticos são representados pelas linhas contínuas, preta e cinza respectivamente. Os segmentos dos lados direito e esquerdo dos sujeitos do grupo controle são representados pelas linhas tracejadas, preta e cinza respectivamente. As fases do ciclo de marcha onde foram encontradas diferenças significativas entre os segmentos são indicadas nos gráficos, onde as diferenças entre os segmentos do lado afetado do GH e o lado direito do GC são indicadas no eixo das abscissas pela barra preta e, as diferenças entre o lado não-afetado do GH e o lado esquerdo do GC são indicadas na parte superior dos gráficos pela barra cinza. Os valores positivos indicam, respectivamente, % porcentagem de contribuição para frente.

2.4 - DISCUSSÃO

Os resultados da análise trajetória do centro de massa total do corpo para os sujeitos do grupo controle são compatíveis com os achados de diversos autores [2, 31, 57, 58, 59] que descrevem a trajetória do centro de massa do corpo como uma curva aproximadamente sinusoidal, com dois picos simétricos que ocorrem, respectivamente, nas fases de apoio médio e balanço médio, que correspondem às fases de apoio unipodal. A locomoção humana normal envolve o avanço do corpo no espaço utilizando um mínimo de energia mecânica. Para isso, durante a progressão o movimento dos membros inferiores é baseado na necessidade de manter um deslocamento simétrico e de baixa amplitude do centro de gravidade nas direções lateral e vertical, a fim de conservar a energia e minimizar o gasto energético durante a marcha [60]. Em sujeitos com desordens motoras, sabe-se que durante a marcha podem ocorrer alterações na trajetória do centro de gravidade do corpo, aumentando o gasto energético e diminuindo a eficiência da marcha [2].

No presente estudo, observou-se que durante a marcha de hemiparéticos, o range de deslocamento total do centro de massa do corpo na direção de progressão foi significativamente menor tanto no ciclo do membro inferior afetado, quanto no ciclo do não-afetado em relação aos sujeitos do grupo controle refletindo a menor capacidade dos sujeitos hemiparéticos de avançar o centro de massa durante a marcha. Esse fato está relacionado com as alterações das variáveis espaço-temporais da marcha de sujeitos hemiparéticos, descritas na literatura [1-3] tais como, redução da velocidade de marcha, redução do comprimento do passo e da passada. Não foram encontradas diferenças significativas no range total de deslocamento do centro de massa nas direções lateral e vertical.

A análise da trajetória do centro de massa total do corpo de sujeitos hemiparéticos mostra que esses sujeitos apresentam alterações significativas nas três direções do movimento. Durante um ciclo do membro inferior afetado dos sujeitos hemiparéticos, as seguintes alterações da trajetória do centro de massa total do corpo foram identificadas: maior deslocamento lateral do centro de massa durante as fases de apoio inicial, apoio médio e, no balanço inicial; menor deslocamento vertical na fase de apoio e maior deslocamento vertical na fase de balanço; menor deslocamento ântero-posterior na fase de apoio e maior deslocamento ântero-posterior na fase de balanço. Embora essas alterações sejam mostradas separadamente nas

três direções do movimento, as mesmas estão interligadas e sofrem influência umas das outras.

Na fase de apoio simples do membro inferior afetado, o maior deslocamento lateral do centro de massa do corpo para o lado afetado, implica no rebaixamento da posição do centro de massa, dificultando sua elevação na vertical, uma vez que, estão associadas alterações patológicas como a fraqueza e a espasticidade dos grupos musculares do membro inferior afetado [1,2]. A combinação das alterações na direção lateral e vertical do deslocamento do centro de massa reflete o déficit do membro inferior afetado em suportar do peso corporal durante a fase de apoio simples e também compromete o avanço do centro de massa nesta fase, evidenciado pelo menor deslocamento na direção de progressão. Na fase de balanço do membro afetado o comportamento da trajetória do centro de massa é diferente da fase de apoio, pois, houve maior deslocamento lateral do centro de massa para o lado não-afetado, que implica na elevação da posição do centro de massa na vertical e na retirada da descarga de peso sobre o membro inferior afetado. Diante disso, nas direções vertical e de progressão foram observados deslocamento significativamente maiores em relação aos sujeitos do grupo controle.

A análise da trajetória tridimensional do centro de massa total do corpo mostrou-se uma ferramenta acurada, simples e útil para a identificação das alterações patológicas do padrão de marcha, conforme já havia sido mostrado em trabalhos que analisaram a trajetória do centro de massa em sujeitos com mielomeningocele e artrite juvenil idiopática [5,6]. Entretanto, na marcha de sujeitos hemiparéticos por AVE não foram encontrados trabalhos que tenham analisado o centro de massa, limitando as comparações dos resultados encontrados neste trabalho com outros da literatura.

Considerando o corpo humano como um sistema biomecânico articulado, a trajetória do centro de massa total do corpo durante a marcha, reflete a integração dos movimentos de todos os segmentos corporais. Conforme mostrado anteriormente, a trajetória do centro de massa durante a marcha de hemiparéticos apresenta alterações significativas em relação ao padrão de marcha normal, entretanto não é possível a identificação de quais segmentos contribuem mais para essas alterações. Assim, a análise das porcentagens de contribuição de cada segmento corporal, nas três direções do movimento, para a trajetória do centro de massa total do corpo permitiu essa identificação.

Na direção lateral observou-se que houve aumento da contribuição dos segmentos perna e pé e redução da contribuição dos segmentos coxa, braço e antebraço do lado

afetado, indicando um possível mecanismo de compensação pelos membros inferiores da diminuição da movimentação dos membros superiores. Além disso, o tronco apresentou maior contribuição para o lado afetado durante a fase de apoio. Os segmentos do lado não-afetado não apresentaram diferenças nas porcentagens de contribuição. Esses achados mostram que embora tenha havido algum mecanismo de compensação entre os segmentos do lado afetado, o tronco contribuiu significativamente mais para o deslocamento lateral do centro de massa na fase de apoio e isso não foi compensado pelos segmentos do lado não-afetado. Alguns estudos que analisaram a movimentação do tronco durante a marcha patológica apontam uma maior inclinação lateral durante as fases de apoio e balanço, bem como a maior movimentação do centro de massa do tronco na direção médio-lateral [1,12]. Na vertical, observou-se que houve menor contribuição dos segmentos do lado afetado pé, perna, coxa e braço no sentido positivo (para cima), evidenciando o déficit para movimentação desses segmentos na vertical. Além disso, não foram encontradas diferenças significativas nas porcentagens de contribuição do tronco e da cabeça, bem como dos segmentos do lado não-afetado, mostrando que não houve a compensação do movimento deficitário dos segmentos do lado afetado. Na progressão não foram encontradas diferenças significativas das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais dos sujeitos hemiparéticos em relação aos sujeitos do grupo controle.

A análise das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa total do corpo mostra que, a direção lateral apresentou as maiores alterações e, que o tronco foi o segmento que contribuiu mais para o deslocamento lateral do centro de massa. Na vertical os segmentos perna, pé, coxa e braço do lado afetado contribuíram mais para o menor deslocamento vertical do centro de massa do corpo. Na progressão não foi observada nenhuma alteração significativa das porcentagens de contribuição dos segmentos, o que pode indicar que o menor deslocamento ântero-posterior do centro de massa total do corpo é um reflexo das alterações patológicas nas outras direções do movimento.

2.5 - CONCLUSÕES

A análise da trajetória do centro de massa total do corpo de sujeitos hemiparéticos mostrou-se uma ferramenta acurada, simples e útil na identificação das alterações patológicas em relação ao padrão normal de movimentação. Foram identificadas alterações na

trajetória do centro de massa total do corpo nas três direções do movimento, de maneira que nas direções lateral e vertical as curvas dos sujeitos hemiparéticos foram aproximadamente sinusoidais, com dois picos de diferentes amplitudes. Na direção de progressão houve menor deslocamento ântero-posterior do centro de massa total durante a marcha de hemiparéticos.

A análise das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa do corpo mostrou que o tronco foi o segmento que contribuiu mais para o deslocamento lateral do centro de massa e, na vertical os segmentos perna e pé do lado afetado contribuíram mais para o menor deslocamento vertical do centro de massa. As alterações na direção da progressão são oriundas da combinação dos distúrbios observados na outras duas direções.

Em estudos futuros pode ser explorada a reprodutibilidade dessas alterações entre diferentes ciclos de marcha, com uma amostra grande de sujeitos hemiparéticos e do grupo controle. Além disso, estudos sobre o impacto da intervenção terapêutica na movimentação do tronco de sujeitos hemiparéticos por AVE, no padrão de deslocamento do centro de massa total do corpo podem ajudar a esclarecer a função do tronco para o padrão de marcha desses sujeitos.

2.6 - AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo- FAPESP (processo 06/05234-6).

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho foi realizada a análise cinemática integrada da movimentação dos membros superiores e inferiores durante a marcha de sujeitos hemiparéticos acometidos por Acidente Vascular Encefálico. Para isso, foram analisadas as variáveis angulares, espaço-temporais, trajetória do centro de massa total do corpo e, as porcentagens de contribuição dos segmentos para a trajetória do centro de massa total do corpo. A análise integrada dessas variáveis aponta alterações importantes do padrão de movimentação dos membros superiores e inferiores, bem como do tronco, cabeça e pelve. Muitas dos achados descritos neste trabalho, são inéditos e, portanto, complementares para a melhor compreensão do padrão de movimento desenvolvido por sujeitos hemiparéticos durante a marcha.

Foi utilizado um protocolo para análise de marcha de corpo inteiro que considera as articulações com três graus de liberdade de rotação, e permite a associação de um modelo antropométrico para obtenção dos parâmetros inerciais permitindo o cálculo do centro de massa total do corpo. A partir da trajetória dos centros de massa de cada segmento corporal envolvido no modelo, foi desenvolvida uma metodologia para cálculo das porcentagens de contribuição parcial destes segmentos para a trajetória do centro de massa total do corpo.

Os resultados mostraram-se compatíveis com os achados da literatura, embora algumas variáveis como a descrição da movimentação dos membros superiores e, da trajetória do centro de massa total do corpo não tenham sido exploradas durante a marcha de sujeitos hemiparéticos.

A movimentação do membro superior afetado de sujeitos hemiparéticos durante a marcha apresentou alterações significativas em relação aos sujeitos do grupo controle. As seguintes alterações foram identificadas nas articulações do membro superior afetado: redução do range de movimento no plano sagital das articulações glenoumeral e cotovelo associado a um padrão de flexão acentuada do cotovelo durante todo o ciclo. No plano transversal, a articulação glenoumeral afetada apresentou tendência à rotação interna durante todo o ciclo. Essas alterações podem ser oriundas principalmente da espasticidade dos grupos musculares dos membros superiores, comumente observadas em sujeitos hemiparéticos por AVE.

A análise das variáveis angulares e espaço-temporais indicam que, as alterações

do padrão de marcha de sujeitos hemiparéticos podem ser agravadas pelos distúrbios na movimentação do membro superior afetado, evidenciando a importância e a necessidade da análise integrada dos movimentos dos segmentos corporais durante a marcha de hemiparéticos a fim de diagnosticar precisamente as alterações globais do padrão de marcha.

Para a trajetória do centro de massa total do corpo, também foram identificadas alterações nas três direções do movimento, de maneira que nas direções lateral e vertical as curvas dos sujeitos hemiparéticos foram aproximadamente sinusoidais, com dois picos de diferentes amplitudes. Na direção de progressão houve menor deslocamento ântero-posterior do centro de massa total durante a marcha de hemiparéticos.

A análise das porcentagens de contribuição dos segmentos corporais para a trajetória do centro de massa do corpo mostrou que o tronco foi o segmento que contribuiu mais para o deslocamento lateral do centro de massa e, na vertical os segmentos perna e pé do lado afetado contribuíram mais para o menor deslocamento vertical do centro de massa. As alterações na direção da progressão são oriundas da combinação dos distúrbios observados na outras duas direções.

Dessa forma, a análise integrada dos segmentos superiores e inferiores a partir de múltiplas variáveis mostrou-se capaz de detectar as alterações globais e específicas do padrão de movimento durante a marcha de sujeitos hemiparéticos. Em estudos futuros poderão ser analisadas as influências diretas das alterações do movimento dos membros superiores no padrão de marcha, a fim de esclarecer qual a relação e o impacto destas alterações nas características patológicas da marcha de sujeitos hemiparéticos. Além disso, estudos sobre o impacto da intervenção terapêutica na movimentação do tronco de sujeitos hemiparéticos por AVE, no padrão de deslocamento do centro de massa total do corpo podem ajudar a esclarecer a função do tronco para o padrão de marcha desses sujeitos.

REFERÊNCIAS

1. OLNEY S.J., RICHARDS C. **Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics.** *Gait & Posture* (1996), 136-148.
2. PERRY J. **Gait Analysis- Normal and Pathological Function**, USA: 1992.
3. KIM, C.M; ENG J.J, **Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profile in persons with stroke: relation ship to walking speed.** *Gait and Posture* 20: 140-146, 2004.
4. CARMO AA, CEDRAZ IB, ANDRADE LM “**Análise integrada dos membros inferiores, membros superiores, pelve, tronco, escápula na marcha de hemiparéticos.**” XI Congresso Brasileiro de Biomecânica realizado pela Sociedade Brasileira de Biomecânica. João Pessoa, Brasil, 2005.
5. GUTIERREZ E.M., BARTONEK A., HAGLUND-AKERLING Y., SARASTE H. **Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele.***Gait and Posture* 18(2003) 37-46.
6. BRONSTROM E., ORTQVIST M., AKERLIND-HAGLUND Y., HAGELBERG S., FAREWIK-GUTIERREZ E., **Trunk and center of mass movements Turing gait in children with juvenile idiopathic arthritis.** *Human movement science* 26: 296-305, 2007.
7. SUTHERLAND D.H.; **The evolution of clinical gait análisis. Part II Kinematics.** *Gait and Posture* 16:159-179, 2002.
8. MENEGONI F.; GALLI M.; CIMOLIN V.;TENORE N.;CRIVELLINI M.;ALBERTINI G. **Kinematic analysis of upper limbs in Cerebral Palsy subjects.** Oral presentations/ *Gait and Posture* 24S (S7-S97), 2006.
9. RAU, G., DISSELHORST-KLUG, SCHIMIDT, R.: **Movement biomechanics goes upwards:from leg to the arm.** *J.Biomechanics*, 33(1207-216), 2000.
10. YANG, N.; ZHANG,M.; HUANG, C.; JIN D.; **Synergic analysis of upper limb target-reaching movements.** *Journal of Biomechanics* 35: 739-746, 2002.
11. CIMOLIN, V.; GALLI, M.; CRIVELLINI, M.; ALBERTINI, G. **3D Kinematics of upper limb in children with cerebral palsy: A clinical experience.** Chapter 16 in DAAAM International Scientific Book 2006.
12. KUBO M., HOLT KG., SALTZMAN E., WAGENAAR R. C. **Changes in axial stiffness of the trunk as a function of walking speed.** *Journal of Biomechanics* 39:750–757, 2006.

13. DIETZ V.; FOUAD K.; BASTIAANSE C.M. **Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion.** *European Journal of Neuroscience* 14: 1906-1914, 2001.
14. BALTER J.E.; ZEHR E.P. **Neural coupling between the arms and legs during rhythmic locomotion like cycling movement.** *Journal Neurophysiology* 97:1809-1818; 2007.
15. KADABA M. P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E. **Measurement of lower extremity kinematics during level walking.** *Journal of Orthopaedic Research.* 8: 383-392, 1990.
16. HOGFORS, C.; PETERSON, B.; SIGHOLM,G.H. **Biomechanical model f the human shoulder Joint-II. The shoulder rhythm.** *Journal of Biomechanics* 24: 699-709, 1991;
17. SCHIMIDT, R.; DISSELHORST-KLUG C.; SILNY, J; RAU G.; **A marker-based measurement procedure for unconstrained whist and elbow motions.** *Journal of Biomechanics* 32: 615-621, 1999.
18. ANDREWS, J.G.;YOUM, Y. **A biomechanical investigation of wrist kinematics.** *Journal of Biomechanics* 12,83-93; 1979.
19. BIRYUKOVA,E.V.,ROBY-BRAMI, A.,FROLOV, A.A., MOKHTARI, M., **Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings.** *Journal of Biomechanics* 33: 985-995, 2000.
20. MICHAELSEN, S.M; LUTA A.; ROBY-BRAMI, A.; LEVIN, M.F., **Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparético patients.** *Stroke* 32: 1875-1883, 2001.
21. WU G.; FRANS C.T.; VAN DER HELM, H.E.J.; VEEFER D.;MAKHSOUS M.; ROY PV.; ANGLIN C.; NAGELS J.; KARDUNA A.R.; MCQUADE K.; WANG X. **“ISB recommendation on definitions of coordinate Systems of various joints for the reporting of human Joint motion- Part II: shoulder, elbow, whist and hand”.** *Journal of Biomechanics* 38(5): 981-992, 2005.
22. ANDRADE L.M. **Análise de marcha: Protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas.** Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2002.
23. ARAÚJO A.G.N.; ANDRADE L.M.; BARROS R.M.L. **Upper Limbs Motion Analysis Gait using the ISG Recommendation.** Proc. 9th Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society. Lexington KY, USA, 2004.
24. FRIGO C., CARABALONA R., MURA M. D., NEGRINI S. **The upper body segmental movements during walking by young females.** *Clinical Biomechanics* 18: 419–425, 2003.

25. STEPHENSON JL, et al. **The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke.** *Gait and Posture* (2009), doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.008. Article in press.
26. STEPHENSON J.L., LAMONTAGNE A., DE SERRES S. J., **The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals.** *Gait and Posture*, 29(1):11-16, 2008.
27. DETREMBLEUR C., DIERICK F., STOQUART G., CHANTRAINE F., LEJEUNE T. **Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking.** *Gait and Posture* 18 (47-55) 2003.
28. ORENDURFF, M.S.; SEGAL, B.A.S.; GLENN K.; JOCELYN S.B.; ROHR E.S.;KADEL N.J.,**The effect of walking speed on center of mass displacement.** *Journal of Rehabilitation Research & Development* 41: 6A (829–834), 2004.
29. TESIO L., LANZI D., DETREMBLEUR C. **The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking.I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds.** *Clinical Biomechanics* Vol.13 n° 2, pp. 77-82, 1998.
30. CROWE, A., SCHIERECK, P., DE BOER, R., & KEESSEN, W. **Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces.** *Gait and Posture*, 1, 61-68, 1995.
31. WHITTLE, M. W. **Three-dimensional motion of the centre of gravity of the body during walking.** *Human Movement Science*, 16, 347-355, 1997.
32. ENG J.J; WINTER D.A; **Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities.** *Gait and Posture* 1:141-144, 1993.
33. WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, K.; **Stiffness control of balance in quiet standing.** *Journal of Neurophysiology* 80, 1211–1221, 1998.
34. HASAN S.S.; ROBIN W.D.;SZURKUS C.D.;ASHMEAD D.H.; PETERSON S.W.;SHIAMI R.G. **Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods.** *Gait and Posture* 4:1-10, 1996.
35. CORRIVEAU, H., PRINCE, F., HEBERT, R., RAICHE, M., TESSIER, D.,MAHEUX, P., ARDILOUZE, J.L., 2000b. **Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy.** *Diabetes Care* 23, 1187–1191.
36. ZATISIORSKY VM, SELUYANOV V, CHUGUNOVA, L. **In vivo Body Segment Inertial Parameters Determination Using a Gamma-Scanner Method. Biomechanics of human movement application in Rehabilitation, Sports and Ergonomics,** Bertec Corporation. USA, 1990.

37. DE LEVA, P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's **Segment Inertia Parameters** J.Biomechanics, vol.29, n. 09, 1223-1230, 1996.
38. HAHN M.E., CHOU L.S., **Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly?** Clinical Biomechanics 18(737-744), 2003.
39. KAVANAGH J.J., BARRETT R.S., MORRISON S. **Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men.** Gait and Posture 20: 291-298, 2004.
40. HODGES P.W., CRESSWELL A.G., DAGGFELDT K., THORSTENSSON A. **Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement.** Gait and Posture 11: 92-101, 2000.
41. HINGTGEN B.; JONH R.M.; WANG M.; HARRIS G.F; **An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke.** Journal of Biomechanics 39: 681-688, 2006.
42. BELL, A. L.; PEDERSEN, D.R.; BRAND, R.A. **A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods.** Journal of Biomechanics. 23(06): 617-621, 1990.
43. MESKERS, C.G.M.; VAN DER HELM, F.C.T.; ROZENDAAL, L.A.; ROZING P.M. **In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression.** Journal of Biomechanics. 31: 93-96, 1998.
44. FUGL-MEYER A.R.; JAASKO L.; LEYMAN I.; OLSSON S.; STEGLIND S. **The post-stroke hemiplegic patient: A method for evaluation of physical performance.** Scand Journal Rehab Med 7:13-31, 1975.
45. MYIAMOTO, S.T.; LOMBARDI, J.I.; BERG, K.O.; RAMOS, I.R.; NATOUR, J. **Brazilian version of the Berg Balance Scale.** Brazilian Journal of Medical and Biological Research, v.37, n.8, p.1411-21, 2004.
46. BOHANNON R.W., SMITH M.B., **Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity.** Physical Therapy 67:206-7, 1987.
47. KIRTLEY C. **Clinical gait analysis - theory and practice.** London, UK: Elsevier Churchill Livingstone, 2006.
48. BARROS RML, BRENZIKOFER R, LEITE NJ e FIGUEROA PJ. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos,** Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, pp.79-86, 1999.
49. FIGUEROA, P,J.; BARROS R.M.L. **A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis.** Computer Methods and Programs in Biomedicine 72: 155-65, 2003.

50. BARROS, R. M. L.; RUSSOMANO, T.G.; BRENZIKOFER, R.; FIGUEROA, P. J. A **Method to Synchronize video cameras using the audio band.** Journal of Biomechanics. 39(4): 776-780, 2006.
51. CHAO, E.Y.S. **Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation.** Journal of Biomechanics. 13: 989-1006, 1980.
52. MURRAY M.P., SEPIC S.B., BARNARD E.J. **Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking.** Physical Therapy 47(4):273:284, 1967.
53. WEBB D., TUTTLE R.H., BAKSH M., **Pendular activity of human limbs during slow and normal walking.** American Journal of Physical Anthropology 93:477-489, 1994.
54. DONKER S.F., BEEK P.J., WAGENAAR R.C., MULDER T., **Coordination between arm and leg movements during locomotion.** Journal of Motor Behavior 33(1):86-102, 2001.
55. EKE-OKORO ST, GREGORIC M, LARSSON LE. **Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase.** Clinical Biomechanics 12(7-8):516-521, 1997
56. FORD MP, WAGENAAR RC, NEWELL KM. **The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke.** Gait and Posture 26:150-5, 2007.
57. DIERICK F., LEFEBVRE C., HECKE A., DETREMBLEUR C. **Development of displacement of centre of mass during independent walking in children.** Developmental Medicine and Child Neurology 46 (533-539), 2004.
58. EAMES M.H.A, COSGROVE A., BAKER R. **Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits.** Human Movement Science 18(637-646), 1999.
59. CROCE, U.D.; RILEY P.O.; LELAS J.L.; KERRINGAN D.C. **A refined view of the determinants of gait.** Gait and Posture 14:79-84, 2001.
60. WATERS, R.L.; MULROY S. **The energy expenditure of normal and pathologic gait.** Gait and Posture 9:207-231, 1999.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, portador do RG nº _____,
 _____, residente à _____

_____ nº _____, bairro _____
 cidade de _____, Estado _____, Telefone nº _____ declaro que
 aceitei participar da pesquisa intitulada “Análise Integrada da movimentação dos membros superiores e inferiores na marcha de hemiparéticos”, desenvolvida pela Fisioterapeuta Aline Araujo do Carmo Crefito 63441-F, no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação do professor doutor Ricardo Machado Leite de Barros.

Nesta unidade fui devidamente informado sobre o seguinte:

1. que os marcadores utilizados para a coleta dos dados não são invasivos, afixados externamente na pele e, desse modo, não têm efeitos colaterais e não trazem qualquer risco para a minha integridade física;
2. que contribuirei para a coleta adequada dos meus dados, estando ciente dos trajes a serem utilizados durante a pesquisa, mesmo que segmentos corporais apresentem-se expostos;
3. que as imagens obtidas durante da coleta serão exclusivamente utilizadas para análise e tratamento dos dados, pela própria pesquisadora com finalidade científica, sendo posteriormente eliminadas;
4. que o objetivo geral do programa é analisar integradamente os membros superiores, membros inferiores, tronco, escápula e cabeça na marcha de sujeitos hemiparéticos;
5. que a pesquisa é de caráter voluntário e poderei, a qualquer momento, retirar-me do pesquisa, sem que com isso venha ser prejudicado nos demais atendimentos, ou serviços realizados na UNICAMP.
6. que receberei uma cópia deste termo de consentimento.

Campinas, SP, _____, de _____ de _____

Assinatura do voluntário

Contatos: Ft. Aline Araujo do Carmo : (19) 3208 3998

Prof. Dr Ricardo Machado : (19) 3521 6626

Comitê de Ética em Pesquisa/FCM/UNICAMP Tel: (19)3521 8936

E-mail: cep@head.fcm.unicamp.

Endereço: Caixa Postal 6111 – CEP: 13083-970 – Campinas, SP.

ANEXO I- PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE MARCADORES – TOMADA ESTÁTICA.

PÉ

- 1 – CALCÂNEO DIREITO (B)
- 2 – CALCÂNEO ESQUERDO (B)
- 3 – CABEÇA DO 1º METATARSO DIREITO (B)
- 4 – CABEÇA DO 1º METATARSO ESQUERDO (B)
- 5 – CABEÇA DO 2º METATARSO DIREITO (B)
- 6 – CABEÇA DO 2º METATARSO ESQUERDO (B)
- 7 – CABEÇA DO 5º METATARSO DIREITO (B)
- 8 – CABEÇA DO 5º METATARSO ESQUERDO (B)

PERNA

- 11 – MALEOLO LATERAL DIREITO (B)
- 12 – MALEOLO LATERAL ESQUERDO (B)
- 13 – MALEOLO MEDIAL DIREITO (B)
- 14 – MALEOLO MEDIAL ESQUERDO (B)
- 15 - CABEÇA DA FÍBULA DIREITA (B)
- 16 - CABEÇA DA FÍBULA ESQUERDA (B)
- 17 – TUBEROSIDADE DA TÍBIA DIREITA (B)
- 18 – TUBEROSIDADE DA TÍBIA ESQUERDA (B)

COXA

- 21 – CÔNDILO LATERAL DO FEMUR DIREITO (B)
- 22 – CÔNDILO LATERAL DO FEMUR ESQUERDO (B)
- 23 – CÔNDILO MEDIAL DO FEMUR DIREITO (B)
- 24 – CÔNDILO MEDIAL DO FEMUR ESQUERDO (B)

MÃO

- 29 – PROCESSO ESTILÓIDE DO RÁDIO DIREITO (B)
- 30 – PROCESSO ESTILÓIDE DO RÁDIO ESQUERDO (B)

ANTEBRAÇO

- 31 – PROCESSO ESTILÓIDE DA ULNA DIREITA (B)
- 32 – PROCESSO ESTILÓIDE DA ULNA ESQUERDA (B)

BRAÇO

- 35 – EPICÔNDILO LATERAL DIREITO (B)
- 36 – EPICÔNDILO LATERAL ESQUERDO (B)
- 37 – EPICÔNDILO MEDIAL DIREITO (B)
- 38 – EPICÔNDILO MEDIAL ESQUERDO (B)

ESCÁPULA

- 43 – ACRÔMIO DIREITO (B)
- 44 – ACRÔMIO ESQUERDO (B)

- 80 – BORDA MEDIAL DA ESPINHA DA ESCÁPULA DIREITA
- 81 – BORDA MEDIAL DA ESPINHA DA ESCÁPULA ESQUERDA
- 82 – ÂNGULO INFERIOR DA ESCÁPULA DIREITA
- 83 – ÂNGULO INFERIOR DA ESCÁPULA ESQUERDA
- 84 – ÂNGULO ACROMIAL DIREITO
- 85 – ÂNGULO ACROMIAL ESQUERDO
- 86 – PROCESSO CORACÓIDE DIREITO
- 87 – PROCESSO CORACÓIDE ESQUERDO

CABEÇA

- 45 – VÉRTEX DO OSSO PARIETAL (B)
- 46 – REGIÃO LATERAL DO ARCO ZIGOMÁTICO DIREITO (B)
- 47 – REGIÃO LATERAL DO ARCO ZIGOMÁTICO ESQUERDO (B)
- 48 – PROCESSO ESPINHOSO DA 7ª VÉRTEBRA CERVICAL (B)

TRONCO

- 49 – INCISURA JUGULAR DO OSSO ESTERNO (S)
- 50 – ESPINHA ILÍACA PÓSTERO-SUPERIOR DIREITA (B)
- 51 – ESPINHA ILÍACA PÓSTERO-SUPERIOR ESQUERDA (B)
- 54 – ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR DIREITA (B)
- 55 – ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR ESQUERDA (B)

CRUZES

Perna direita

- 56 - posterior superior
- 57 – anterior superior
- 58 – anterior inferior

Perna esquerda

- 59 - posterior superior
- 60 – anterior superior
- 61 – anterior inferior

Coxa direita

- 62 – anterior inferior
- 63 – anterior superior
- 64 – posterior superior

Coxa esquerda

- 65 – anterior inferior
- 66 – anterior superior
- 67 – posterior superior

Antebraço direito

- 68 – posterior inferior
- 69 – anterior inferior

70 – posterior superior

Antebraço esquerdo

71 – posterior inferior

72 – anterior inferior

73 – posterior superior

Braço direito

74 – anterior inferior

75 – anterior superior

76 – posterior superior

Braço esquerdo

77 – anterior inferior

78 – anterior superior

79 – posterior superior

Total: 71 Marcadores

47 Marcadores de superfície

24 Marcadores nas cruzes

PROTOCOLO PARA COLOCAÇÃO DE MARCADORES – TOMADA DINÂMICA

PÉ

- 1 – CALCÂNEO DIREITO (B)
- 2 – CALCÂNEO ESQUERDO (B)
- 3 – CABEÇA DO 1º METATARSO DIREITO (B)
- 4 – CABEÇA DO 1º METATARSO ESQUERDO (B)
- 7 – CABEÇA DO 5º METATARSO DIREITO (B)
- 8 – CABEÇA DO 5º METATARSO ESQUERDO (B)

CABEÇA

- 45 – VÉRTEX DO OSSO PARIETAL (B)
- 46 – REGIÃO LATERAL DO ARCO ZIGOMÁTICO DIREITO (B)
- 47 – REGIÃO LATERAL DO ARCO ZIGOMÁTICO ESQUERDO (B)
- 48 – PROCESSO ESPINHOSO DA 7ª VÉRTEBRA CERVICAL (B)

TRONCO

- 50 – ESPINHA ILÍACA PÓSTERO-SUPERIOR DIREITA (B)
- 51 – ESPINHA ILÍACA PÓSTERO-SUPERIOR ESQUERDA (B)
- 54 – ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR DIREITA (B)
- 55 – ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR ESQUERDA (B)

ESCÁPULA

- 43 – ACRÔMIO DIREITO (B)
- 44 – ACRÔMIO ESQUERDO (B)
- 80 – BORDA MEDIAL DA ESPINHA DA ESCÁPULA DIREITA
- 81 – BORDA MEDIAL DA ESPINHA DA ESCÁPULA ESQUERDA
- 82 – ÂNGULO INFERIOR DA ESCÁPULA DIREITA
- 83 – ÂNGULO INFERIOR DA ESCÁPULA ESQUERDA
- 86 – PROCESSO CORACÓIDE DIREITO
- 87 – PROCESSO CORACÓIDE ESQUERDO

CRUZES

Perna direita

- 56 – posterior superior
- 57 – anterior superior
- 58 – anterior inferior

Perna esquerda

- 59 – posterior superior
- 60 – anterior superior
- 61 – anterior inferior

Coxa direita

- 62 – anterior inferior

- 63 – anterior superior
- 64 – posterior superior

Coxa esquerda

- 65 – anterior inferior
- 66 – anterior superior
- 67 – posterior superior

Antebraço direito

- 68 – posterior inferior
- 69 – anterior inferior
- 70 – posterior superior

Antebraço esquerdo

- 71 – posterior inferior
- 72 – anterior inferior
- 73 – posterior superior

Braço direito

- 74 – anterior inferior
- 75 – anterior superior
- 76 – posterior superior

Braço esquerdo

- 77 – anterior inferior
- 78 – anterior superior
- 79 – posterior superior

Total: 46 marcadores
22 marcadores de superfície
24 marcadores nas cruzes

ANEXO II: ORIENTAÇÃO ANATÔMICA DOS SEGMENTOS CORPORAIS

1-PELVE:

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

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

$$\mathbf{M} = \frac{\mathbf{EIPSD} + \mathbf{EIASE}}{2} \quad \mathbf{a} = \mathbf{EIASD} - \mathbf{M} \quad \mathbf{b} = \mathbf{EIASE} - \mathbf{M}$$

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

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

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

2-PÉ:

Vetor auxiliar **S**: $\mathbf{S} = \mathbf{H2} - \mathbf{CL}$

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

$$\mathbf{a} = \mathbf{H1} - \mathbf{CL} \quad \mathbf{b} = \mathbf{H3} - \mathbf{CL}$$

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**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{k}|}$

3-PERNA:

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

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

Vetores auxiliares **a**, e **b**, necessários para definição do plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{MM} - \mathbf{HF}$ $\mathbf{b} = \mathbf{ML} - \mathbf{HF}$

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**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{j} \times \mathbf{k}}{|\mathbf{j} \times \mathbf{k}|}$

4 - COXA

Vetor **O**, ponto médio entre **EL_F** e **EM_F**: $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{EL}_F + \mathbf{EM}_F}{2}$

Vetores auxiliares **a** e **b**, necessários para a definição do plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{CQ} - \mathbf{EL}_F$ $\mathbf{b} = \mathbf{CQ} - \mathbf{EM}_F$

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**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

Onde: **CQ** representa o centro articular do quadril.

5 - BRAÇO

Vetor \mathbf{O} , ponto médio entre \mathbf{EL}_U e \mathbf{EM}_U : $\mathbf{O} = \frac{\mathbf{EL}_U + \mathbf{EM}_U}{2}$

Vetores auxiliares \mathbf{a} e \mathbf{b} , necessários para a definição do plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{EL}_U - \mathbf{CO}$ $\mathbf{b} = \mathbf{EM}_U - \mathbf{CO}$

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

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

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

Onde: \mathbf{CO} representa o centro da articulação gleno-umeral.

6 - ANTEBRAÇO

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

Vetor \mathbf{O}' , ponto médio entre \mathbf{EL}_U e \mathbf{EM}_U : $\mathbf{O}' = \frac{\mathbf{EL}_U + \mathbf{EM}_U}{2}$

Vetores auxiliares \mathbf{a} e \mathbf{b} necessários para definição do plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{PU} - \mathbf{O}'$ $\mathbf{b} = \mathbf{PR} - \mathbf{O}'$

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} : $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

7 - TRONCO

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

Vetores auxiliares **a** e **b**, pertencentes ao plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{EIPSD} - \mathbf{C7}$ $\mathbf{b} = \mathbf{EIPSE} - \mathbf{C7}$

Vetor **i**, vetor unitário de mesma direção e sentido do vetor **C7-O**: $\mathbf{i} = \frac{\mathbf{C7} - \mathbf{O}}{|\mathbf{C7} - \mathbf{O}|}$

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**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

8 - CABEÇA

Vetores auxiliares **a** e **b**, necessários para definição do plano α :
 $\mathbf{a} = \mathbf{ZD} - \mathbf{VP}$ $\mathbf{b} = \mathbf{ZE} - \mathbf{VP}$

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

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**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{i} \times \mathbf{j}}{|\mathbf{i} \times \mathbf{j}|}$

9- ESCÁPULA

Vetor auxiliar **a**, necessário para definição do plano α :
 $\mathbf{O} = \mathbf{AA}$ $\mathbf{a} = \mathbf{AI} - \mathbf{AA}$

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

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

Vetor **k**, vetor unitário de mesma direção e sentido do vetor **AA-TS**: $\mathbf{k} = \frac{\mathbf{AA} - \mathbf{TS}}{|\mathbf{AA} - \mathbf{TS}|}$

As siglas representam os pontos anatômicos e virtuais que são eles:

AA-Ângulo acromial
AC-Acrômio
AI- Ângulo inferior
CL-Calcâneo
CO-Centro articular da gleno-umeral
CQ-Centro articular do quadril
C7-Sétima vértebra cervical
EIASD e **EIASE** –Espinha ilíacas ântero-superiores direita e esquerda
EIPSD e **EIPSE**- Espinhas ilíacas póstero-superiores direita e esquerda
EM_F- Epicôndilo medial do fêmur
EL_F-Epicôndilo lateral do fêmur
EM_U- Epicôndilo medial do úmero
EL_U-Epicôndilo lateral do úmero
H1-Cabeça do 1º metatarso
H2-Cabeça do 2º metatarso
H3- Cabeça do 5º metatarso
HF-Cabeça da fíbula
MM- Maléolo Medial
ML-Maléolo lateral
PC- Processo Coracóide
PR- Processo estilóide do rádio
PU- Processo estilóide da ulna
TS-Borda medial da espinha da escápula
TT- Tuberosidade da tibia
VP-Vértex do osso parietal
ZE- Arco zigomático esquerdo
ZD- Arco zigomático direito.

ANEXO III: CÁLCULO DOS CENTROS ARTICULARES DOS TORNOZELOS JOELHOS, QUADRIS, OMBROS, COTOVELOS E PUNHOS.

Cálculo do centro articular do tornozelo: $CAT = \frac{ML + MM}{2}$

Cálculo do centro articular do joelho: $CAJ = \frac{ELU + ELM}{2}$

Cálculo do centro articular do quadril (equação de regressão proposta por Bell (1990)):

$$\begin{aligned} xCAQ &= -0,30 \times |EIASD - EIASE|; \\ yCAQ &= -0,19 \times |EIASD - EIASE|; \\ zCAQ &= -0,36i \times |EIASD - EIASE|. \end{aligned}$$

$i = 1$ para o cálculo do centro articular do quadril direito

$i = -1$ para o cálculo do centro articular do quadril esquerdo

x = eixo longitudinal da pelve;

y = eixo sagital da pelve;

z = eixo transversal da pelve

Cálculo do centro articular do ombro (equação de regressão proposta por Meskers (1998)):

$$\begin{aligned} xCAO &= 18,9743 + xPCi \times 0,2434 + xAIi \times 0,2341 + |AI - AA| \times 0,1590 + yPC \times 0,0558 \\ yCAO &= -3,8791 + |AC - AA| \times (-0,3940) + yPC \times 0,1732 + xAI \times 0,1205 + |AC - PC| \times (-0,1002) \\ zCAO &= 9,2629 + zPC \times 1,0255 + yPC \times (-2,403) + |TS - PC| \times 0,1720 \end{aligned}$$

$i = 1$ para o cálculo do centro articular do ombro direito

$i = -1$ para o cálculo do centro articular do ombro esquerdo

x = eixo transversal da escápula;

y = eixo longitudinal da escápula;

z = eixo sagital da escápula

Cálculo do centro articular do cotovelo: $CAC = \frac{EMU + ELU}{2}$

Cálculo do centro articular do punho: $CAP = \frac{PR + PU}{2}$

ANEXO IV- TESTES DE ACURÁCIA DO SISTEMA DE ANÁLISE CINEMÁTICA

Para a aquisição das imagens foram utilizados dois conjuntos de câmeras, o primeiro conjunto foi composto por 8 câmeras digitais da marca JVC modelo GR-DVL 9500 com frequência de aquisição de 60Hz e o segundo conjunto foi composto por 4 câmeras Basler modelo A602fc, com sensor do tipo CCD, resolução de 656 x 490 pixels, montadas com lentes Tamron modelo 12VM412ASIR de ajuste manual no zoom (f 4-12mm), da abertura da íris (F/1.2 – fechado) e do foco (0.3m - ∞), com frequência de aquisição de 75Hz.

A fim de avaliar a acurácia das medidas com o sistema DVide, nesta aplicação, e verificar possíveis diferenças nos resultados do sistema usando o conjunto 1 e 2 de câmeras, foram realizados testes para avaliar a qualidade da reconstrução tridimensional das coordenadas espaciais dos marcadores. A qualidade da reconstrução tridimensional das coordenadas espaciais dos marcadores pode ser testada comparando as variações na distância entre dois marcadores montados sobre uma haste rígida durante o movimento na sequência de imagens obtidas durante a coleta de dados, com o valor de medida real que é aquela feita por medida direta utilizando um paquímetro.

Para as imagens obtidas com o conjunto de câmeras 1, foi utilizada uma das marcas técnicas como objeto rígido (figura 10) e esta marca técnica estava afixada à coxa direita do sujeito. Inicialmente foi feita a medida direta da distância L_1 , admitida como real, que foi de 216.2mm. Esse valor de L_1 foi comparado com o valor dessa mesma distância, L_1' , obtida pelo sistema DVide durante a marcha. Foram utilizados os dados brutos, sem nenhum procedimento de filtragem.

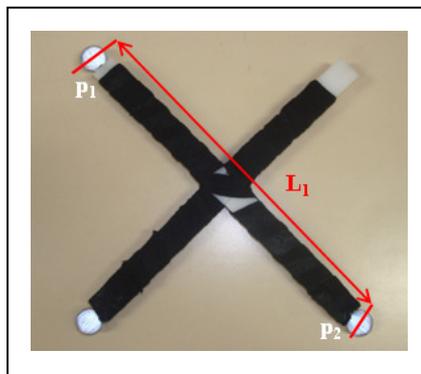


Figura 10. Distância mensurada no objeto rígido na coleta com o conjunto de câmeras 1.

Foi calculada a acurácia (a), também denominada 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 medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, dado pelo desvio-padrão das medidas experimentais. Para os dados referentes às imagens obtidas pelo conjunto de câmeras 1, encontramos uma acurácia (a) de 2.7mm

Para o teste de acurácia do conjunto de câmeras 2, foi utilizado um objeto rígido com 4 marcadores reflexivos em cada uma de suas extremidades (figura 12). Foram calculadas as distâncias L_1 e L_2 , a partir dos 4 marcadores do objeto rígido, conforme mostrado na figura 11. Foram comparadas as medidas diretas (assumidas como reais) obtidas com paquímetro, com as medidas dessas distâncias obtidas a partir das coordenadas tridimensionais dos marcadores do objeto rígido em movimento utilizando o sistema DVideo, com e sem a correção da distorção óptica das lentes das câmeras Basler. Foram utilizados os dados brutos, sem nenhum procedimento de filtragem.

Os valores das medidas reais nas duas direções chamadas L_1 e L_2 , correspondem a 284.3mm e 285.6mm respectivamente. Esses valores assumidos como reais, foram comparados com os valores dessas mesmas distâncias obtidas a partir das coordenadas tridimensionais dos pontos durante o movimento.

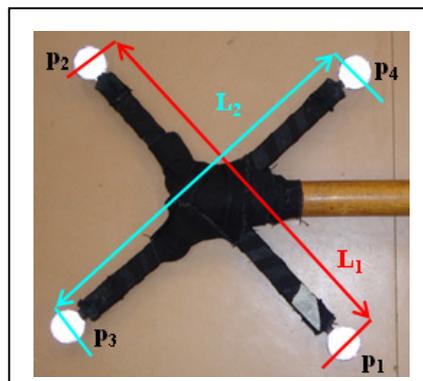


Figura 11. Distâncias mensuradas (L_1 e L_2) nas duas direções do objeto rígido



Figura 12. Objeto rígido utilizado para o teste de acurácia com o conjunto de câmeras 2.

Da mesma forma como foi realizado para o conjunto de câmeras 1, foi calculada a acurácia (a), para as medidas em ambas as direções L_1 e L_2 com a aplicação da correção da distorção óptica e sem a correção da distorção óptica e esses valores são mostrados na tabela 2. É possível observar que utilizando o conjunto de câmeras 2 foi possível obter um valor ainda mais baixo de acurácia das medidas, melhorando assim os resultados das variáveis experimentais medidas.

Tabela 5- Valores acurácia das distâncias L_1 e L_2 com e sem correção da distorção óptica das lentes.

Medidas	Acurácia (a)
L_1 com correção da distorção óptica	1.1mm
L_1 sem correção da distorção óptica	1.3mm
L_2 com correção da distorção óptica	1.3mm
L_2 sem correção da distorção óptica	2.5mm