



INFLUÊNCIA DOS ARTEFATOS DE MOVIMENTO DOS TECIDOS MOLES NA
TRAJETÓRIA DE MARCADORES DURANTE A CORRIDA EM ESTEIRA COM
DIFERENTES VELOCIDADES

Gabriel Gollner Zeitoune

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Jurandir Nadal.

Rio de Janeiro

Abril de 2015

INFLUÊNCIA DOS ARTEFATOS DE MOVIMENTO DOS TECIDOS MOLES NA
TRAJETÓRIA DE MARCADORES DURANTE A CORRIDA EM ESTEIRA COM
DIFERENTES VELOCIDADES

Gabriel Gollner Zeitoune

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

ABRIL DE 2015

Zeitoune, Gabriel Gollner

Influência dos artefatos de movimento dos tecidos moles na trajetória de marcadores durante a corrida em esteira com diferentes velocidades/Gabriel Gollner Zeitoune – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XIII, 58 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 44-46.

1. Corrida. 2. Artefato de movimento. 3. Análise de Componentes Principais. I. Nadal, Jurandir. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Primeiramente a Deus

Aos meus pais Salim Zeitoune e Regina Célia Gollner Zeitoune por todo amor, paciência, educação, sabedoria e carinho que sempre me proporcionaram durante toda a minha vida. Pelo apoio emocional e intelectual durante todo o processo de realização desta dissertação.

Ao meu irmão Marco Gollner Zeitoune e sua esposa Fernanda Valensin que sempre estiveram ao meu lado em todos os momentos em que eu precisei.

À família Gonçalves Borges, em especial minha noiva Talyta Borges que em todos os momentos não me deixou abater, sempre mostrando o caminho e me incentivando para que eu pudesse concretizar meus objetivos e planos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Jurandir Nadal, que sempre se dispôs a ajudar na formulação desta dissertação se tornando um amigo, sempre muito sensato e sábio nos conselhos e brincalhão em momentos de descontração, se tornando assim um exemplo para mim como profissional e pessoa.

Ao meu amigo/ “irmão” Prof. Ms. Gustavo Leporace, que contribui sempre de forma muito valiosa para minha formação profissional e pessoal. Sempre presente para as horas boas e ruins. Sempre cobrando para que eu não entre no “*steady state*” e continue evoluindo.

À clínica Biocinética e seus funcionários que abriram suas portas para que eu pudesse realizar minhas coletas de dados realizadas em pouquíssimo tempo devido a circunstâncias não favoráveis.

Aos meus amigos/ “irmãos” de Faculdade/ trabalho/ vida, Thiago Marinho e Tainá Oliveira pela convivência impar que temos desde a faculdade, sempre me ajudando e aguentando. Cresci, aprendi e continuo aprendendo sempre muito com vocês.

Aos meus amigos do PEB/COPPE/UFRJ, Gabriela Uribe, Alexsandro Silva, Rafael Moreira, Raoni Saddi, Felipe Alvim e Thiago Matta, por todo suporte e companheirismo.

Ao professor Dr. Luiz Alberto Batista, pois sem ele em minha graduação não estaria realizando este feito em minha carreira profissional.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

INFLUÊNCIA DOS ARTEFATOS DE MOVIMENTO DOS TECIDOS MOLES NA
TRAJETÓRIA DE MARCADORES DURANTE A CORRIDA EM ESTEIRA COM
DIFERENTES VELOCIDADES

Gabriel Gollner Zeitoune

Abril/2015

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

A análise biomecânica da corrida realizada por meio da técnica *convencional gait model* (CGM) possui limitações quanto aos artefatos de movimentos causados por tecidos moles. Com isso, o método de *marker set* rígido otimizado (MSR) foi estipulado para minimizar esses artefatos e diminuir o erro encontrado na trajetória de marcadores específicos posicionados sobre a pele. Nesta perspectiva, o objetivo do estudo foi medir a influência dos artefatos de movimento dos tecidos moles na trajetória de marcadores posicionados nos membros inferiores durante a corrida com diferentes velocidades. Nove sujeitos correram em uma esteira motorizada a 8,5 km/h, 10,5 km/h e 14 km/h durante 5 min em cada velocidade. A análise de componentes principais (CP) foi aplicada às trajetórias nos eixos anteroposterior, lateral e vertical dos marcadores do côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral do tornozelo, região intermediária da coxa e da perna. Os escores de cada um dos CPs foram comparados com um teste de Wilcoxon pareado não paramétrico. Encontraram-se diferenças significativas para os CPs de todos os marcadores nos três eixos e velocidades ($p < 0,05$). Conclui-se que a utilização do método CGM para a realização da análise cinemática da corrida em esteira pode acarretar em maiores quantidades de artefatos de movimento principalmente nos eixos longitudinal e lateral, pois o método MSR otimizado atualmente é considerado o padrão ouro para este tipo de aquisição de dados.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

INFLUENCE OF SOFT TISSUE ARTEFACTS OF SKIN MARKERS DURING TREADMILL RUNNING IN DIFFERENT SPEEDS

Gabriel Gollner Zeitoune

April/2015

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

The Conventional Gait Model (CGM) has been used in running biomechanics analysis. However this model has limitations about the soft tissue artifacts. Thus, the optimized Rigid Marker Set (RMS) was set to minimize these soft tissue artifacts and decrease the error in displacement of specific markers positioned on the skin. Thus, the objective of the present study was to measure the influence soft tissue artifacts in the displacement of markers positioned in the lower limbs during running at different speeds. Nine subjects ran on a motorized treadmill at 8,5 km/h, 10,5 km/h and 14 km/h for 5 min at each speed. Principal component analysis (PCA) was applied in anteroposterior, lateral and vertical axes of the lateral condyle of the femur, lateral malleolus of the ankle, mid thigh and shank markers. The scores of each PCs were compared with a paired and nonparametric t-test. There were significant differences for each CPs retained of all markers in all three axes and velocities ($p < 0.05$). It was concluded that the CGM performance about running kinematic analysis could result in soft tissue artifacts especially in the longitudinal and lateral axes since the RMS optimized is currently considered the gold standard for this type of data acquisition

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Problema do estudo.....	2
1.2. Objetivo geral	3
1.3. Objetivos específicos	3
1.4. Hipótese do estudo.....	3
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1. A Corrida humana.....	4
2.2. Consequências do aumento da velocidade durante a corrida.....	6
2.3. Utilização de diferentes <i>marker sets</i> para o cálculo dos ângulos articulares.	6
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
3.1. Estimador por mínimos quadrados	11
3.2. Autovetores e autovalores.....	13
3.3. Análise de componentes principais.....	14
3.3.1. Cálculo dos componentes Principais	15
3.3.2. Fatores de carga dos componentes principais.....	16
3.3.3. Critério de seleção do número de componentes principais analisados.....	18
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
4.1. Casuística	19
4.2. Coleta de dados	20
4.3. Instrumentação	21
4.4. Processamento dos dados.....	21
5. RESULTADOS	23
5.1. Análise de componentes principais do grupo analisado	23
5.1.1. Seleção do número de componentes para o tratamento estatístico dos dados	23
5.1.2. Diferenças estatísticas dos escores dos componentes principais retidos.....	23
5.1.3. Intepretação dos fatores de carga dos componentes que tiveram diferenças estatísticas	30
5.1.3.1. Velocidade 8,5 km/h	30
5.1.3.2. Velocidade 10,5 km/h	33
5.1.3.3. Velocidade 14 km/h	35
6. DISCUSSÃO	38
7. CONCLUSÃO.....	43
8. REFERÊNCIAS	44
APÊNDICE 1: Trajetória dos marcadores e seus fatores de carga.....	47

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Fase do apoio do ciclo da corrida com o MI direito sendo analisado. E1-E7 são as etapas. I1-I4 são os instantes do apoio. D1-D3 são as durações do apoio.	4
Figura 2.2: Fase de balanço do ciclo da corrida com o MI direito sendo analisado. E1-E7 são as etapas. I1-I4 são os instantes do balanço. D1-D3 são as durações do balanço.	5
Figura 2.3: Posicionamento dos marcadores do método CGM.....	7
Figura 2.4: Posicionamento dos marcadores do método MSR. Os quatro <i>clusters</i> estão indicados na figura da esquerda. (vista anterior).....	8
Figura 2.5: <i>Cluster</i> composto por quatro marcadores	9
Figura 2.6: Posicionamento dos marcadores da coxa e perna do método PCT	9
Figura 3.1: Figura representativa da interpretação do minimizador do erro (ei) devido a artefatos de movimento do <i>cluster</i> . Nela estão presentes o SRG (Lx, y, z) à esquerda e o SRL (Bx, y, z) no centro do osso (fêmur). É possível observar que os círculos brancos são os marcadores do <i>cluster</i> fixado a coxa e os círculos pretos representam a posição a partir do SRG dos marcadores em um instante de tempo. Retirada e adaptada do estudo de CAPPOZZO e CAPPELLO (1997).....	11
Figura 3.2: Cinemática do joelho durante um ciclo da corrida nas velocidades 8,5 km/h (curva azul), 10,5 km/h (curva vermelha) e 14 km/h (curva preta) à esquerda, em que o eixo das ordenadas corresponde o deslocamento angular em graus (flexão (+)/ extensão (-)) e o eixo das abcissas corresponde ao ciclo da corrida (0-100%). À direita estão os três autovetores (curvas verdes) em que o eixo das ordenadas corresponde ao fator de carga e o eixo das abcissas corresponde ao ciclo da corrida (0-100%). As setas marrons indicam os locais onde há maior variabilidade dos dados e os círculos marrons indicam a fase do ciclo da corrida em que está essa maior variabilidade.....	18
Figura 3.3: Gráfico Scree com o número de componentes principais no eixo das abcissas e a variância explicada por cada componente no eixo das ordenadas. Nesse caso devem ser retidos quatro componentes	19
Figura 5.1: Trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na	

velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente. 30

Figura 5.2: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas magenta e azul representam os autovetores correspondentes aos segundo e terceiro CPs, respectivamente. 31

Figura 5.3: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas azul e magenta representam os autovetores correspondentes aos primeiro e segundo CPs, respectivamente. 32

Figura 5.4: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP. 32

Figura 5.5: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior,

para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curva verde, magenta e azul representam os autovetores correspondentes ao primeiro, segundo e terceiro componentes principais, respectivamente. 33

Figura 5.6: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído..... 34

Figura 5.7: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo componente principal..... 34

Figura 5.8: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo componente principal..... 35

Figura 5.9: Trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que

posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente..... 36

Figura 5.10: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído..... 36

Figura 5.11: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva rosa representa o autovetor correspondente ao segundo CP. 37

Figura 5.12: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído..... 37

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo anteroposterior	23
Tabela 5.2: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo lateral.....	23
Tabela 5.3: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo longitudinal	23
Tabela 5.4: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades.....	25
Tabela 5.5: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades.....	25
Tabela 5.6: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades.....	26
Tabela 5.7: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades.....	26
Tabela 5.8: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades	27
Tabela 5.9: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades	27
Tabela 5.10: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades.....	28
Tabela 5.11: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades	28

Tabela 5.12: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades..... 29

1. INTRODUÇÃO

A corrida, a cada ano que passa, tem ganhado mais adeptos entre os adultos jovens de vinte a quarenta anos (LENHART *et al.*, 2014; QUEEN; GROSS; LIU, 2006; VAN GENT *et al.*, 2007). Da mesma forma, o número de lesões, principalmente na articulação do joelho, também tem aumentado (FERBER e MACDONALD, 2014). Por conseguinte, tem cada vez se tornado mais necessário pesquisas científicas a respeito da biomecânica da corrida e seus potenciais efeitos lesivos, a fim de entender as características desse movimento e encontrar estratégias de prevenção e tratamento dos sujeitos que porventura se lesionassem (TAUNTON *et al.*, 2002).

A análise do movimento a partir do posicionamento de marcadores sobre a superfície da pele nos segmentos corporais tem sido a técnica mais utilizada para avaliar a biomecânica da corrida (ANDRIACHI e ALEXANDER, 2000). Com esta técnica é possível estimar com boa precisão a posição no espaço de cada segmento corporal que se deseja analisar (VAUGHAN; DAVI; O'CONNOR, 1999). Esta técnica apresenta vantagens como sua natureza não invasiva e a influência mínima nas condutas motoras a serem analisadas (ANDRIACHI e ALEXANDER, 2000). Sua maior limitação são os artefatos de movimentos causados pela vibração da pele a partir do movimento desses segmentos corporais ao realizar as tarefas motoras. Com isso, os marcadores posicionados sobre a pele também vibram gerando um erro na reconstrução da posição dos ossos no espaço (ANDRIACHI e ALEXANDER, 2000; MIANA; PRUDÊNCIO; BARROS, 2009; CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997; CAPPOZZO *et al.*, 1995).

ANGELONI *et al.* (1993) compararam a utilização desse método tradicional de posicionar os marcadores diretamente sobre a pele chamado atualmente de *conventional gait model* (CGM) com o método de *marker set* rígido (MSR) que é definido como a possibilidade de estimar a posição desses marcadores por meio de uma definição de sistemas de referências locais dos segmentos, utilizando estruturas de plástico rígidas (*clusters*) fixadas nos segmentos coxa e perna, onde cada *cluster* era composto por três marcadores fixos. O objetivo dos autores no estudo de ANGELONI *et al.* (1993) foi determinar qual dos métodos provocava o menor deslocamento dos marcadores. Os autores observaram que, durante a marcha humana, os *clusters* são capazes de diminuir o deslocamento dos marcadores oriundo da vibração da pele sobre as superfícies ósseas (ANGELONI *et al.*, 1993).

No entanto, o método MSR também é influenciado por artefatos de movimento. Com isso CAPPOZZO *et al.* (1997), sugeriram que os artefatos de movimento produzidos pelos tecidos moles aos quais o *cluster* é submetido poderiam ser minimizados por meio de um algoritmo de mínimos quadrados, possibilitando uma melhor reconstrução da posição dos marcadores no espaço. Os autores também evidenciaram que para uma boa reconstrução do marcador por meio do método MSR foram necessários quatro marcadores fixados aos *clusters* posicionados na coxa e na perna.

Observa-se que estudos recentes têm apontado a utilização da escolha de parâmetros subjetivos para a análise estatística de sinais cinemáticos como uma limitação (LEPORACE, *et al.*, 2012; ZEITOUNE, *et al.*, 2014). A análise de componentes Principais (ACP) é uma técnica que permite analisar o ciclo da corrida como um todo sem utilizar variáveis paramétricas, sanando esta limitação. Contudo, não foram encontrados estudos na literatura que comparassem por meio da ACP a reconstrução da trajetória dos marcadores durante a realização da corrida em duas situações diferentes: (i) por meio de marcadores posicionados diretamente na superfície pele; (ii) por meio de *clusters* posicionados na coxa e perna com o otimizador linear.

Nesta perspectiva, para se garantir que o método convencionalmente utilizado nas coletas de dados cinemáticos (posicionamento dos marcadores sobre pontos anatômicos predeterminados) possui baixa influência dos artefatos de movimento, faz-se necessário comparar esse método com o método MSR que é considerado o minimizador de artefatos (estimação dos marcadores por meio de sistemas de referências locais otimizados pela posição do *cluster*).

1.1. Problema do estudo

Apesar das evidências sugerindo que o método MSR consegue minimizar os artefatos de movimento de forma mais eficiente que os protocolos tradicionais como o CGM, ainda não se sabe ao certo em que grau o emprego deste aglomerado de marcadores situados na região da perna e da coxa pode influenciar na posição linear dos marcadores que representam as estruturas anatômicas investigadas em avaliações tridimensionais.

1.2. Objetivo geral

Medir a influência dos artefatos de movimento dos tecidos moles na trajetória de marcadores posicionados nos membros inferiores durante a corrida com diferentes velocidades.

1.3. Objetivos específicos

- Comparar a trajetória dos marcadores posicionados no côndilo lateral do fêmur e no maléolo lateral do tornozelo e as trajetórias da reconstrução desses marcadores por meio dos *clusters* posicionados na coxa e na perna.

- Comparar a trajetória dos marcadores posicionados no meio da coxa e no meio da perna e as trajetórias da reconstrução desses marcadores por meio dos *clusters* posicionados na coxa e na perna.

1.4. Hipótese do estudo

- A hipótese experimental é de que todos os marcadores sofrerão influência, porém os marcadores da coxa e da perna terão maior artefato de movimento.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. A Corrida humana

A principal característica que diferencia a marcha da corrida é que a segunda conduta não possui uma fase em que os dois pés estão em contato com o solo ao mesmo tempo (PERRY e BURNFIELD, 2010).

Um ciclo da corrida é delimitado, por convenção, por dois contatos iniciais (CI) consecutivos do mesmo pé. A distância percorrida durante o CI de um pé até o CI do pé oposto é chamado de passo (PERRY e BURNFIELD, 2010). Um passo com o MI direito seguido de outro com o esquerdo formam uma passada, que corresponde à distância percorrida durante um ciclo da corrida. Para a análise do ciclo da corrida é necessário que o mesmo seja dividido em etapas, sendo essas compostas por instantes – períodos de tempo infinitesimalmente pequenos – e durações, ou seja, o movimento propriamente dito (LEPORACE, 2012). A classificação de acordo com a presença ou não de contato com o solo divide o ciclo em duas fases: (1) de apoio (Figura 2.1), que se inicia com o CI de um pé e termina com a retirada do mesmo do solo (aproximadamente em 35% do ciclo); e (2) de balanço (Figura 2.2), responsável pelos 65% restantes, que começa com a retirada do pé do solo e termina com o CI seguinte do mesmo.

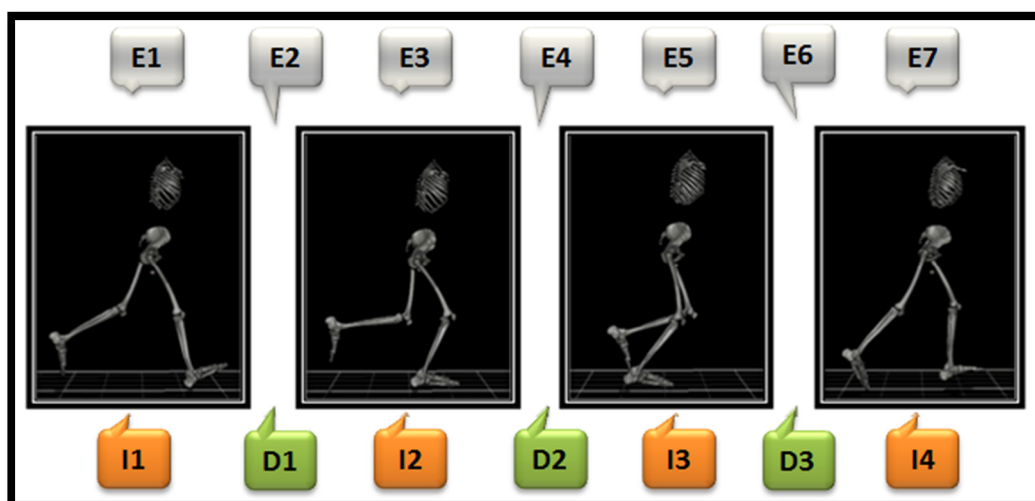


Figura 2.1: Fase do apoio do ciclo da corrida com o MI direito sendo analisado. E1-E7 são as etapas. I1-I4 são os instantes do apoio. D1-D3 são as durações do apoio.

A fase de balanço (Figura 2.2) do ciclo da corrida possui três sub-etapas que são: (i) voo inicial (15% do ciclo da corrida), com início na retirada do pé ipsilateral até o contato do

pé contralateral; (ii) balanço médio (35% do ciclo da corrida) que ocorre enquanto o membro contralateral está em apoio simples; e (iii) voo final (15% do ciclo da corrida), que tem início com a retirada do pé contralateral até o CI do pé ipsilateral (PERRY e BURNFIELD, 2010; NOVACHECK, 1998).

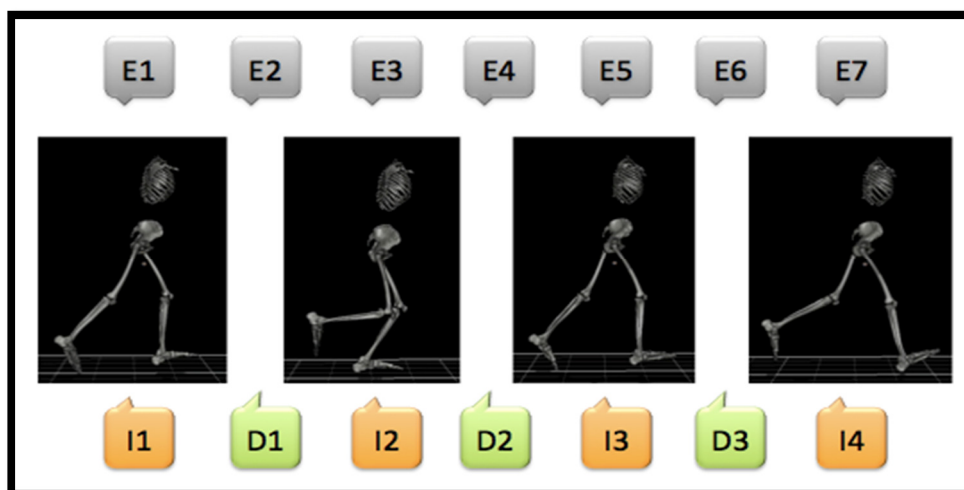


Figura 2.2: Fase de balanço do ciclo da corrida com o MI direito sendo analisado. E1-E7 são as etapas. I1-I4 são os instantes do balanço. D1-D3 são as durações do balanço.

A fase de apoio é subdividida em duas sub-fases: resposta à carga e propulsão. O apoio médio é o instante que divide essas duas fases (DUGAN; BATH, 2005). Na fase de resposta à carga ocorre a absorção das cargas mecânicas decorrentes do choque do pé com o solo no contato inicial. Nesta fase, ocorre a desaceleração horizontal do centro de massa do indivíduo e os fatores que vão propiciar a absorção dessa carga mecânica são: deslocamento angular das articulações (principalmente joelho no plano sagital e tornozelo no frontal), contração muscular excêntrica e compressão articular (NOVACHECK, 1998). Na fase de propulsão o principal objetivo é gerar potência para conseguir progressão a frente, por isso ocorre a aceleração do centro de massa nas componentes vertical para cima e horizontal para a frente. Para conseguir alcançar esse objetivo, a contração muscular passa a ser concêntrica e as articulações de quadril, joelho e tornozelo realizam extensão (NOVACHECK, 1998).

A fase de Balanço tem como principal função o avanço à frente do membro em balanço e posicionar o mesmo de forma correta para o contato inicial seguinte. Durante a fase de voo inicial ocorre a liberação do pé obtida principalmente pela flexão (contração concêntrica) de quadril e joelho. Na fase de balanço médio ocorre o avanço do membro a frente e no final desta etapa o joelho começa a estender, controlado excentricamente pelos

posteriores de coxa. Na fase de voo final, ocorre o posicionamento do membro inferior para o contato inicial seguinte (PERRY e BURNFIELD, 2010).

2.2. Consequências do aumento da velocidade durante a corrida

A velocidade é produto do comprimento do passo e da cadência da passada, sendo necessário o aumento de um dos dois para que haja o aumento da velocidade (MERCER *et al.* 2002). BRUGHELLI *et al.* (2011) identificaram que o aumento da velocidade na corrida ocorre de forma concomitante pelo aumento do comprimento do passo e da cadência da passada até a velocidade de *sprint* em torno de 23 km/h. A partir desta velocidade, o aumento da mesma é priorizado pelo aumento da cadência da passada,

O aumento da velocidade da corrida em esteira provoca o aumento das cargas mecânicas são aplicadas ao corpo humano (MERCER *et al.* 2002). Com isso, é preciso que as articulações modifiquem o seu comportamento angular a fim de que seja possível absorver essas cargas na fase de resposta à carga e também para gerar maior potência com o MI na fase de propulsão.

Ao modificar o comportamento angular do membro inferior para absorver essas cargas elevadas devido ao aumento da velocidade, os músculos responsáveis por gerar potência negativa (absorção) e positiva (propulsão) serão mais exigidos vibrando mais que o normal, aumentando assim a quantidade de artefatos de movimento causados pelos deslocamentos aumentados dos tecidos moles, já que os marcadores estarão posicionados nessas regiões (MERCER *et al.* 2002, BOYER e NIGG, 2007)

2.3. Utilização de diferentes *marker sets* para o cálculo dos ângulos articulares.

Desde o início do século XX tem-se enfatizado a necessidade de analisar o movimento humano para possibilitar o tratamento de indivíduos com algum tipo de deficiência motora ou lesão nos membros inferiores (ANDRIACHI e ALEXANDER, 2000). Com o avanço da tecnologia computacional, a utilização de câmeras para registro dos movimentos humanos tornou-se frequente e uma das formas de se utilizar seria posicionando pelo menos três marcadores retro reflexivos não colineares em cada segmento do corpo e então registrar o movimento a ser estudado. Os marcadores são posicionados na pele sobre acidentes ósseos pré-definidos e o sistema de referência matemático de cada segmento possui relação com sua caracterização anatômica e biomecânica. Uma das maneiras possíveis é tomar como pressuposto que esses segmentos são corpos rígidos, dessa forma é possível estimar a posição desses sistemas no espaço tridimensional e calcular os eixos articulares e identificar os movimentos dos segmentos entre si e em relação a um sistema global (FUKAYA *et al.* 2012).

Uma de suas vantagens, em relação às demais técnicas descritas na literatura, é que esta não é invasiva e não expõe o indivíduo à radiação, além de gerar pouca influência na realização da tarefa motora (ANDRIACHI; ALEXANDER, 2000).

Um método frequentemente reportado na literatura e em avaliações clínicas, hoje em dia, é o método CGM (Figura 2.3). Este foi proposto na década de 90 e tem como base dividir o corpo humano em segmentos, os quais são interligados por articulações do tipo junta esférica com três graus de liberdade (BAKER, 2013). São posicionados marcadores sobre pontos anatômicos pré-determinados de cada um dos segmentos que se deseja reconstruir e em pontos técnicos (normalmente no meio do segmento) formando um triângulo, desta forma possibilitando identificar os movimentos de rotação nos três planos (sagital, frontal e transversal) (BAKER, 2013). No caso da pelve, são posicionados marcadores nas espinhas ilíacas anterossuperiores (EIAS) e posterossuperiores (EIPS). Para a reconstrução do fêmur, o eixo articular é calculado a partir da pelve (estudos com cadáveres identificaram qual era a distância do eixo articular do quadril para os marcadores da EIAS) e então o eixo articular do quadril é utilizado como um marcador proximal (BAKER, 2013). O segundo marcador utilizado para calcular os movimentos do quadril é o côndilo lateral do fêmur e o terceiro é um marcador posicionado no meio da coxa. Para a tíbia, o marcador no côndilo lateral também é utilizado como marcador proximal, assim como o marcador posicionado no maléolo lateral do tornozelo e outro posicionado no terço distal da tíbia para minimizar os artefatos de movimento, tendo em vista que nesta região há menos tecido mole (BAKER, 2013).



Figura 2.3: Posicionamento dos marcadores do método CGM.

Como os marcadores são posicionados na superfície da pele, há um deslocamento entre o marcador posicionado na pele e a estrutura óssea a qual aquele marcador está representando, podendo ser devido ao deslocamento de pele, contração muscular ou vibração devido ao choque do membro inferior com o chão, por exemplo, sendo assim uma limitação importante desta técnica (MIANA; PRUDÊNCIO; BARROS, 2009; CAPPOZZO; CAPPELLO, 1997; REINSCHMIDT *et al.*, 1997;). Por conseguinte, é esperado que haja uma diferença entre a trajetória do marcador e a trajetória da estrutura a qual ele representa. Este fato é descrito como um artefato de movimento (AM) dos tecidos moles.

Para tentar diminuir a dimensão da diferença de medida produzida pelo fenômeno descrito, e assim sanar esta limitação, diversas técnicas matemáticas têm sido elaboradas. A técnica MSR (Figura 2.4) consiste na utilização de no mínimo três marcadores não colineares fixados a placas de plástico que são posicionadas nas coxas e pernas, chamadas de *cluster* (Figura 2.5). Dado um *cluster*, define-se um sistema de referência local (SRL) do segmento. Dessa forma é possível calcular a posição de cada marcador posicionado neste *cluster* em relação ao SRL. A partir do registro do sujeito na posição ortostática é possível definir a posição de cada marcador posicionado sobre a pele em relação à posição do *cluster*. Então após esse registro retiram-se os marcadores sobre a pele que não estão fixos aos *clusters* e suas posições são matematicamente estimadas baseadas na relação de atitude e posição do SRL e o sistema de referência global (SRG) do laboratório (FUKAYA *et al.*, 2012).

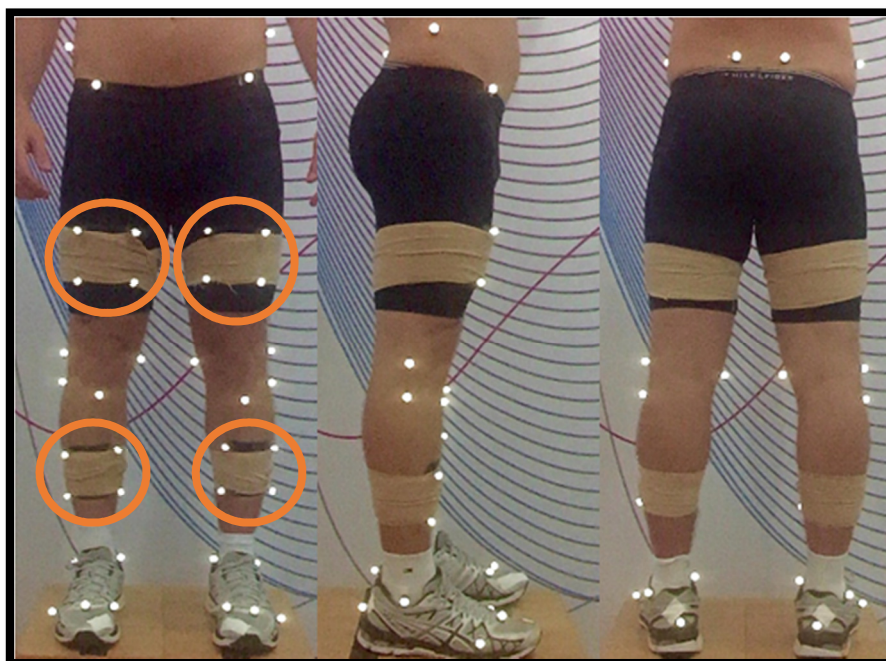


Figura 2.4: Posicionamento dos marcadores do método MSR. Os quatro *clusters* estão indicados na figura da esquerda. (vista anterior)

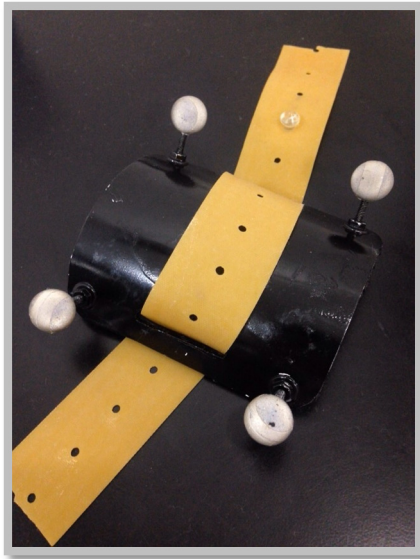


Figura 2.5: Cluster composto por quatro marcadores

Outra técnica proposta por ANDRIACCHI *et al.* (1998) é a *Point Cluster Technique* (PCT), que consiste no posicionamento de múltiplos marcadores nas coxas e pernas com o intuito de calcular as posições do fêmur e da tíbia e assim definir um sistema de referência local para a estimativa. Desta forma seria possível reconstruir matematicamente os marcadores que possuem maior quantidade de artefatos de movimento, diminuindo o erro na trajetória desses marcadores (Figura 2.6).

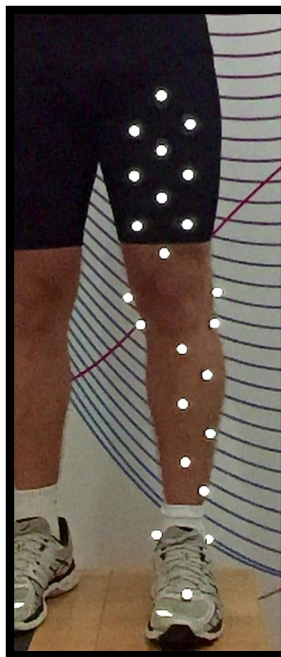


Figura 2.6: Posicionamento dos marcadores da coxa e perna do método PCT

FUKAYA, *et al.* (2012) compararam o erro entre as duas técnicas descritas acima durante a marcha e identificaram que, dependendo da fase de apoio da marcha, o erro entre o cálculo da posição dos marcadores posicionados nos côndilos medial e lateral dos joelhos pelo MSR e pelo PCT aumenta. Os autores argumentam baseados em seus achados que a contração de músculos da coxa e perna podem ter sido responsáveis por esse aumento do erro. Com o objetivo de identificar a eficiência dos *clusters*, ANGELONI *et al.* (1993) realizaram um estudo que avaliou a marcha humana, comparando a utilização do método CGM com o método MSR onde cada *cluster* era composto por três marcadores fixos. Os autores observaram que, durante a marcha humana, os marcadores posicionados diretamente na pele dos sujeitos realizaram maior deslocamento do que os marcadores fixados no *cluster*.

No entanto, a marcha é uma conduta motora de baixa velocidade. Com o aumento da velocidade, ocorre o aumento das cargas mecânicas a serem absorvidas e, por conseguinte, a vibração dos tecidos moles tende a aumentar, aumentando ainda mais os artefatos de movimento. Desse modo, surgiu a necessidade de entender como esse artefatos iriam se manifestar em condutas motoras mais aceleradas como a corrida.

Os resultados de estudos sugerem que mesmo com a técnica MSR há um erro de estimação entre o marcador coletado e o marcador reconstruído pelo *cluster* (CAPPOZZO *et al.*, 1996; CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997). CAPPOZZO e CAPPELLO (1997) aplicaram um minimizador por mínimos quadrados que tem como função de diminuir o erro do marcador reconstruído pelo *cluster* devido aos artefatos de movimento dos tecidos moles. Os autores encontraram resultados positivos a respeito da minimização do erro e recomendaram que devem ser fixados quatro marcadores nos *clusters*. No entanto, não foram encontradas evidências a respeito da eficiência desse método otimizador quando a conduta motora em questão é a corrida.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Estimador por mínimos quadrados

CAPPOZZO e CAPPELLO (1997) propuseram um minimizador de erros por mínimos quadrados em que um *cluster* com m marcadores possui sua posição instantânea y_i de acordo com o sistema de referencia do global (SRG) do laboratório ($L_{x,y,z}$) (**Figura 3.1**)

$$y_i \quad (i = 1, 2, \dots, m, m \geq 3) \quad (1)$$

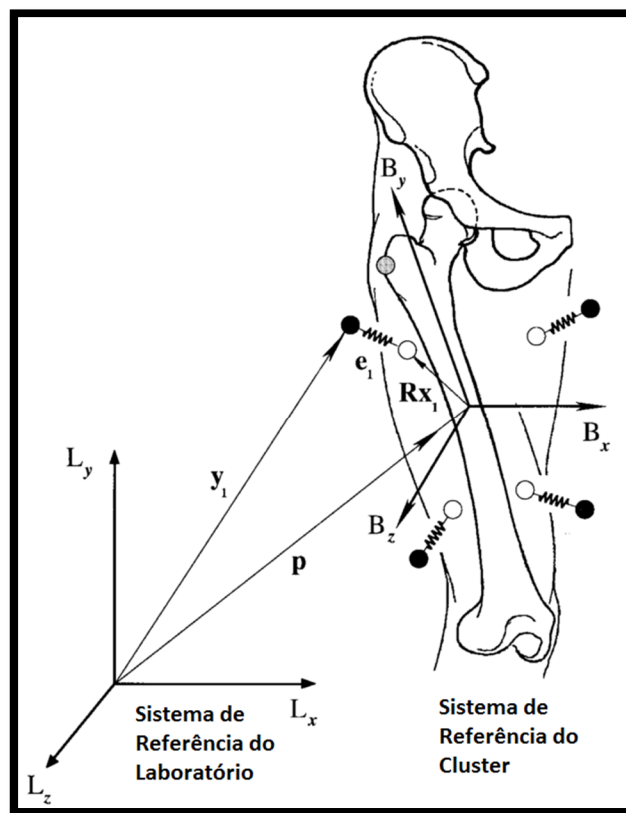


Figura 3.1: Figura representativa da interpretação do minimizador do erro (e_i) devido a artefatos de movimento do *cluster*. Nela estão presentes o SRG ($L_{x,y,z}$) à esquerda e o SRL ($B_{x,y,z}$) no centro do osso (fêmur). É possível observar que os círculos brancos são os marcadores do *cluster* fixado a coxa e os círculos pretos representam a posição a partir do SRG dos marcadores em um instante de tempo. A posição ideal do SRL é aquela que minimiza o total da energia encontrada nas molas. Retirada e adaptada do estudo de CAPPOZZO e CAPPELLO (1997).

Ao ser reconstruída pelo sistema de análise de imagem, a posição do marcador está sujeita a erros experimentais. Desta forma, um otimizador por mínimos quadrados foi criado para que esse erro (e_i) diminuísse (**Figura 3.1**) (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997).

O *Least-Square Pose (LSP)* leva o e_i em consideração adicionando-o ao valor da posição real de y_i^t .

$$y_i = y_i^t + e_i, \quad i = 1, 2, \dots, m. \quad (2)$$

O LSP tem como base que a posição dos marcadores fixados no *cluster* não se altera, precisando somente de um *frame* arbitrário para identifica-lo. Por isso, no presente estudo este modelo de *cluster* baseado neste *frame* terá cada marcador do *cluster* identificado como $x_i, i = 1, 2, \dots, m$. Este *frame* utilizado para identificação é conhecido como o sistema de referência local (SRL) do *cluster* $B_{x,y,z}$ (**Figura 3.1**) que será estimado pelo LSP (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997).

Este modelo de *cluster* pode ser calculado de forma instantânea; deste modo pode-se calcular o vetor y_i como:

$$y_i = \mathbf{R}x_i + \mathbf{p} + e_i, \quad i = 1, 2, \dots, m \quad (3)$$

onde \mathbf{R} e \mathbf{p} são a matriz de orientação e a posição do vetor do SRL relativa ao SRG. Dessa forma, x_i e y_i são inseridos no LSP (**Figura 3.1**) (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997). A posição otimizada de $\hat{\mathbf{p}}$ e a matriz de orientação otimizada $\hat{\mathbf{R}}$ são obtidos a partir da resolução do problema de minimização abaixo:

$$\min_{\mathbf{R}, \mathbf{p}} \Phi^2(\mathbf{R}, \mathbf{p}) = \sum_{i=1}^m \|e_i\|^2 = \sum_{i=1}^m \|\mathbf{R}x_i + \mathbf{p} - y_i\|^2 \quad (4)$$

com $\mathbf{R}\mathbf{R}^T = \mathbf{R}^T\mathbf{R} = \mathbf{I}$, $\det(\mathbf{R}) = 1$.

A solução matemática da equação problema acima em (4) corresponde posição em que a energia elástica contida nas molas é mínima (Figura 3.1).

$$\mathbf{X} = [x_1 - \bar{x}, x_2 - \bar{x}, \dots, x_m - \bar{x}] \quad (5)$$

em que \mathbf{X} é a matriz $[3 \times m]$ modelo de posição do *cluster* no SRL, utilizando o respectivo centroide \bar{x} como origem. Do mesmo modo,

$$\mathbf{Y} = [y_1 - \bar{y}, y_2 - \bar{y}, \dots, y_m - \bar{y}] \quad (6)$$

é a matriz [3 x m] de posição do *cluster* no SRG, utilizando o respectivo centroide \bar{y} como origem (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997). E Z é a matriz de dispersão cruzada do *cluster* com dimensão [3 x 3] e pode ser calculada como:

$$Z = YX^T \quad (7)$$

ou:

$$Z = UDV^T \quad (8)$$

onde U e V são matrizes ortogonais [3 x 3] com seus determinantes iguais a ± 1 e $D = \text{diag}(d_1, d_2, d_3)$ em que $d_1 \geq d_2 \geq d_3 \geq 0$ são valores singulares de Z (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997). As matrizes U , V e D são obtidas por meio da decomposição de valores singulares (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997). Os valores otimizados da matriz \hat{R} e \hat{p} podem ser obtidos a partir de:

$$\hat{R} = U \text{diag}[1,1, \det(UV^T)]V^T \quad (9)$$

$$\hat{p} = \bar{y} - \hat{R}\bar{x} \quad (10)$$

Conhecendo \hat{R} e \hat{p} , pode-se calcular a posição global z de um ponto em cada instante de tempo com a equação a seguir:

$$\hat{z} = \hat{R}w + \hat{p} \quad (11)$$

onde \hat{R} e \hat{p} são a matriz de orientação e o vetor de posição instantâneos respectivamente, \hat{z} é o vetor de posição do ponto anatômico no SRG do laboratório e w é o vetor posição invariante no tempo do ponto anatômico no SRL do *cluster* que é calculado a partir de uma tomada da posição bipodal ortostática do sujeito para fins de calibração e definição dos centros articulares, parâmetros antropométricos e inerciais definindo a posição de cada marcador no SRG do laboratório. (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997).

3.2. Autovetores e autovalores

Pode-se dizer que uma matriz A [2x2] multiplicada por um vetor x , irá gerar um novo vetor u .

$$Ax = u \quad (12)$$

e com isso, gera-se um questionamento a respeito da existência de um vetor \mathbf{x} que pela equação (1) é transformado nele próprio ou em um dos seus múltiplos, podendo ser identificado como

$$\lambda \mathbf{x} \quad (13)$$

onde λ é qualquer número real. Dessa forma se chega à equação:

$$\mathbf{A}\mathbf{x} = \lambda \mathbf{x} \quad (14)$$

denominando-se λ como autovalor e \mathbf{x} como autovetor correspondente. Para se identificar quantos autovalores e autovetores são possíveis de ser encontrados, deve-se observar a ordem da matriz quadrada \mathbf{A} , ou seja, uma matriz quadrada de segunda ordem teria somente dois autovetores e autovalores.

3.3. Análise de componentes principais

A técnica de análise de componentes principais (ACP) foi proposta inicialmente por Pearson (1901) e desenvolvida por Hotelling (1933), sendo provavelmente o método mais antigo e conhecido de análise multivariada (JOLLIFE, 2002). A principal função desta técnica é a redução da dimensionalidade dos dados por meio de combinações lineares das variáveis existentes, maximizando a representação da variabilidade dos dados originais (JOLLIFE, 2002). Devido a essa função, a aplicação da ACP na área da Engenharia Biomédica se torna importante pelo fato de que os conjuntos de dados nesta área possuem muitas variáveis, fortemente relacionadas entre si. As combinações lineares são baseadas em translações e rotações dos sistemas de coordenadas, gerando um novo conjunto de dados, os componentes principais (CP), que não são correlacionados. Os CPs estão ordenados de acordo com a variância dos dados, em que os primeiros concentram a maior variância e os últimos concentram menos (JOLLIFE, 2002; NADAL, 1991).

A aplicação da ACP em sinais amostrados originou-se da transformada de Karhunen-Loève, a qual pode ser definida como uma representação de um processo estocástico a partir de uma combinação linear infinita de funções ortogonais, sendo análoga a uma representação da Série de Fourier de uma função em um intervalo limitado (DINIZ *et al.*, 2010). No entanto, a Série de Fourier consiste sempre na decomposição do sinal em funções senoidais, enquanto a transformada de Karhunen-Loève, e, por conseguinte, a ACP, decompõe o sinal em um conjunto de autovetores, específicos de cada aplicação e determinados automaticamente pelo

processo de maximização de representação da variância (DINIZ *et al.*, 2010). Esta técnica é capaz de produzir a melhor transformação dos dados para uma base que minimiza o erro médio quadrático total da representação do sinal (DINIZ *et al.*, 2010).

Em um exemplo específico, um conjunto de dados que possua N variáveis correlacionadas entre si, como no caso dos dados da marcha de um paciente, é tratado como um ponto N -dimensional, onde as variáveis correspondem às coordenadas. Aplicando a ACP, é possível identificar que a maior variância dos dados estará concentrada nos primeiros componentes, chamados componentes principais, sendo que o primeiro CP contém a maior variância. O segundo CP é ortogonal ao primeiro e também orientado na direção de maior variância dos dados. Este processo também acontece com os demais componentes e, com isso, é possível concentrar a dispersão, ou variância, dos dados em um conjunto de K componentes, em que $K \ll N$, desprezando os demais CPs e mantendo as informações significativas dos dados. Com isso, é possível eliminar fenômenos que não contém informação sobre o conjunto de dados, como ruídos. Dessa forma a ACP pode funcionar como um tipo de “filtro” (JOLLIFE, 2002; NADAL, 1991).

3.3.1. Cálculo dos componentes Principais

A obtenção dos componentes principais pode ser realizada por meio do cálculo inicial da matriz de covariância S ou pela matriz de correlação C . O que vai diferenciar a escolha de uma ou outra é a necessidade ou não de padronizar as variáveis originais em função de suas variâncias (LEPORACE, 2012; MUNIZ 2008). Caso haja essa necessidade, é melhor utilizar a matriz de correlação. No caso deste estudo, foi escolhido a matriz de covariância S devido o conjunto de dados possuir variáveis com a mesma unidade de mensuração.

Seja D a matriz original com N dados que são representados por um conjunto de K variáveis com elementos x_{ij} em que $1 \leq i \leq N$ e $1 \leq j \leq K$, pode-se calcular sua matriz de covariância S por:

$$S = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_j)(x_{ik} - \bar{x}_k) \quad (15)$$

sendo que \bar{x}_j é o valor médio da j -ésima variável:

$$\bar{x}_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{i,j}, j = 1, 2, \dots, k \quad (16)$$

É possível calcular os componentes principais a partir da decomposição espectral da matriz de covariância S que pode ser feita a partir da técnica de decomposição de valores singulares (DVS) (JOLLIFE, 2002). Partindo do princípio que a matriz D original dos dados é composta por N observações e K variáveis:

$$D = ULX^T \quad (17)$$

sendo que

- (i) U possui dimensão $(N \times R)$ e X $(K \times R)$, sendo que ambas as matrizes contêm colunas ortogonais de forma que $U^T U = I_R$ e $X^T X = I_R$;
- (ii) L é a matriz diagonal com dimensão $(R \times R)$;
- (iii) R é a ordem de D .

É possível provar este resultado considerando a decomposição espectral de $D^T D$.

$$(N - 1)S = D^T D = \lambda_1 x_1 x_1^T + \lambda_2 x_2 x_2^T + \dots + \lambda_k x_k x_k^T \quad (18)$$

Define-se X como uma matriz $(K \times R)$ com colunas x_k e U como uma matriz $(N \times R)$ cuja k -ésima coluna é expressa por:

$$u_k = \lambda_k^{-1/2} D x_k, \quad k = 1, 2, \dots, R \quad (19)$$

e define-se L como uma matriz diagonal $(R \times R)$ com elementos $\lambda_k^{-1/2}$. Desta forma, U , L e X satisfazem as condições (i) e (iii) descritas previamente, tendo-se que

$$ULX^T = D \sum_{k=1}^R x_k x_k^T = D \quad (20)$$

Dessa forma, X e L corresponderão aos autovetores e a raiz quadrada dos autovalores de $D^T D$, respectivamente e U , os coeficientes ou escores dos componentes principais para a matriz de covariância S . É importante salientar que o maior valor de L corresponderá ao autovalor do primeiro componente principal, o segundo maior, o do segundo componente e assim sucessivamente.

3.3.2. Fatores de carga dos componentes principais

Os autovetores representativos dos componentes principais retidos na análise têm sido requisitados para identificação de diferenças entre sinais cinemáticos (LEPORACE, 2012;

MUNIZ E NADAL, 2009). Estes autovetores são plotados em função do tempo da mesma forma que o sinal original das amostras e então os locais onde existem picos ou vales máximos no sinal do autovetor representam os locais onde há maior variância do sinal, e assim tendo maior “fator de carga”.

Os locais onde há maior fator de carga nos autovetores representam a região, no sinal original, em que as maiores diferenças entre os grupos estão localizadas. ZEITOUNE *et al.* (2014) utilizaram essa técnica de análise para comparar a cinemática da corrida em diferentes velocidades de um grupo de corredores hígidos, sendo possível identificar diferenças no sinal cinemático das três velocidades de corrida a partir das CPs retidas para cada articulação.

De forma mais específica, a análise dos autovetores foi capaz de apontar que a modificação na fase de balanço (35 a 100% do ciclo da corrida) afetou as articulações do quadril e joelho (Figura 3.2), possivelmente na tentativa de diminuir o momento de inércia e, conforme a teoria de conservação do momento angular, aumentar a velocidade angular. Desse modo, possibilitou o aumento da velocidade linear do MI, permitindo um aumento no comprimento do passo. Também mostrou que a modificação na fase de propulsão (20 a 35% do ciclo da corrida) afetou as três articulações, com intuito de gerar maior extensão (Figura 3.2).

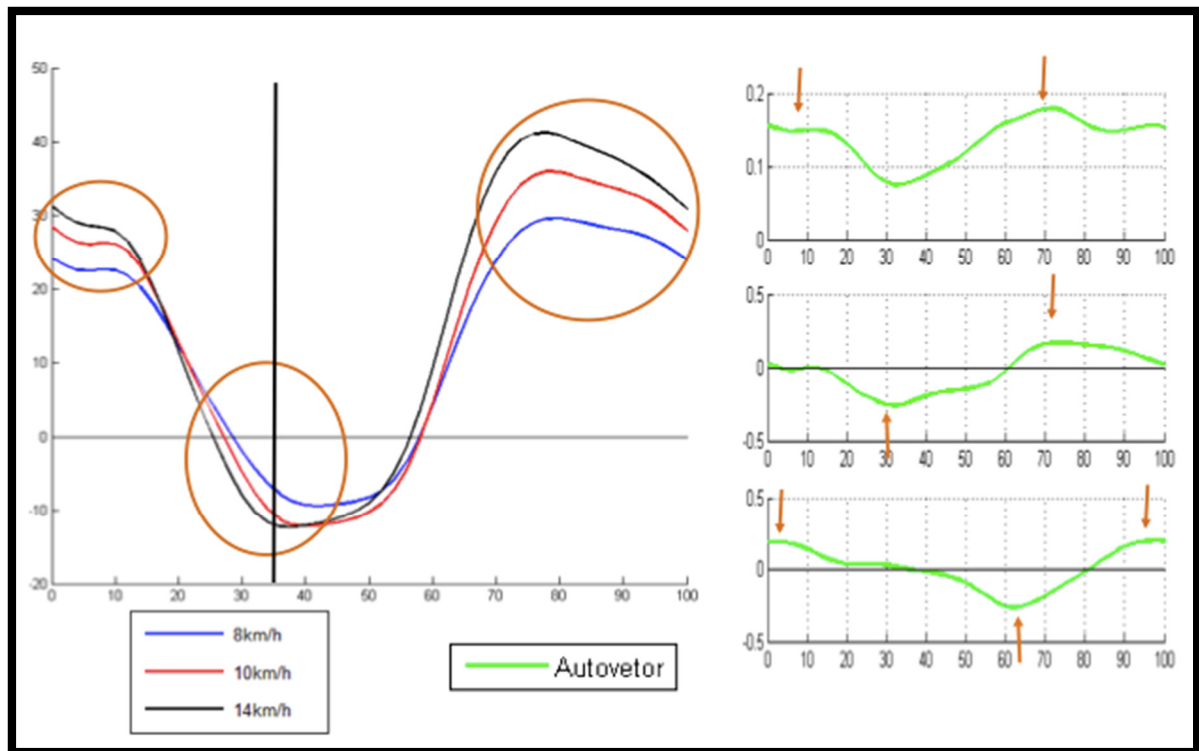


Figura 3.2: Cinemática do joelho durante um ciclo da corrida nas velocidades 8,5 km/h (curva azul), 10,5 km/h (curva vermelha) e 14 km/h (curva preta) à esquerda, em que o eixo das ordenadas corresponde o deslocamento angular em graus (flexão (+)/ extensão (-)) e o eixo das abcissas corresponde ao ciclo da corrida (0-100%). À direita estão os três autovetores (curvas verdes) em que o eixo das ordenadas corresponde ao fator de carga e o eixo das abcissas corresponde ao ciclo da corrida (0-100%). As setas marrons indicam os locais onde há maior variabilidade dos dados e os círculos marrons indicam a fase do ciclo da corrida em que está essa maior variabilidade.

3.3.3. Critério de seleção do número de componentes principais analisados

JOLLIFE (2002) comenta que, para que seja possível a diminuição da dimensionalidade dos dados por meio da análise de componentes principais, é necessário que o número de componentes retidos para a análise seja escolhido sempre de forma a ser o menor número possível sem que se perca informações relevantes do sinal a ser analisado. Dessa forma, têm sido propostos métodos subjetivos para evitar a perda de informação.

O *Scree Test* se trata de um método em que plota-se um gráfico de representação de variância, no eixo das ordenadas, pelos componentes principais, no eixo das abcissas (Figura 3.3) (Jolliffe, 2002). A partir da identificação da inclinação da curva antes e depois de cada um dos componentes principais é possível determinar o ponto de inflexão da curva do gráfico, comumente chamado de “cotovelo”. O número de componentes que deve ser retido para

análise é um a mais que o número de componentes onde está localizado o cotovelo JOLLIFE (2002).

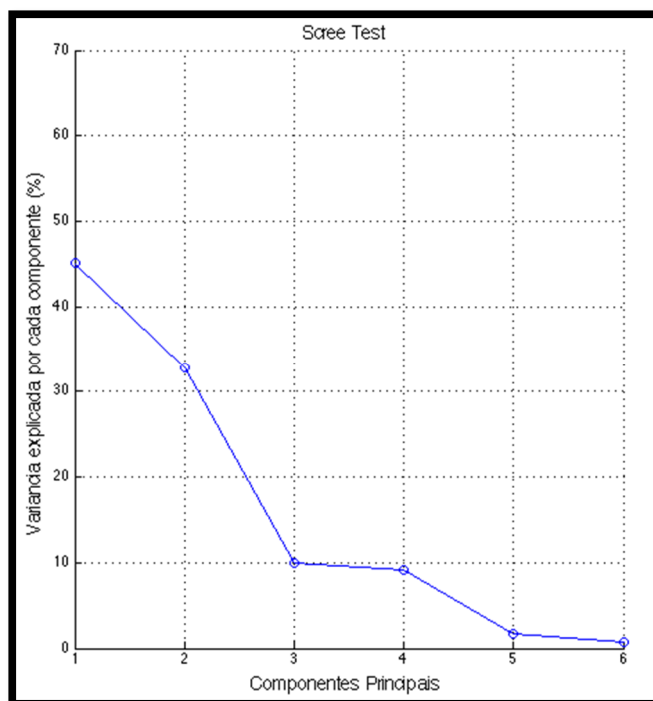


Figura 3.3: Gráfico Scree com o número de componentes principais no eixo das abcissas e a variância explicada por cada componente no eixo das ordenadas. Nesse caso devem ser retidos quatro componentes

Outra forma de escolher o número de componentes é pelo somatório acumulado da variância do sinal. JOLLIFE (2002) apresenta que normalmente 80% a 90% do total da variância é suficiente para que haja uma redução da dimensionalidade dos dados sem que se perca informações relevantes para a análise. LEPORACE (2012) calculou que para sinais cinemáticos da marcha, 80% da variância do sinal é um percentual que promove grande redução, sem perda significativa das informações contidas no sinal.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Casuística

Nove sujeitos hígidos ($27,7 \pm 4,1$ anos; $71,8 \pm 9,4$ kg; $173,3 \pm 6,8$ cm), sem qualquer tipo de lesão, dor ou cirurgia nos MMII e coluna lombar que possam prejudicar o padrão de corrida compuseram este grupo. Todos os sujeitos possuíam pelo menos um ano de prática regular em corrida em esteira e realizavam o contato inicial com o calcanhar. A velocidade de 8,5 km/h foi escolhida por estar garantidamente acima da faixa de transição entre a marcha e a

corrida (SARTORATO, 2008) e a de 14 km/h por ser uma velocidade em que o padrão de contato inicial com o calcanhar é preservado (BREINE *et al.*, 2014). Todos os sujeitos realizaram a corrida utilizando o próprio tênis que normalmente utilizavam para correr.

4.2. Coleta de dados

Vinte e cinco marcadores esféricos reflexivos de 14 mm foram posicionados em regiões anatômicas de forma a permitir o desenvolvimento de um modelo corporal dos MMII, baseado em segmentos rígidos, que possibilitaram a mensuração do movimento corporal. O modelo foi composto por pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda e pé direito e esquerdo. Os marcadores foram posicionados na crista ilíaca direita (CI D) e esquerda (CI E), espinha ilíaca anterossuperior direita (EIAS D) e esquerda (EIAS E), espinha ilíaca posterossuperior direita (EIPS D) e esquerda (EIPS E), côndilo lateral do fêmur direito (C D) e esquerdo (C E), côndilo medial do fêmur direito (CM D) e esquerdo (CM E), maléolo lateral direito (M D) e esquerdo (M E), maléolo medial direito (MM D) e esquerdo (MM E), região posterior do calcâneo direito (Cc D) e esquerdo (Cc E), cabeça do segundo metatarso no pé direito (2MT D) e esquerdo (2MT E) e na base do quinto metatarso no pé direito (5MT D) e esquerdo (5MT E). Além disso, foram posicionados marcadores na região central da coxa direita (Co D) e esquerda (Co E) e perna direita (Pe D) e esquerda (Pe E).

Em seguida, foram posicionados *clusters* compostos por quatro marcadores cada. Os *clusters* foram fixados com uma fita elástica e ataduras para que ficassem bem aderidos à pele. Este posicionamento dos marcadores foi utilizado para determinar, a partir de três posições não colineares em cada segmento, um sistema de referência local em cada segmento em relação ao sistema de referência global do laboratório.

Foi requisitado aos sujeitos que caminhassem em uma esteira motorizada Technogym Loopband Run 600 XT PRO (Gambettola FC, Itália) na velocidade 5 km/h durante quatro minutos, como forma de aquecimento e familiarização com os marcadores e *clusters*. Após o aquecimento, os sujeitos correram quatro minutos nas velocidades 8,5 km/h, 10,5 km/h e 14 km/h com descanso de um minuto entre cada uma das velocidades. A ordem das mesmas foi randomizada. Foram capturados 30 s a partir do terceiro minuto para cada velocidade, sendo que somente os 10 ciclos centrais da corrida de cada MI foram utilizados no processo de análise dos dados. Utilizou-se o método de ALTMAN e DAVIS (2012) para ratificar que o padrão de contato inicial (contato com o retropé) dos sujeitos não se alterou com o aumento da velocidade.

4.3. Instrumentação

Foram utilizadas oito câmeras com sensores infravermelhos (BONITA 10, VICON, Oxford Metrics, UK) para capturar a posição dos marcadores reflexivos nos sujeitos. As imagens foram capturadas a uma frequência de amostragem de 250 Hz, respeitando o teorema de Nyquist.

4.4. Processamento dos dados

As coordenadas tridimensionais (3D) de cada marcador foram filtradas por um filtro passa baixas de 2ª ordem Butterworth, aplicado nas direções direta e reversa para evitar distorções de fase, com frequência de corte de 8 Hz. A posição ortostática de cada sujeito foi capturada inicialmente para fins de calibração anatômica e definição dos centros articulares, parâmetros antropométricos e inerciais. Para determinar os *frames* correspondentes ao início e final de cada ciclo utilizou-se o Algoritmo de Velocidade do Pé (O'CONNOR, *et al.* 2007) e os dados de cada ciclo foram interpolados para 51 valores, representando 0% a 100%, com incrementos de 2%, utilizando um algoritmo de *splines* cúbicas.

A média de 10 ciclos das trajetórias dos marcadores dos côndilos laterais do fêmur (COND), dos maléolos laterais dos tornozelos (MAL), dos marcadores do meio das coxas (COX) e dos marcadores do meio das pernas (PER) nos três eixos de movimento (indicando os movimentos anteroposteriores, mediolaterais e verticais) e nas três velocidades de cada sujeito foi utilizada para as ACPs.

Dessa forma esses dados cinemáticos foram inseridos em 36 matrizes E [18 x 51], onde as linhas corresponderam aos ciclos da corrida de cada sujeito (sendo as nove primeiras linhas referentes aos marcadores coletados e as nove seguintes referentes aos marcadores reconstruídos) e as colunas representam o sinal interpolado em 51 pontos. Aplicou-se a ACP separadamente em cada matriz E . Inicialmente as médias das matrizes E foram subtraídas e então calculadas as matrizes de covariância S [51 x 51]. Os autovetores e autovalores foram obtidos a partir das matrizes S , utilizando o algoritmo de decomposição em valores singulares (JOLLIFFE, 2002). O número de CPs retidos para cada uma das 36 análises foi aquele cuja soma cumulativa alcançou no mínimo 80% da variância dos dados originais (LEPORACE *et al.*, 2012).

Os escores dos CPs retidos em cada ACP foram utilizados para a análise comparativa das trajetórias reais e reconstruídas por meio de um teste pareado não paramétrico com nível

de significância 0,05. Os autovetores correspondentes aos CPs analisados foram utilizados para identificar a localização onde a maior variância entre eles pôde ser explicada (LEPORACE, *et al.* 2012). Os locais onde os autovetores se afastam do zero, indicam altos fatores de carga, representando as possíveis diferenças entre os grupos. Foram utilizados testes não paramétricos, pois o teste de normalidade Shapiro-Wilk demonstrou que os dados não possuíam distribuição normal, além do fato da amostra ser pequena.

5. RESULTADOS

5.1. Análise de componentes principais do grupo analisado

5.1.1. Seleção do número de componentes para o tratamento estatístico dos dados

De acordo com o critério utilizado, retiveram-se entre um a três CPs em cada análise de componentes principais, alcançando um mínimo de 80% da variância original dos dados (Tabelas 5.1 a 5.3).

Tabela 5.1: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo anteroposterior

Marcador	8,5 km/h		10,5 km/h		14 km/h	
	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância
Côndilo	3	88,0	3	88,8	2	84,0
Maléolo	2	86,8	2	83,6	1	91,1
Coxa	3	89,3	2	81,9	2	88,0
Perna	2	86,2	2	80,7	1	84,6

Tabela 5.2: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo lateral

Marcador	8,5 km/h		10,5 km/h		14 km/h	
	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância
Côndilo	3	93,1	3	87,8	2	82,1
Maléolo	2	86,1	3	91,3	2	82,5
Coxa	3	91,7	3	87,9	2	82,7
Perna	2	89,8	2	87,6	1	82,3

Tabela 5.3: Número de componentes retidos e percentual de variância para trajetória de cada marcador nas três velocidades no eixo longitudinal

Marcador	8,5 km/h		10,5 km/h		14 km/h	
	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância	Nº de CPs	% Variância
Côndilo	3	87,3	3	87,8	3	87,3
Maléolo	2	80,0	2	86,4	2	89,5
Coxa	3	88,4	3	90,0	3	86,0
Perna	2	92,6	3	92,5	2	83,8

5.1.2. Diferenças estatísticas dos escores dos componentes principais retidos

Após a retenção dos CPs em cada análise identificou-se que houve diferenças significativas entre o marcador reconstruído e o marcador coletado para todos os marcadores

selecionados. No eixo longitudinal houve diferenças significativas nas três velocidades no primeiro e segundo CPs para o côndilo lateral (Tabela 5.4 e Tabela 5.5).

No eixo anteroposterior, foram encontradas diferenças significativas para a velocidade 14 km/h, no segundo CP (Tabela 5.6). No terceiro CP, na velocidade 10,5 km/h, embora seu p valor não tenha sido estatisticamente significativo, seu TE foi alto (Tabela 5.7). Na velocidade de 8,5 km/h não houve diferenças significativas.

Já no eixo lateral, não houve diferença significativa referente a esse marcador para as três velocidades, no entanto o TE do segundo CP para a velocidade 8,5 km/h foi alto (Tabela 5.8, Tabela 5.9 e Tabela 5.11).

Para o maléolo lateral do tornozelo, não houve diferença significativa no terceiro CP na velocidade 8,5 km/h no eixo longitudinal (Tabela 5.10). No eixo anteroposterior o TE do segundo CP na velocidade 8,5 km/h foi alto (Tabela 5.6). Não foram encontradas diferenças significativas para as três velocidades para o eixo lateral (Tabela 5.11).

No tocante ao marcador da coxa, houve diferença significativa no eixo lateral no segundo CP para as três velocidades (Tabela 5.9). No eixo anteroposterior não foram encontradas diferenças significativas, embora no terceiro CP da velocidade 8,5 km/h o TE tenha sido alto (Tabela 5.7). No eixo longitudinal, não houve diferença significativa (Tabela 5.4, Tabela 5.5 e Tabela 5.10).

Para o marcador posicionado na região intermediária da perna, não houve diferenças significativas para as três velocidades nos eixos anteroposterior e lateral, enquanto que no eixo longitudinal houve diferença significativa no segundo componente na velocidade 8,5 km/h e 10,5 km/h (Tabela 5.5).

Tabela 5.4: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8.5			Velocidade 10.5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	24,42 (37,26)	0,04*	1,24#	35,74 (32,29)	<0,01*	2,00#	41,72 (35,56)	< 0,01*	2,08#
Côndilo_Rec	-24,42 (41,24)			-35,74 (38,86)			-41,72 (44,10)		
Maléolo	13,03 (51,49)	0,48	0,42	12,95 (78,00)	0,48	0,28	16,06 (119,05)	0,29	0,27
Malélolo_Rec	-13,03 (70,32)			-12,95 (103,37)			-16,06 (118,33)		
Coxa	-4,23 (32,06)	0,86	-0,20	-4,17 (22,15)	0,93	-0,20	-2,17 (39,53)	1,00	-0,09
Coxa_Rec	4,23 (47,66)			4,17 (53,30)			2,17 (51,98)		
Perna	-0,40 (54,93)	0,93	-0,01	-6,01 (73,79)	0,73	-0,14	9,55 (95,47)	0,38	0,20
Perna_Rec	0,40 (54,99)			6,01 (88,56)			-9,55 (89,72)		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.5: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	23,58 (23,18)	<0,01*	1,89#	18,18 (35,78)	0,06	1,03#	21,05 (38,00)	0,03*	1,19#
Côndilo_Rec	-23,58 (26,44)			-18,18 (34,35)			-21,05 (32,04)		
Maléolo	-1,82 (18,62)	0,93	-0,11	-4,21 (28,04)	0,48	-0,16	15,63 (71,03)	0,43	0,42
Malélolo_Rec	1,82 (39,95)			4,21 (67,25)			-15,63 (77,68)		
Coxa	-5,04 (22,35)	0,60	-0,3	-2,21 (35,64)	0,86	-0,11	-1,98 (34,59)	0,60	-0,11
Coxa_Rec	5,04 (41,28)			2,21 (41,88)			1,98 (34,08)		
Perna	-35,16 (18,30)	<0,01*	-3,27#	-41,05 (18,78)	<0,01*	-3,45#	-3,75 (56,28)	0,79	-0,13
Perna_Rec	35,16 (25,24)			41,05 (27,91)			3,75 (56,75)		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.6: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	-17,33 (50,02)	0,16	-0,72	-13,80 (50,98)	0,09	-0,53	-34,03 (52,90)	0,01*	-1,23#
Côndilo_Rec	17,33 (45,67)			13,80 (51,40)			34,03 (57,04)		
Maléolo	-22,05 (5,12)	0,06	-0,94#	-14,88 (14,51)	0,16	-0,50	-	-	-
Malélolo_Rec	22,05 (66,05)			14,88 (81,20)			-		
Coxa	2,16 (43,81)	0,93	0,01	0,23 (43,57)	1,00	0,01	1,43 (45,50)	0,93	0,06
Coxa_Rec	-2,16 (40,56)			-0,23 (43,55)			-1,43 (46,20)		
Perna	-3,19 (46,51)	0,54	-0,13	0,08 (44,58)	1,00	0,01	-	-	-
Perna_Rec	3,19 (47,58)			-0,08 (47,47)			-		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.7: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	-11,93 (19,71)	0,34	-0,54	-20,14 (12,73)	0,07	-0,99#	-	-	-
Côndilo_Rec	11,93 (59,10)			20,14 (56,11)			-		
Maléolo	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Malélolo_Rec	-			-			-		
Coxa	12,86 (14,03)	0,11	1,00#	-	-	-	-	-	-
Coxa_Rec	-12,86 (33,42)			-			-		
Perna	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Perna_Rec	-			-			-		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.8: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	-0,59 (50,72)	1,00	-0,02	-0,62 (48,68)	0,79	-0,02	-0,58 (61,29)	1,00	-0,02
Côndilo_Rec	0,59 (41,24)			0,62 (38,86)			0,58 (44,10)		
Maléolo	-0,68 (61,35)	0,79	-0,02	-0,32 (56,62)	1,00	-0,01	-1,53 (70,66)	0,86	-0,04
Malélolo_Rec	0,68 (63,59)			0,32 (52,55)			1,53 (68,56)		
Coxa	5,09 (39,85)	0,54	0,23	3,22 (36,79)	0,66	0,14	3,74 (46,45)	0,66	0,15
Coxa_Rec	-5,09 (47,66)			-3,22 (53,30)			-3,74 (51,98)		
Perna	3,70 (44,98)	0,54	0,16	-5,42 (41,38)	0,60	-0,24	-4,29 (58,61)	0,60	-0,14
Perna_Rec	-3,70 (43,23)			5,42 (48,05)			4,29 (59,71)		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.9: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do segundo CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	11,02 (20,41)	0,16	0,84 [#]	10,98 (5,62)	0,11	0,79	7,72 (10,90)	0,07	0,61
Côndilo_Rec	-11,02 (30,94)			-10,98 (38,64)			-7,72 (33,94)		
Maléolo	-0,68 (38,05)	0,86	-0,03	3,31 (27,81)	0,79	0,18	-1,55 (34,39)	0,79	-0,08
Malélolo_Rec	0,68 (38,47)			-3,31 (42,01)			1,55 (36,93)		
Coxa	12,25 (7,72)	<0,01 [*]	0,95 [#]	13,63 (4,33)	<0,01 [*]	0,99 [#]	13,76 (6,72)	<0,01 [*]	1,11 [#]
Coxa_Rec	-12,25 (35,52)			-13,63 (38,29)			-13,76 (34,40)		
Perna	-1,95 (23,06)	0,66	-0,16	-2,04 (17,65)	0,38	-0,13	-	-	-
Perna_Rec	1,95 (23,96)			2,04 (40,16)			-		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.10: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo longitudinal para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	-4,95 (25,89)	0,29	-0,38	7,53 (30,85)	0,29	0,49	2,37 (38,22)	1,00	0,12
Côndilo_Rec	4,95 (24,99)			-7,53 (29,43)			-2,37 (32,32)		
Maléolo	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Malélolo_Rec	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Coxa	-3,38 (23,55)	0,60	0	-2,77 (26,48)	0,66	-0,22	-4,28 (23,59)	1,00	-0,28
Coxa_Rec	3,38 (20,70)			2,77 (22,59)			4,28 (34,59)		
Perna	-	-	-	0,81 (38,49)	0,79	0,04	-	-	-
Perna_Rec	-	-	-	-0,81 (38,48)			-	-	-

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.11: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do terceiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo lateral para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	4,98 (9,06)	0,11	0,36	6,35 (17,49)	0,38	0,56	-	-	-
Côndilo_Rec	-4,98 (37,46)			-6,35 (26,35)			-	-	
Maléolo	-	-	-	4,28 (17,80)	0,66	0,32	-	-	-
Malélolo_Rec	-	-	-	-4,28 (32,98)			-	-	-
Coxa	0,10 (17,39)	0,93	0,01	-0,12 (13,78)	1,00	-0,01	-	-	-
Coxa_Rec	-0,10 (23,04)			0,12 (19,70)			-	-	
Perna	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Perna_Rec	-	-	-	-	-	-	-	-	-

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

Tabela 5.12: Média, desvio padrão (DP), p valor e Tamanho do Efeito (TE) dos escores do primeiro CP dos quatro marcadores (coletado e reconstruído) no eixo anteroposterior para as três velocidades

Marcador	Velocidade 8,5			Velocidade 10,5			Velocidade 14		
	Média (DP)	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE	Média ± DP	p valor	TE
Côndilo	-22,10 (76,08)	0,16	-0,57	-22,68(74,49)	0,16	-0,6	-2,29(105,42)	0,79	-0,04
Côndilo_Rec	22,10 (77,51)			22,68(75,84)			2,29(97,49)		
Maléolo	9,37 (123,73)	0,66	0,15	11,74(117,46)	0,48	0,19	6,46(144,99)	0,60	0,08
Malélolo_Rec	-9,37 (121,13)			-11,74(119,22)			-6,46(145,31)		
Coxa	-3,79 (64,70)	0,73	-0,11	-5,06(70,54)	0,73	-0,14	-6,65(89,28)	0,86	-0,15
Coxa_Rec	3,79 (64,31)			5,06(69,29)			6,65(84,75)		
Perna	-17,18 (98,69)	0,25	-0,35	-20,97(92,24)	0,19	-0,46	-20,62(127,62)	0,34	-0,32
Perna_Rec	17,18 (94,52)			20,97(88,78)			20,62(125,59)		

foi utilizado em casos que o TE foi considerado acima de 0,8. * foi utilizado em casos que o “p valor” foi $\leq 0,05$

5.1.3. Intepretação dos fatores de carga dos componentes que tiveram diferenças estatísticas

5.1.3.1. Velocidade 8,5 km/h

Os fatores de carga do primeiro e o segundo componente do marcador do côndilo lateral do fêmur no eixo longitudinal apontaram que a maior variabilidade dos dados pode ser explicada na fase de balanço médio da corrida (60% - 80% do ciclo), sendo que o marcador coletado encontra-se em uma posição mais elevada do que sua posição estimada pelo *cluster* (Figura 5.1). Para o eixo lateral nesta mesma velocidade a variabilidade pode ser explicada pelo segundo componente na fase de propulsão e voo inicial (30% - 50% do ciclo), indicando que nesta fase há diferença no deslocamento médio-lateral do marcador (Figura 5.1).

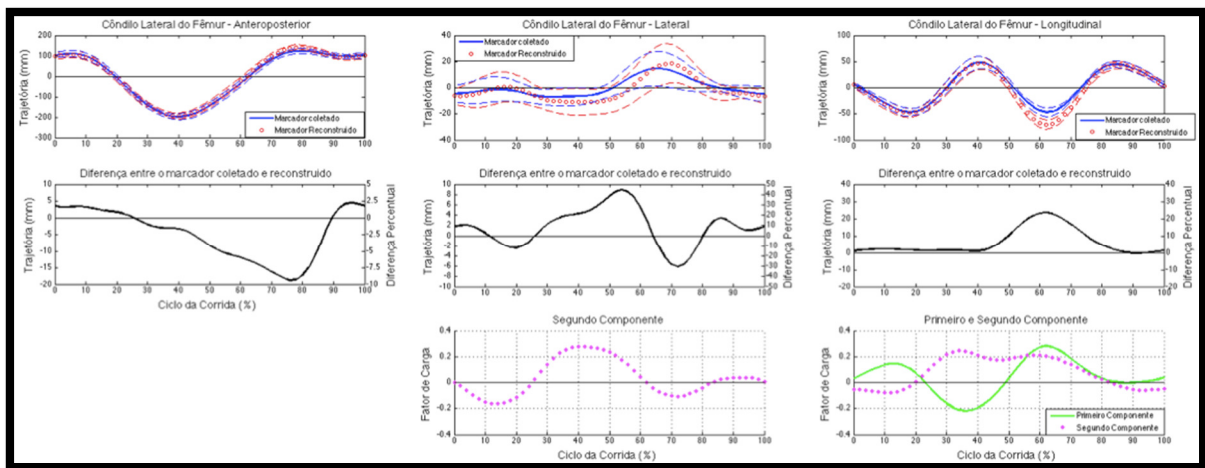


Figura 5.1: Trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente.

Os fatores de carga do segundo componente do maléolo lateral do tornozelo no eixo anteroposterior apontaram que a variabilidade do sinal se mantém constante ao longo de todo o ciclo da corrida (Figura 5.2) significando que há um “*offset*” entre a trajetória do marcador coletado e do reconstruído. No eixo longitudinal (Figura 5.2) o terceiro componente indicou que a maior variabilidade está na resposta à carga (10% - 20% do ciclo) e no voo final (80% - 100% do ciclo).

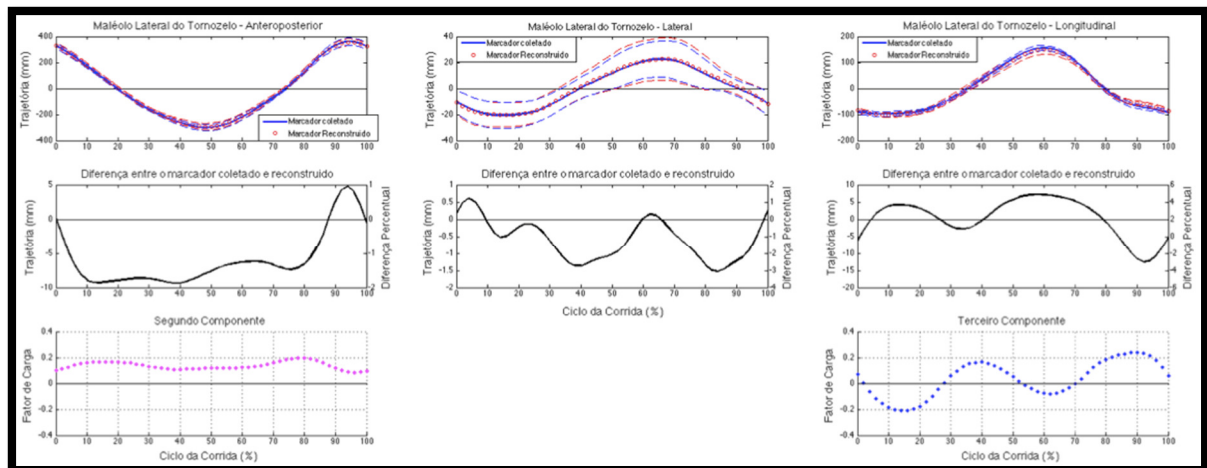


Figura 5.2: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas magenta e azul representam os autovetores correspondentes aos segundo e terceiro CPs, respectivamente.

Em relação à trajetória do marcador posicionado na coxa, o segundo componente indicou que para o eixo lateral a variabilidade permanece constante durante todo o ciclo da corrida (Figura 5.3), significando que há um “*offset*” entre a trajetória do marcador coletado e do reconstruído. Enquanto que para o eixo anteroposterior, essa maior variabilidade foi explicada pelo terceiro componente no início da fase de propulsão (Figura 5.3), na qual ocorre a extensão do joelho. Para a trajetória do marcador da perna no eixo longitudinal (Figura 5.4), o segundo componente indicou que a variabilidade encontra-se no final da fase de propulsão e também na fase de voo final.

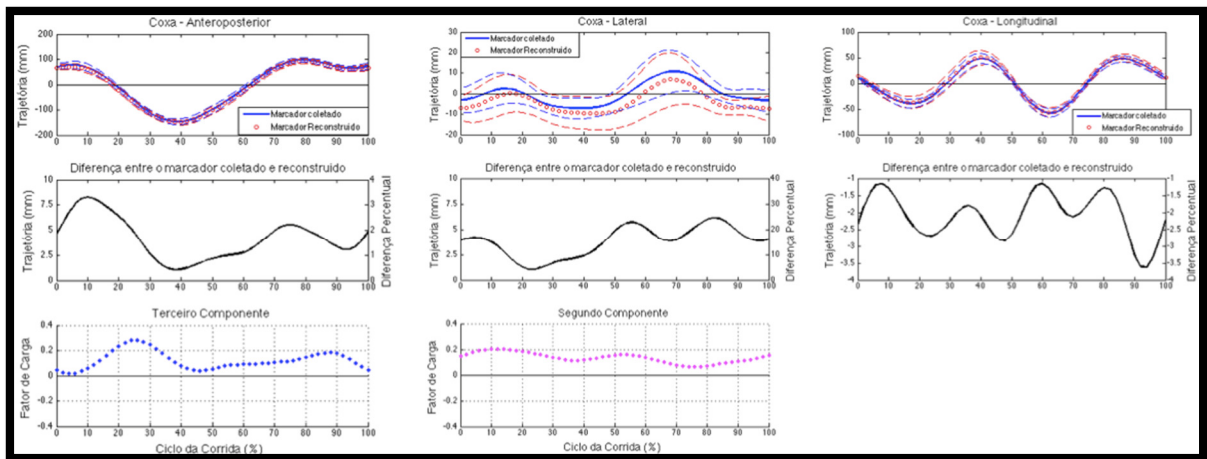


Figura 5.3: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas azul e magenta representam os autovetores correspondentes aos primeiro e segundo CPs, respectivamente.

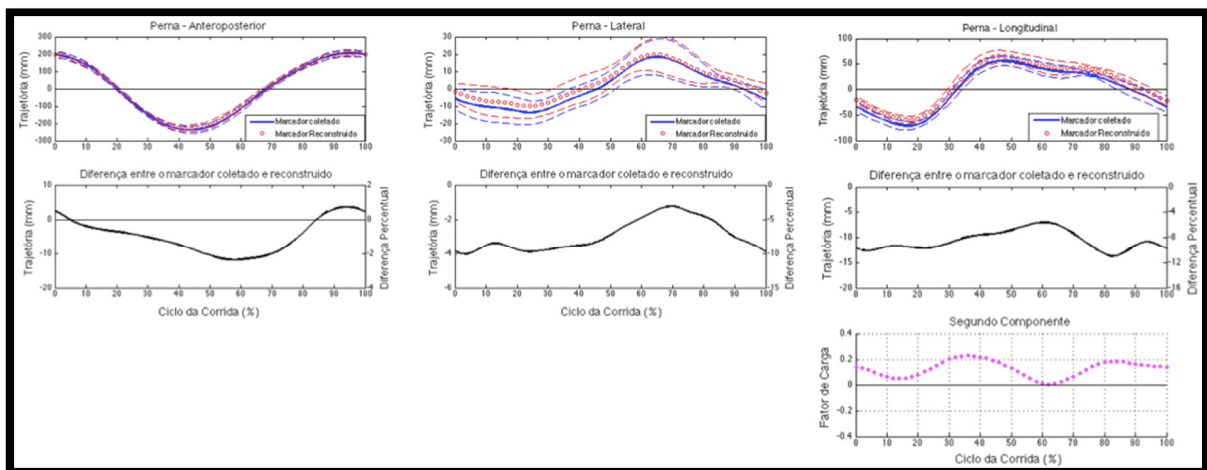


Figura 5.4: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP.

5.1.3.2. Velocidade 10,5 km/h

Para a velocidade 10,5 km/h observa-se o mesmo padrão de diferença no eixo longitudinal (Figura 5.5) que na velocidade 8,5 km/h, indicando que a maior variabilidade dos dados está localizada na fase de balanço inicial, assim como para o eixo anteroposterior o primeiro componente indicou que a maior variabilidade está no balanço médio. Para as trajetórias do maléolo lateral do tornozelo não foram encontradas diferenças estatísticas (Figura 5.6).

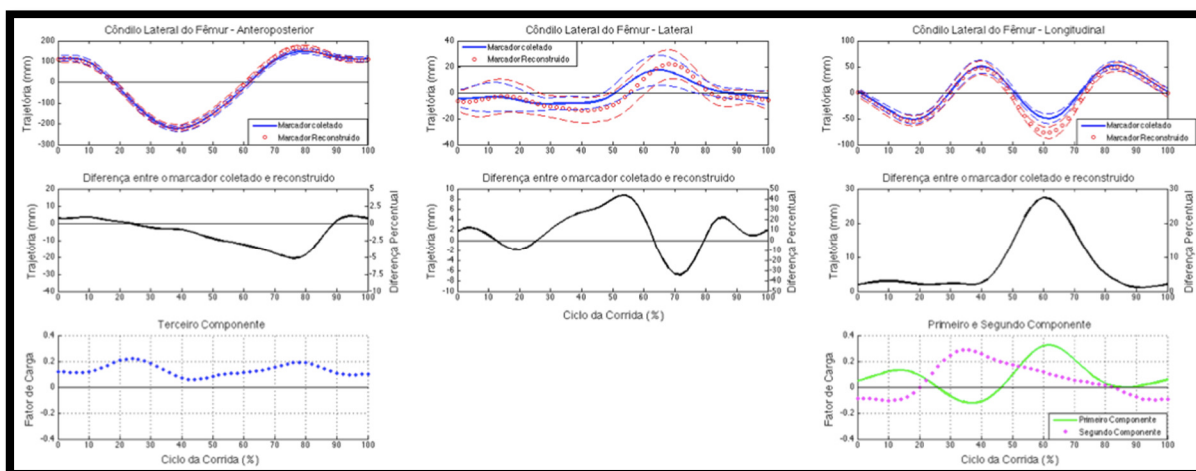


Figura 5.5: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curva verde, magenta e azul representam os autovetores correspondentes ao primeiro, segundo e terceiro componentes principais, respectivamente.

Em relação à trajetória do marcador posicionado na coxa e na perna, os segundos componentes de ambos os marcadores indicaram que, para o eixo lateral (marcador da coxa) e para o eixo longitudinal (marcador da perna), a variabilidade permanece constante durante todo o ciclo da corrida (Figura 5.7 e Figura 5.8), significando que há um “*offset*” entre a trajetória do marcador coletado e do reconstruído, padrão este que também ocorreu na velocidade 8,5 km/h.

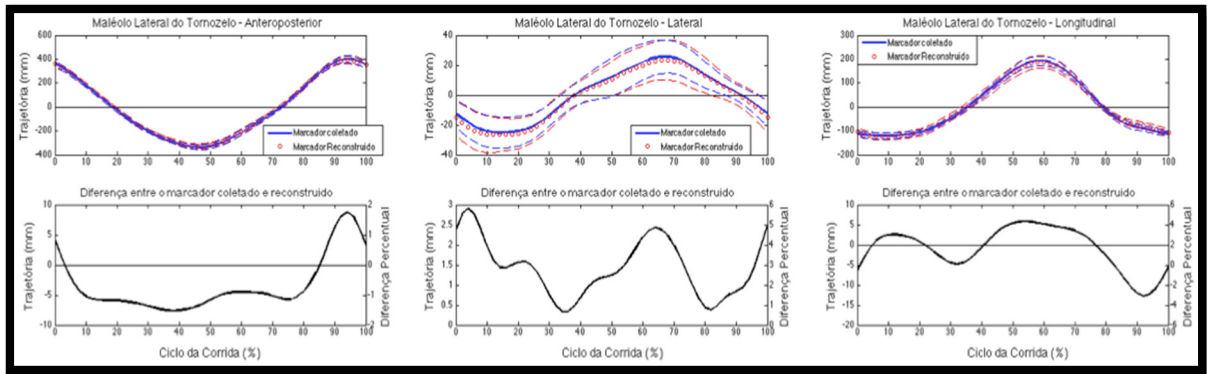


Figura 5.6: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.

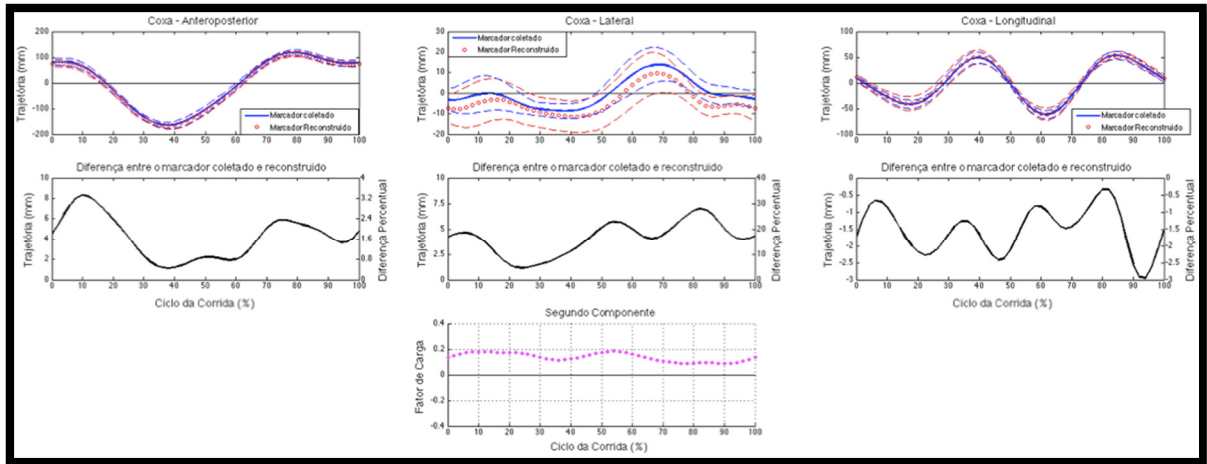


Figura 5.7: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo componente principal.

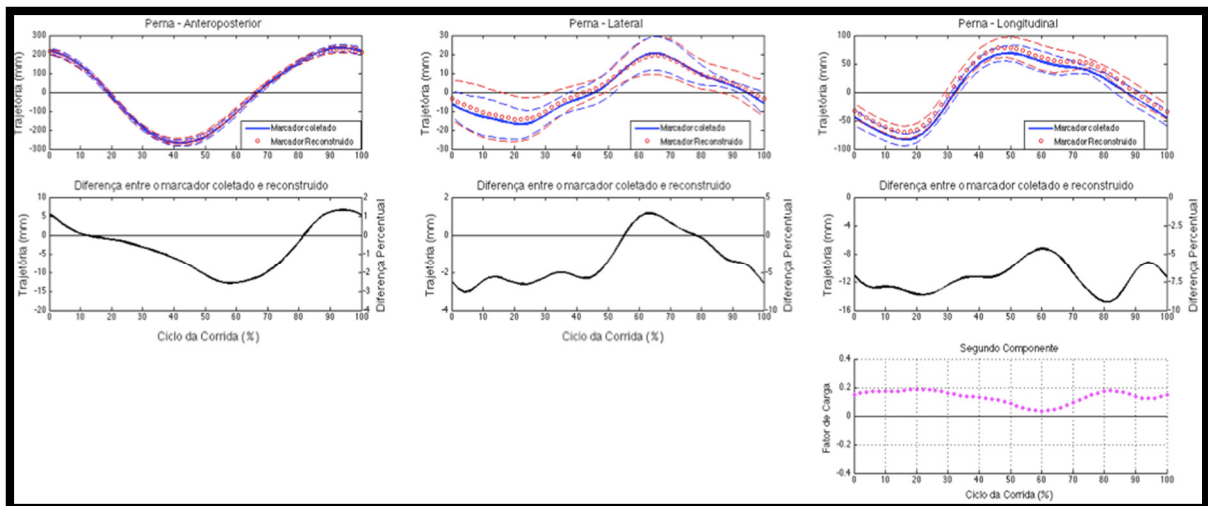


Figura 5.8: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo componente principal.

5.1.3.3. Velocidade 14,5 km/h

Para a velocidade 14,5 km/h observa-se o mesmo padrão de diferença no eixo longitudinal (Figura 5.9) que na velocidade 8,5 km/h e 10,5 km/h, indicando que a maior variabilidade dos dados está localizada na fase de balanço inicial, assim como para o eixo anteroposterior o primeiro componente indicou que a maior variabilidade está no balanço médio (Figura 5.9). Para as trajetórias do maléolo lateral do tornozelo, não foram encontradas diferenças estatísticas (Figura 5.10), da mesma forma que para a velocidade 10,5 km/h. Para o marcador da coxa no eixo lateral, observa-se que o padrão encontrado nas velocidades 8,5 km/h e 10,5 km/h se repete agora na velocidade 14 km/h, explicado também pelo segundo componente, havendo um “*offset*” entre a trajetória do marcador coletado e do reconstruído (Figura 5.11). Para as trajetórias do marcador da perna, não foram encontradas diferenças estatísticas (Figura 5.12).

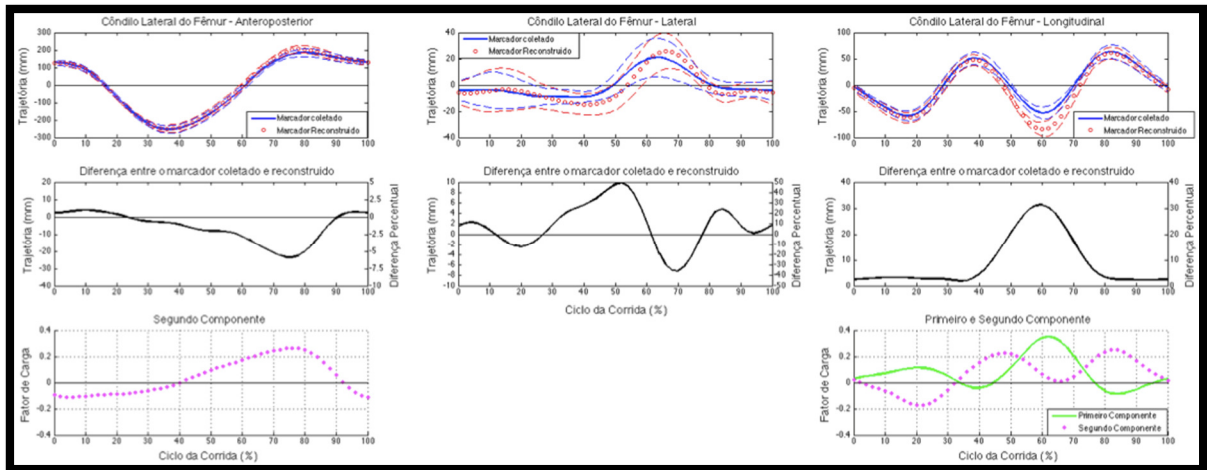


Figura 5.9: Trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente.

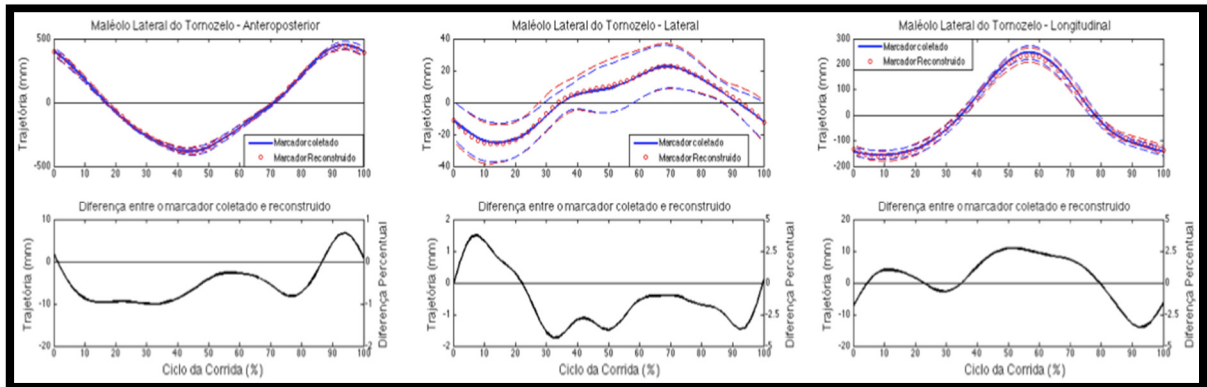


Figura 5.10: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.

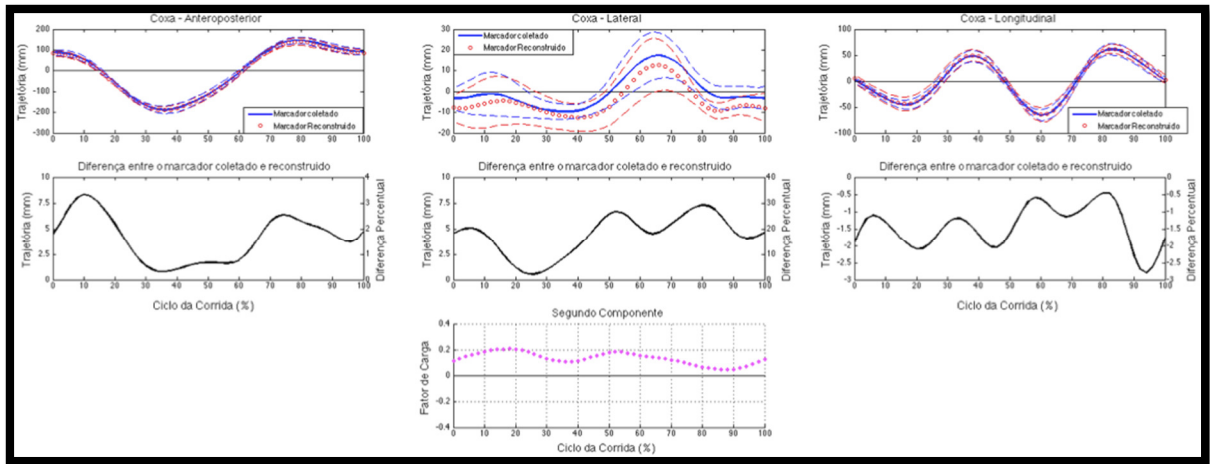


Figura 5.11: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva rosa representa o autovetor correspondente ao segundo CP.

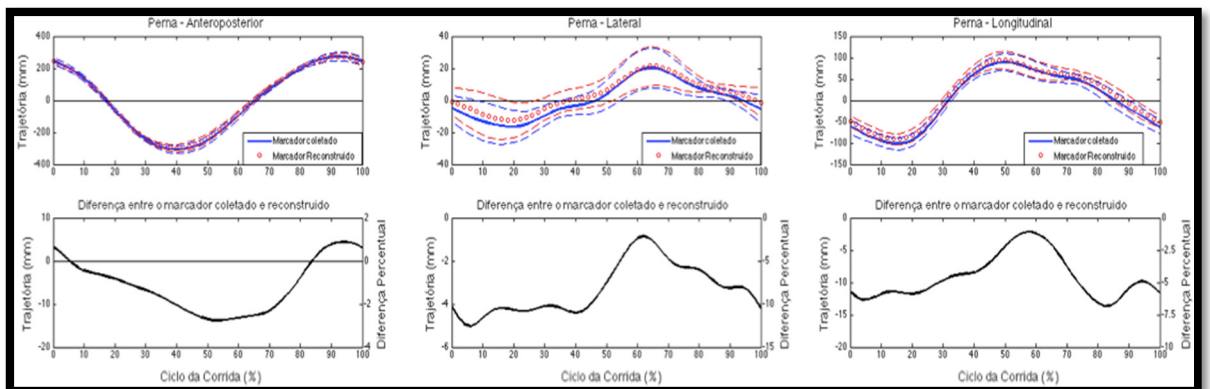


Figura 5.12: Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.

6. DISCUSSÃO

Apesar da existência de estudos que apontam os artefatos de movimento como uma limitação das técnicas de cinemetria utilizadas atualmente para descrever o movimento humano, pouco se sabe a respeito de como esse erro se comporta em diferentes atividades (MIANA; PRUDÊNCIO; BARROS, 2009; CAPPOZZO; CAPPELLO, 1997). AKBARSHAH *et al.* (2010) realizaram um estudo com somente quatro pessoas, utilizando marcadores posicionados na região anterior e lateral da coxa e da perna. Para comparar o deslocamento desses marcadores os autores utilizaram um software de cinemetria e uma unidade de fluoroscopia. Os autores constataram que durante a marcha o deslocamento e o erro quadrático médio entre a medida da cinemetria e da fluoroscopia dos marcadores coletados posicionados na coxa é maior que o dos posicionados na perna. Os marcadores no meio da coxa e no meio da perna são considerados técnicos por possuírem a função de definir matematicamente o plano frontal dos segmentos. No entanto, o posicionamento destes marcadores em diferentes locais da coxa tende a gerar alterações na orientação do sistema de coordenadas segmentar, aumentando a possibilidade de erros no cálculo dos ângulos no plano frontal (BAUDET, *et al.*, 2014), como também nos ângulos do plano sagital e transversal (BAKER; FINNEY; ORR, 1999; SZCZERBIK; KALINOWSKA, 2011). Esse fenômeno é descrito na biomecânica como efeito “*cross-talk*”, em que o comportamento angular em determinado plano possui características do comportamento de outro plano (BAUDET, *et al.*, 2014).

Os resultados de AKBARSHAH *et al.* (2010) corroboram os achados de REINSCHMIDT *et al.* (1997), à luz de que ambos sugeriram que esse maior erro do marcador da coxa em relação ao da perna poderia ser devido à maior quantidade de tecido mole que envolve a região da coxa. Quando há o choque entre o pé e o solo, há transmissão vertical das forças de reação do solo e, conseqüentemente, uma vibração dos tecidos moles, causada principalmente pela contração muscular para atenuar essas cargas, fenômeno descrito como ajuste muscular (“*muscle tuning*”) (BOYER; NIGG, 2006). Essa vibração causada pela contração muscular é dependente da quantidade de cargas mecânicas a serem absorvidas; ou seja, quanto maior a quantidade de forças aplicadas no corpo, maior a vibração esperada (BOYER; NIGG, 2006). O posicionamento de marcadores no meio da coxa e perna, associado a estes aumentos da vibração nos músculos da coxa e da perna, tende a aumentar os artefatos de movimentos nos respectivos marcadores.

No entanto, a marcha é uma tarefa motora de velocidade baixa para moderada, havendo por isso a necessidade de se entender como este erro se comporta em tarefas motoras de maior velocidade como a corrida. Observa-se nos resultados do presente estudo que assim como na marcha, durante a corrida o erro percentual do marcador da coxa (aproximadamente 30%), é ligeiramente maior que o da perna (aproximadamente 10%) tratando-se dos deslocamentos médio-laterais, enquanto que para os eixos anteroposterior e longitudinal, este deslocamento dos marcadores diminui acentuadamente, corroborando o estudo de AKBARSHAH *et al.* (2010).

MERCER *et al.*, (2002) encontraram que o aumento da velocidade da corrida em esteira gera maior magnitude de aceleração vertical. Com isso, há a possibilidade de ocorrer o aumento da vibração dos tecidos moles presentes no segmento coxa e perna. Desta forma, surge a hipótese de que aumentar a velocidade da corrida também possa aumentar o erro entre a posição do marcador e a posição do ponto anatômico ao qual ele representa, devido a artefatos de movimento.

O presente estudo comparou a trajetória do marcador sobre a pele e a reconstruída a partir de quatro marcadores específicos. Desta forma foi possível quantificar o erro entre estas duas trajetórias.

As diferenças significativas encontradas no eixo anteroposterior para os marcadores do côndilo lateral (10,5 e 14 km/h), maléolo lateral e coxa (8,5 km/h) podem resultar de causas distintas. Para o côndilo lateral, a maior variabilidade dos dados está localizada na fase de balanço. Nesta fase, ocorre maior deslocamento anterior do joelho, que encontra-se a aproximadamente 80° de flexão (ZEITOUNE, *et al.*, 2014). Pode ser que este comportamento do joelho favoreça o erro para este marcador nessa fase da corrida, tendo em vista que ao realizar a flexão do joelho, tecidos moles posicionados nesta região tendem a se movimentar, gerando artefatos de movimento. Esta diferença também pode ter relação com o aumento da velocidade, pois quanto maior a velocidade, maior é o ângulo de flexão do joelho (ZEITOUNE, *et al.*, 2014). Para o marcador da coxa, a maior variabilidade encontra-se na resposta à carga e pode ter ocorrido devido à vibração gerada pela contração muscular após o contato inicial. Enquanto que a variabilidade constante do maléolo lateral pode ocorrer devido ao calçado, provocando o deslocamento da pele e assim gerando artefatos de movimento.

Para o eixo lateral, o marcador da coxa apresentou uma variabilidade constante por quase todo o ciclo da corrida, que se intensifica a partir do início do balanço. Esta diferença estatística pode ser explicada porque durante o balanço, o quadril e o joelho flexionam

acentuada e velozmente e com isso a coxa tende a se deslocar em alta velocidade. Como a região da coxa possui uma camada espessa de músculos, gordura e pele, esse movimento acelerado da coxa pode ter gerado um aumento no artefato de movimento devido à vibração muscular (BOYER; NIGG, 2006). Os achados do presente estudo corroboram os de AKBARSHAH *et al.* (2010), que avaliaram a marcha.

A respeito do deslocamento vertical dos marcadores, o presente estudo encontrou diferenças significativas para o marcador do côndilo lateral do fêmur nas três velocidades. A maior variabilidade dos dados está localizada nas fases de balanço e de propulsão. Para o marcador da perna, a diferença estatística limitou-se às velocidades 8,5 km/h e 10,5 km/h durante a fase de propulsão. É importante atentar para o fato que este estudo utilizou uma esteira motorizada para a realização da corrida, quando esta é uma atividade de progressão à frente. Quando realizada em uma pista, o vetor resultante da velocidade possui uma componente anteroposterior maior que a componente vertical e mediolateral (VAN CAEKENBERGHE *et al.*, 2013). No entanto, como a corrida foi realizada em uma esteira, a decomposição deste vetor resultante da velocidade, se modifica. Desta forma, a componente vertical aumenta e a anteroposterior diminui, posto que ocorre pouca progressão à frente na esteira (VAN CAEKENBERGHE *et al.*, 2013). Devido a este fato, as diferenças significativas no eixo longitudinal para os marcadores do côndilo lateral do fêmur no balanço inicial podem ser explicadas, considerando-se que nessa fase há um grande deslocamento vertical do joelho para a liberação do pé (ZEITOUNE, *et al.*, 2014). Na fase de propulsão, a diferença de ambos os marcadores (côndilo e maléolo) pode ser explicada pelo mesmo motivo, pois essa fase é o preparo para a fase de balanço e com isso há necessidade do aumento da componente vertical da velocidade para a liberação do pé que ocorrerá em seguida.

O presente estudo não calculou o comportamento angular da articulação do joelho. No entanto, FUKAYA *et al.* (2012) compararam a reconstrução do marcador do côndilo lateral do fêmur e os ângulos do joelho utilizando os métodos PCT e MSR (cada placa com três marcadores fixados) e encontraram uma correlação moderada entre os métodos para o deslocamento médio-lateral do marcador representativo do côndilo lateral do fêmur, enquanto que para o deslocamento vertical e anteroposterior deste marcador a correlação foi alta. Os autores identificaram que a correlação moderada para o deslocamento médio-lateral do marcador do côndilo lateral do fêmur pode gerar o aumento do erro no cálculo do comportamento angular do joelho, principalmente para os movimentos nos planos frontal e

transverso. FUKAYA *et al.* (2012) apontaram que a diferença no ângulo do joelho se modifica de acordo com a fase da marcha e justificaram seus achados mostrando que a diferença pode ser explicada pela vibração da contração muscular do tibial anterior no início da resposta à carga (para o método PCT) e pelo músculo fibular longo no final do apoio (para o método MSR). Estes achados são relevantes quando se observa a prática de avaliações biomecânicas clínicas. Atualmente, os aplicativos comerciais de análise de movimento utilizados nessas avaliações, como por exemplo o VICON System (Oxford Metrics, UK), utilizam como base o protocolo CGM. Caso o usuário não saiba programar dentro do sistema desses sistemas, as avaliações de corrida estarão sujeitas a um erro grande causado pelos artefatos de movimentos, considerando-se que os marcadores técnicos posicionados na coxa e na perna apresentam diferenças estatísticas e grande variação percentual quando comparado ao método de MSR (aproximadamente de 5% a 45%), como observado na literatura (AKBARSHAHI *et al.* (2010) e no presente estudo. Desta forma, questiona-se a real interpretação dos resultados da cinemática da corrida por meio da utilização do protocolo CGM.

É relevante salientar que, no âmbito clínico, não só a cinemática é utilizada para gerar interpretações a respeito quadro clínico do paciente. Os momentos articulares conseguem tornar a avaliação clínica mais precisa, mensurando como as cargas mecânicas estão atuando em cada articulação. No entanto, se a cinemática estiver modificada devido ao erro causado pelos artefatos de movimento de tecidos moles, os cálculos de dinâmica inversa (utilizado para calcular esses momentos nas articulações do membro inferior) também poderão se alterar.

Observou-se que para uma atividade de velocidade baixa como subir dois degraus de escada, devido ao grande artefato de movimento causado pelo marcador da coxa, houve a diminuição representativa do braço de alavanca e então o momento extensor do joelho foi subestimado em 12% (TSAI *et al.*, 2011).

Algumas limitações foram identificadas no presente estudo. A primeira é relacionada ao fato de não terem sido calculados os ângulos articulares do joelho para quantificar a real influência do erro encontrado devido ao artefato de movimento causado pelos tecidos moles no comportamento angular desta articulação. A segunda limitação diz respeito ao pequeno número de sujeitos da amostra no grupo analisado. É de grande valia para que os dados se tornem mais consistentes, que mais sujeitos sejam inseridos no grupo analisado. Desta forma sugere-se para estudos futuros o cálculo não só da cinemática, mas também da dinâmica da

articulação do joelho para que seja possível quantificar a real influência do artefato de movimento nestas variáveis.

7. CONCLUSÃO

A hipótese do presente estudo foi confirmada, haja vista que houve diferenças significativas na trajetória dos quatro marcadores coletados pelo método CGM e os mesmo quatro estimados pelo método MSR otimizado, sendo que as maiores diferenças estão relacionadas ao eixo longitudinal para o côndilo lateral (aproximadamente 30 mm ou 35%) e ao eixo lateral para o marcador da coxa (aproximadamente 7,5 mm ou 30%). O aumento da velocidade pode ter relação com a diferença encontrada no côndilo lateral do fêmur no eixo anteroposterior, pois essa diferença ocorreu somente nas velocidades 10,5 km/h e 14 km/h (aproximadamente 25 mm ou 7,5%). Dessa forma, conclui-se que a utilização do método CGM para a realização da análise cinemática da corrida em esteira pode acarretar em maiores quantidades de artefatos de movimento, pois o método MSR otimizado atualmente é considerado o padrão ouro para este tipo de aquisição de dados. Como não foram calculados os ângulos e momentos do joelho, sugere-se para estudos futuros, a investigação de como essa maior quantidade de artefatos de movimento em tecidos moles influenciará estas variáveis biomecânicas visando à necessidade da utilização do método MSR.

8. REFERÊNCIAS

- AKBARSHAH *et al.* Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *J Biomech.* v.43, p.1292-301. 2010.
- ALTMAN, A.R., DAVIS, I.S. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture* v.35 p. 298-300. 2012
- ANDRIACCHI, T.P. *et al.* A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *ASME J Biomech Eng.* v.120, p. 743-749. 1998.
- ANDRIACCHI, T.P., ALEXANDER, E.J. Studies of human locomotion past, present and future. *J Biomech*, v. 33, pp.1217-24. 2000.
- ANGELONI C. *et al.* Quantification of relative displacement of skin- and plate-mounted markers with respect to bones. *J Biomech.* v.26: p. 864. 1993.
- BAKER, R. *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis.* Londres: Mac Keith Press. 2013.
- BAKER, R., FINNEY, L., ORR, J. A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Hum Mov Sci.* v.18, p.655-67. 1999.
- BAUDET, A. *et al.* Cross-talk correction method for knee kinematics in gait analysis using principal component analysis (PCA): a new proposal. *Plos one.* v.9, n.7, p. e102098. 2014.
- BOYER, K.A., NIGG, B.M. Muscle tunnig during running: implications of an un-tuned landing. *J Biomech Eng.* V. 128, p. 815-22. 2006.
- BREINE, B. *et al.*, Relationship between running speed and initial foot contact patterns. *Med Sci Sports Exerc.* 2014.
- BRUGHELLI, M., CRONIN, J., CHAOUACHI, A. Efects of running velocity on running kinetics and kinematics. *J Strength Cond Res.* v. 25, n.4, p. 933-9. 2011.
- CAPPOZZO, A *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. *Clin. Biomech.* v. 11, p. 90–100. 1996.
- CAPPOZZO, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech.* v. 10, p. 171-178. 1995.
- CAPPOZZO, A., CAPPELLO, A. Surface-Marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE transactions of Biomed Engineering.* v. 44 n. 12, p. 1165-74. 1997.
- DINIZ, P.S.R., SILVA, E.A.B., NETTO, S.L., 2010, *Digital Signal Processing: System Analysis and Design.* New York: Cambridge University Press.
- DUGAN, S.A., BATH, K.P. Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* v.16. p. 603-621. 2005.

- FERBER, R., MACDONALD, S., *Running Mechanics and Gait Analysis*. Human Kinetics. 2014.
- FUKAYA, T. *et al.* Two different protocols for knee joint motion analyses in the stance phase of gait: correlation of the rigid marker set and the point cluster technique. *Rehab Res Practice*. p. 1-6. 2012.
- JOLLIFFE, I.T., 2002, *Principal Component Analysis*. New York, Springer-Verlag
- LENHART, R. L. *et al.* Increasing Running Step Rate Reduces Patellofemoral Joint Forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 46, n. 3, p. 557–564. 2014.
- LEPORACE, G. *et al.*, Classification of gait kinematics of anterior cruciate ligament reconstructed subjects using principal component analysis and regressions modeling. *Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6347486>. Acesso em: 21 out. 2013
- LEPORACE, G. Escore de Funcionalidade da Marcha Humana Aplicação em Sujeitos com Lesão no Ligamento Cruzado Anterior. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2012.
- MERCER, J. *et al.* Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*. v.87, n.4-5, p. 403-8. 2002.
- MIANA, A.N., PRUDÊNCIO, M.V., BARROS, R.M.L. Comparison of protocols for walking and running kinematics based on skin surface markers and rigid clusters of markers. *Int J Sports Med*. v. 30, p. 827-33. 2009.
- MUNIZ, A.M.S. Quantificação da Marcha Humana Utilizando Análise de Componentes Principais para Avaliação de Procedimentos Terapêuticos. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. 2008.
- NADAL, J. Classificação de Arritmias Cardíacas Baseada em Análise de Componentes Principais e Árvores de Decisão. Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. 1991.
- NOVACHEK, T.F. The biomechanics of running. *Gait & Posture*. v.7, p 77-95. 1998.
- PERRY, J., BURNFIELD, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey, Slack Incorporated. 2010.
- QUEEN, R.M., GROSS, M.T., LIU, H-Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait & Posture*. v.23, n.3, p. 282-7. 2006.
- REINSCHMIDT, C. *et al.* Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs skeletal markers. *Gait & Posture*. v.6, p. 98-109. 1997.

SARTORATO R. Análise Mecânica e Metabólica da Transição entre a Caminhada e a Corrida. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2008.

SZCZERBIK, E., KALINOWSKA, M. The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematics parameters. *Acta Bioeng Biomech.* v.13, n.3, p.43-46. 2011.

TAUNTON, J. *et al.* A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* v. 36, n. 2, p. 95-101. 2002.

TSAI, T-Y. *et al.* Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *J Biomech.* v.44, p.1182-88. 2011.

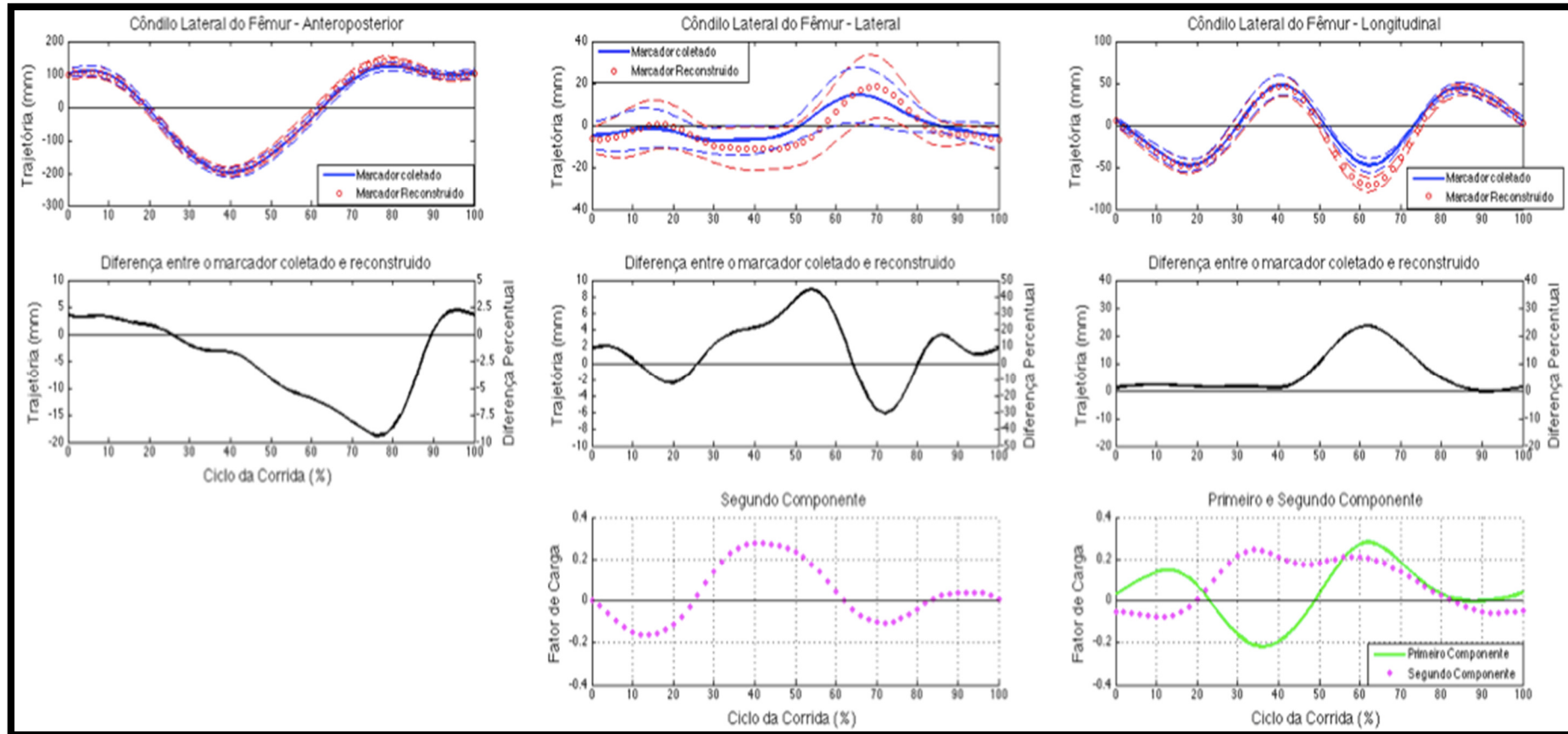
VAN CAEKENBERGHE, I. *et al.* Joint kinematics and kinetics of overground accelerated running versus running on an accelerated treadmill. *J R Soc Interface.* p:1-11. 2013

VAN GENT R. *et al.* Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* v. 41, n. 8, p. 469-80. 2007.

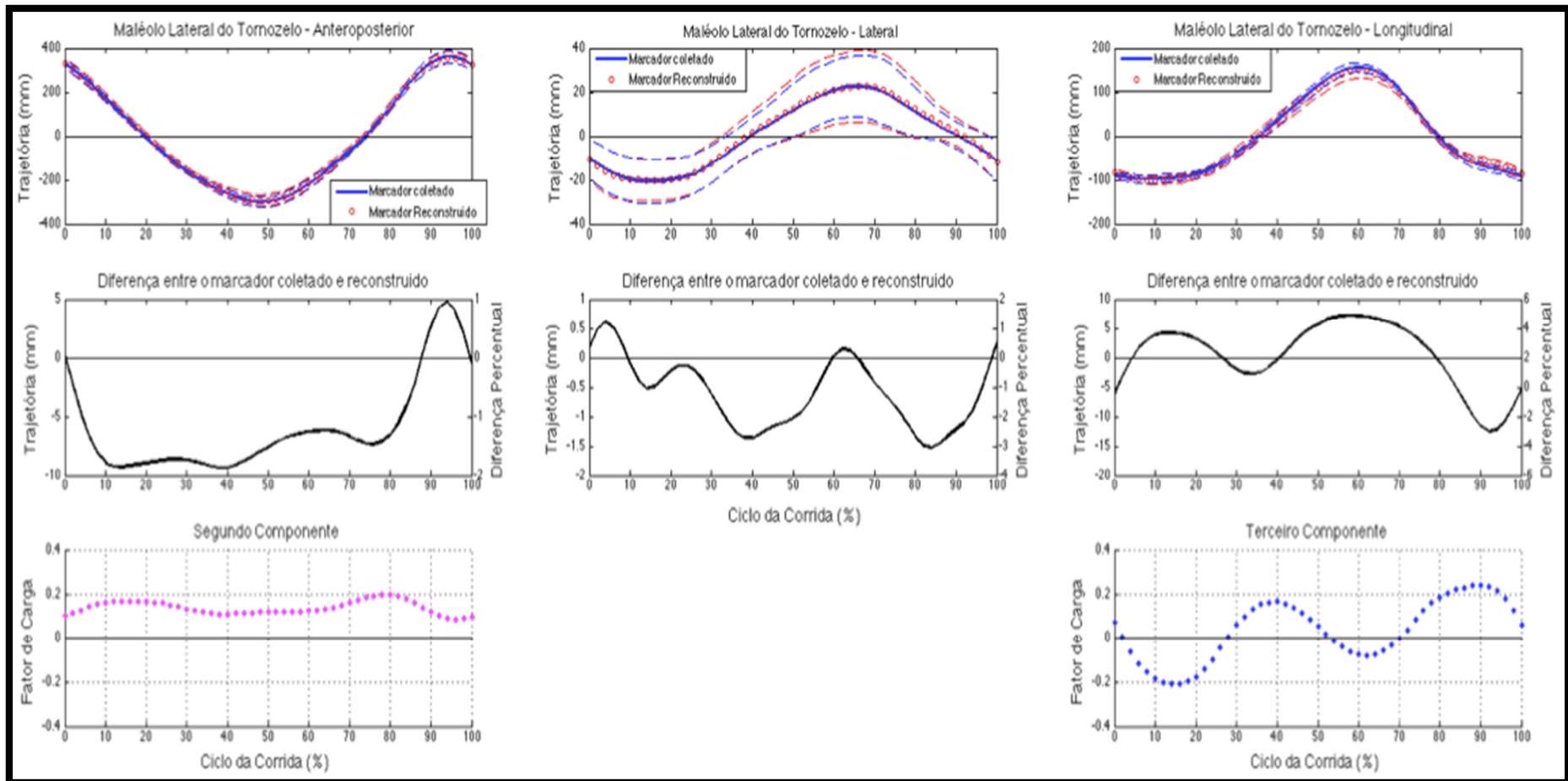
VAUGHAN, C.L., DAVI, B.L., O'CONNOR J.C. *Dynamics of Human Gait.* Cape Town, Kiboho Publishers. 1999.

ZEITOUNE, G.G. *et al.* Influência do aumento de velocidade de corrida na cinemática dos membros inferiores de sujeitos hígidos. In: 24th Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica; Out 13-17; Uberlândia, Brasil. 2014.

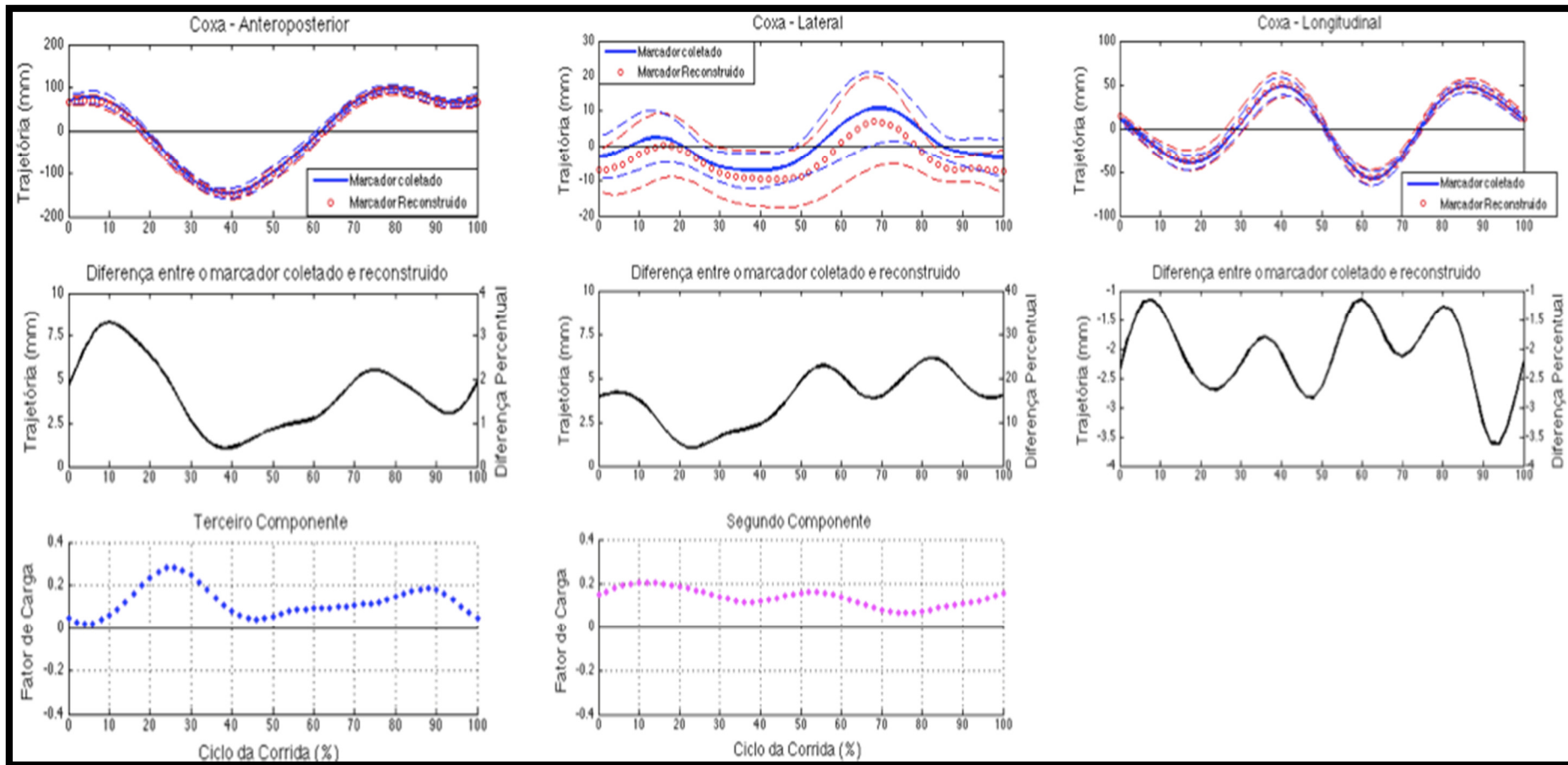
APÊNDICE 1: Trajetória dos marcadores e seus fatores de carga



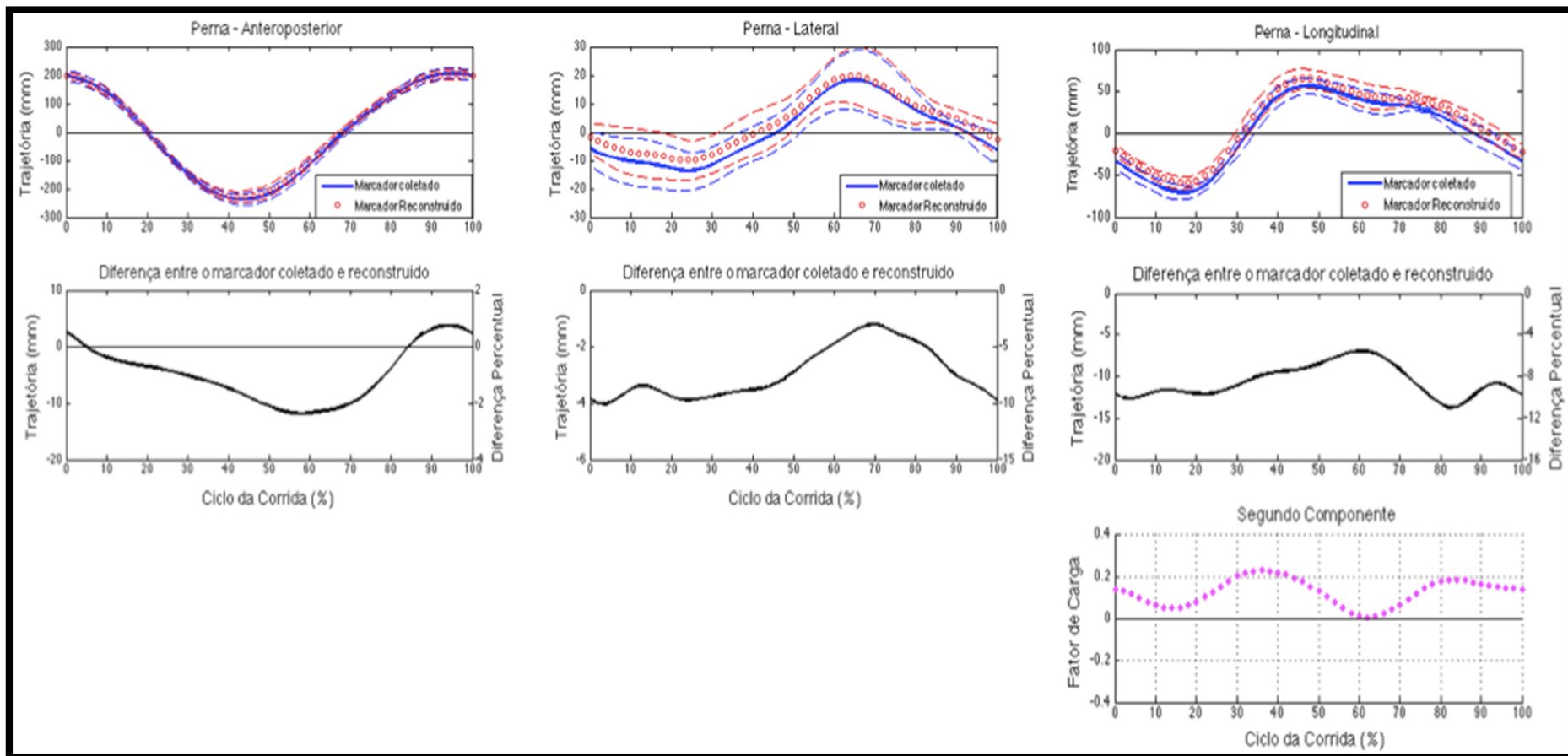
Trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente.



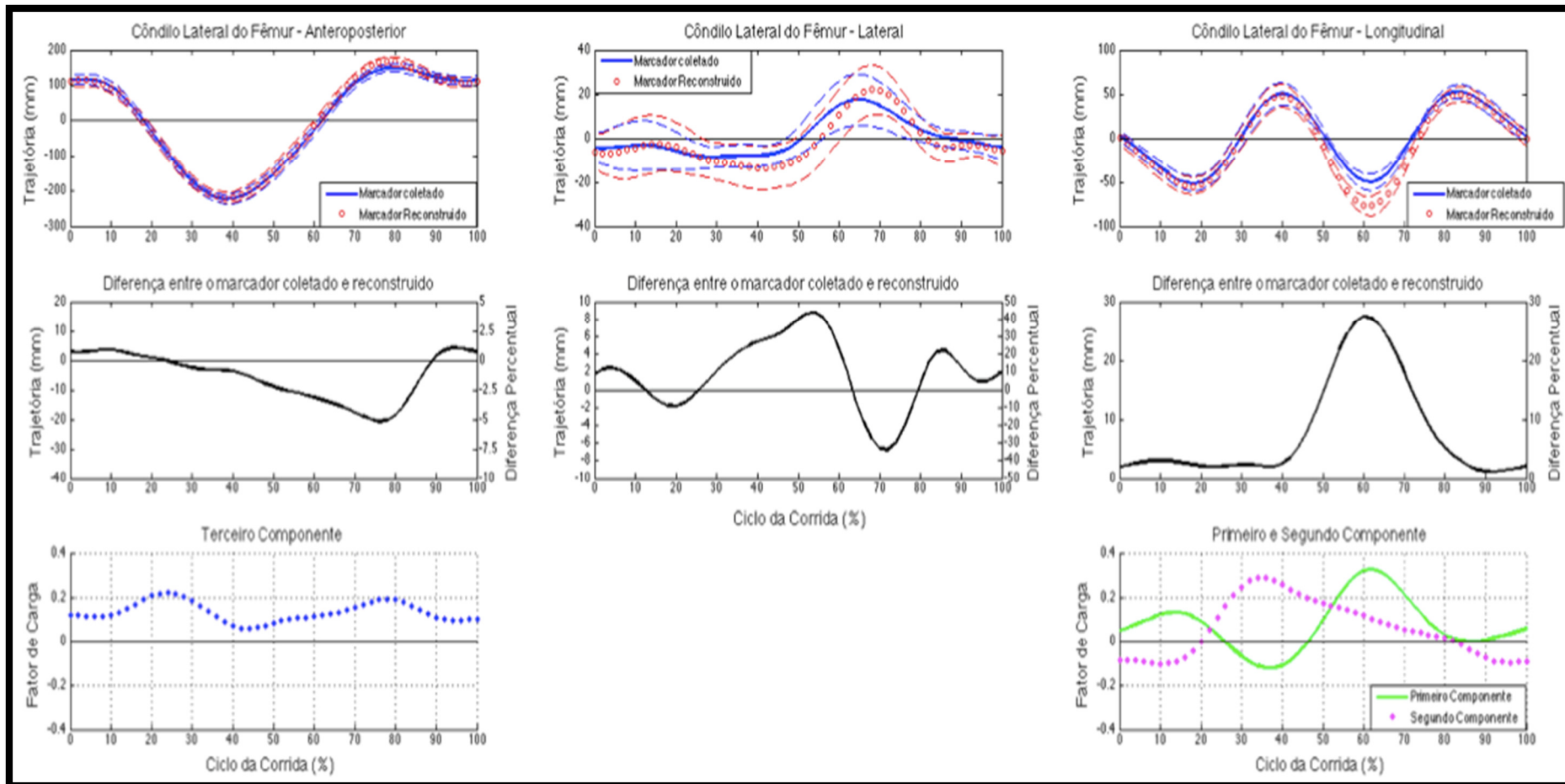
Trajetória do marcador coletado (curva sólida azul) e do marcador reconstruído (curva sólida vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. As curvas magenta e azul representam os autovetores correspondentes aos segundo e terceiro CPs, respectivamente.



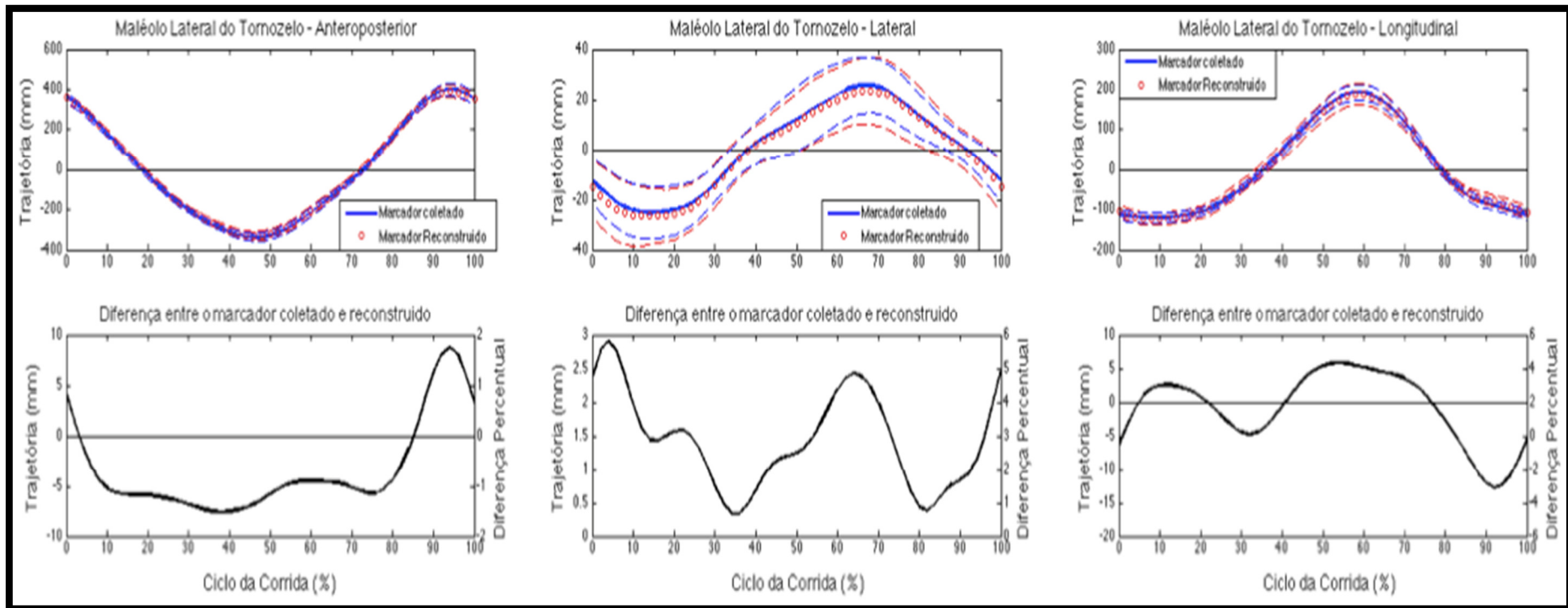
Trajétória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas magenta e azul representam os autovetores correspondentes aos segundo e terceiro CPs, respectivamente.



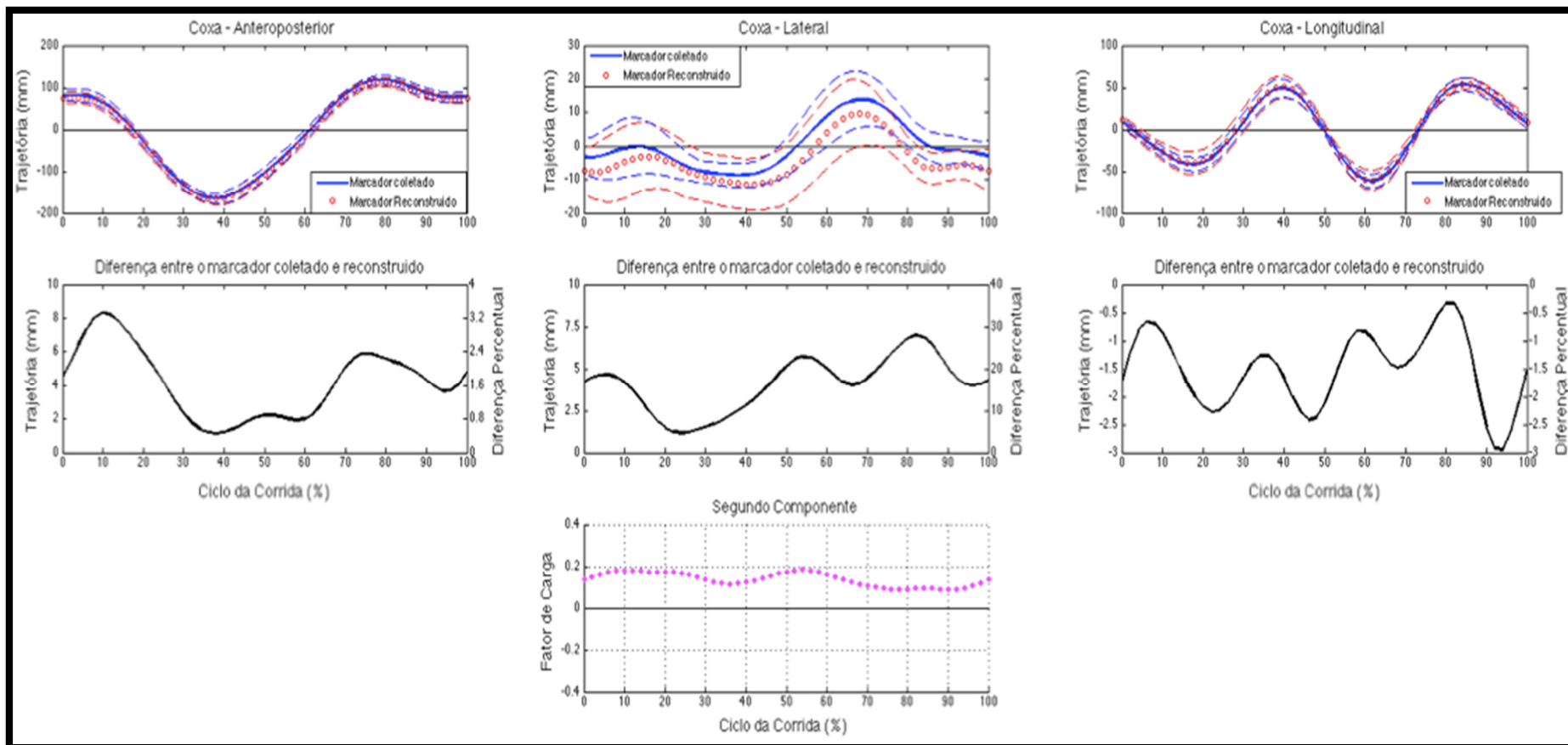
Trajétória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 8,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP.



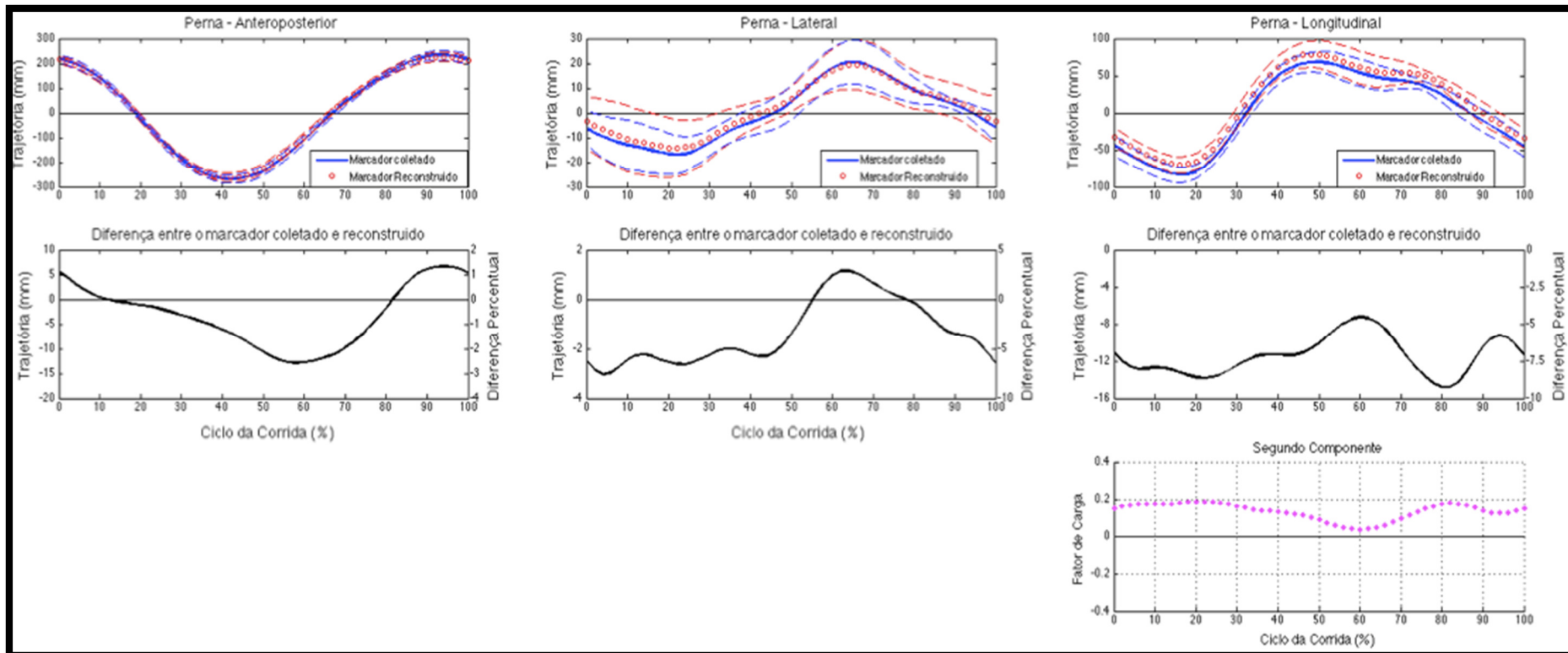
Cinâmica da trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde, magenta e azul representam o primeiro, o segundo e o terceiro autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente.



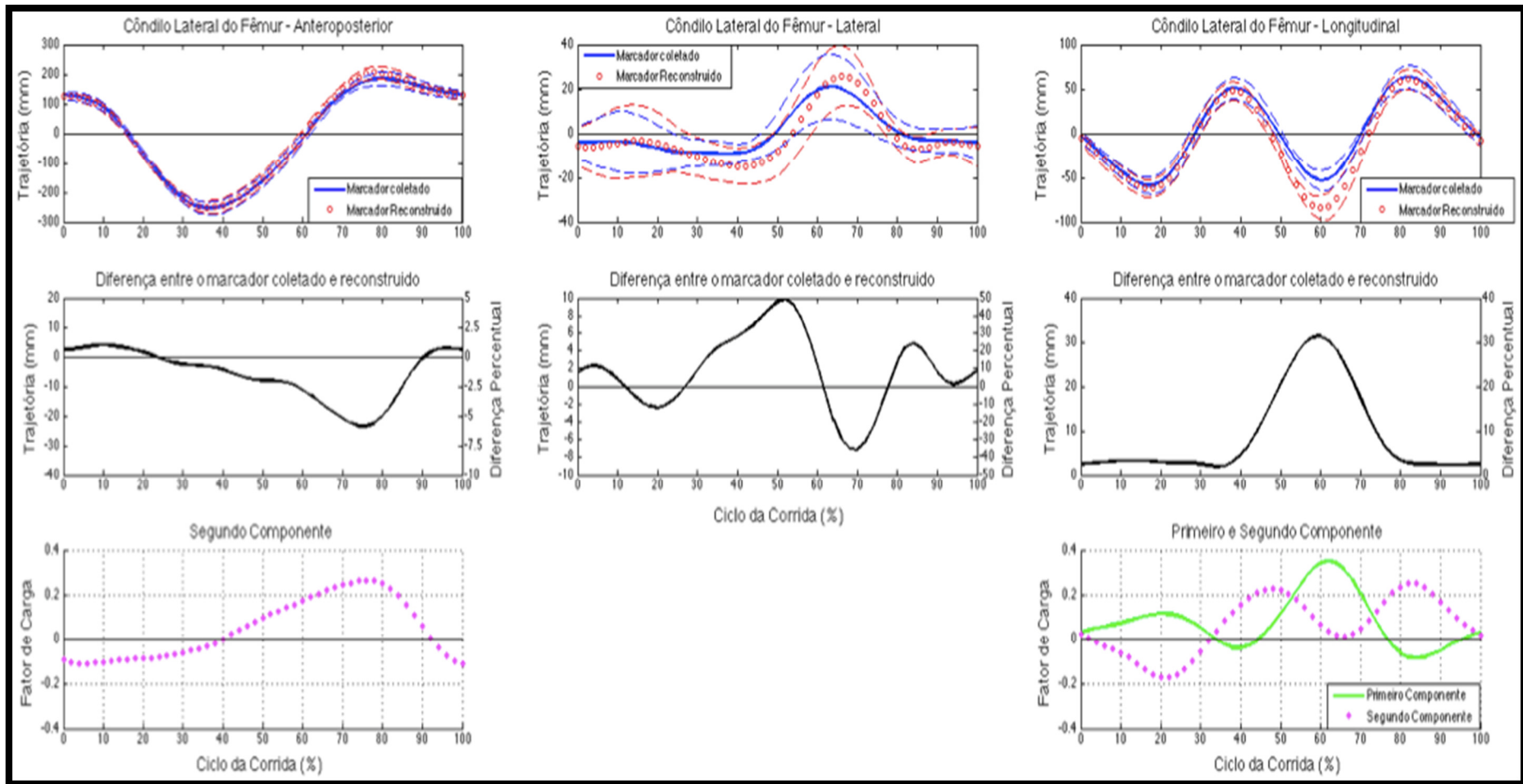
Trajetória do marcador coletado (curva sólida azul) e do marcador reconstruído (curva sólida vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.



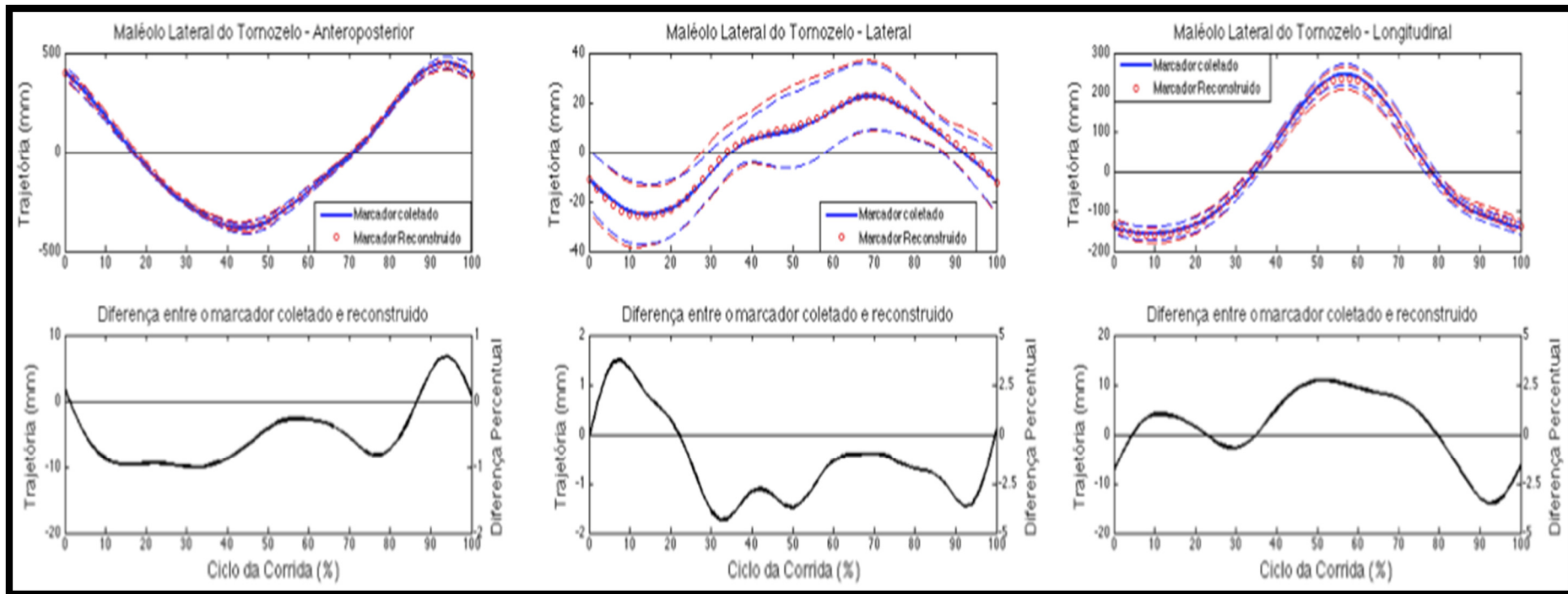
Trajétoria do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP.



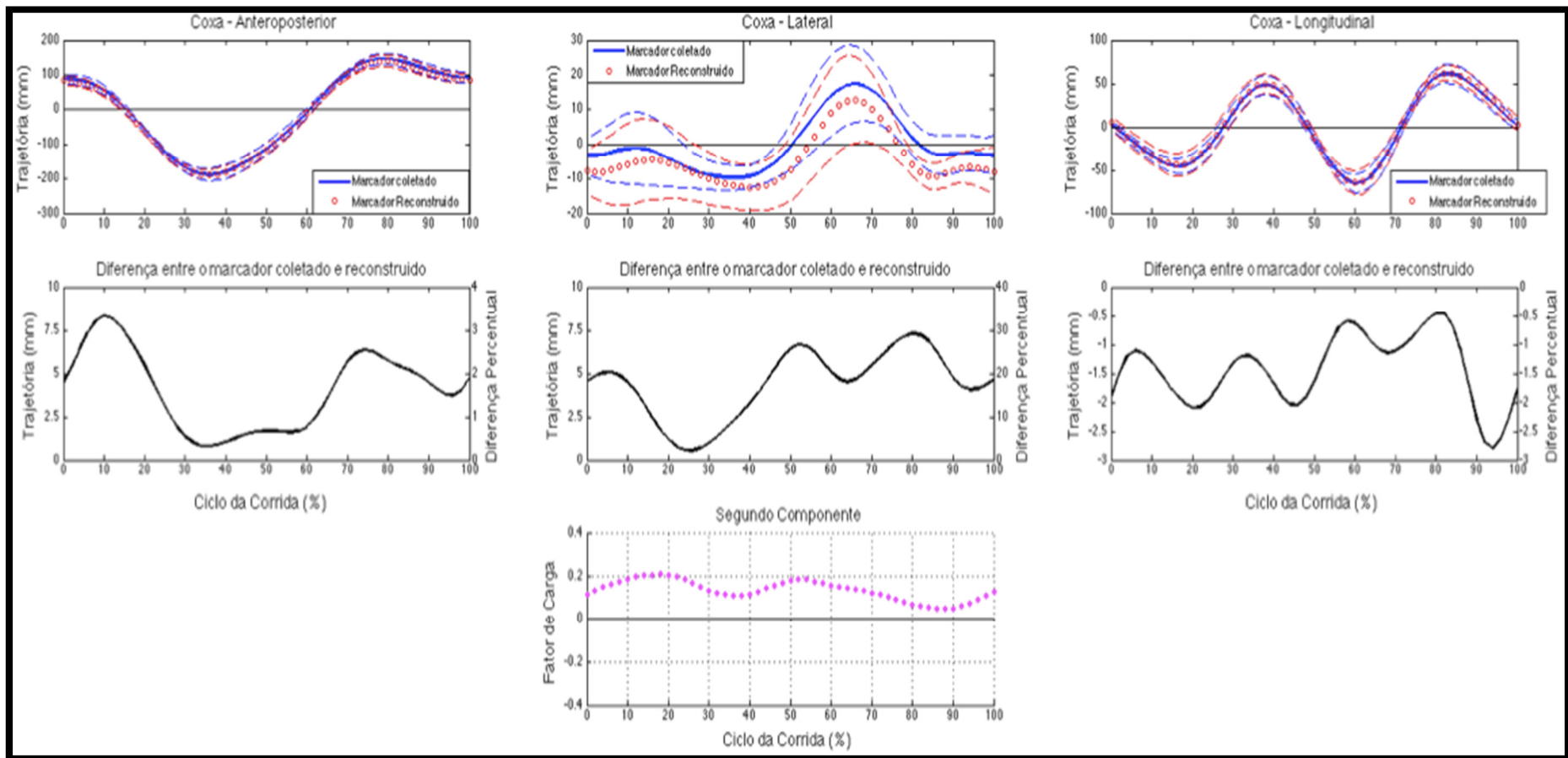
Trajétória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 10,5 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP.



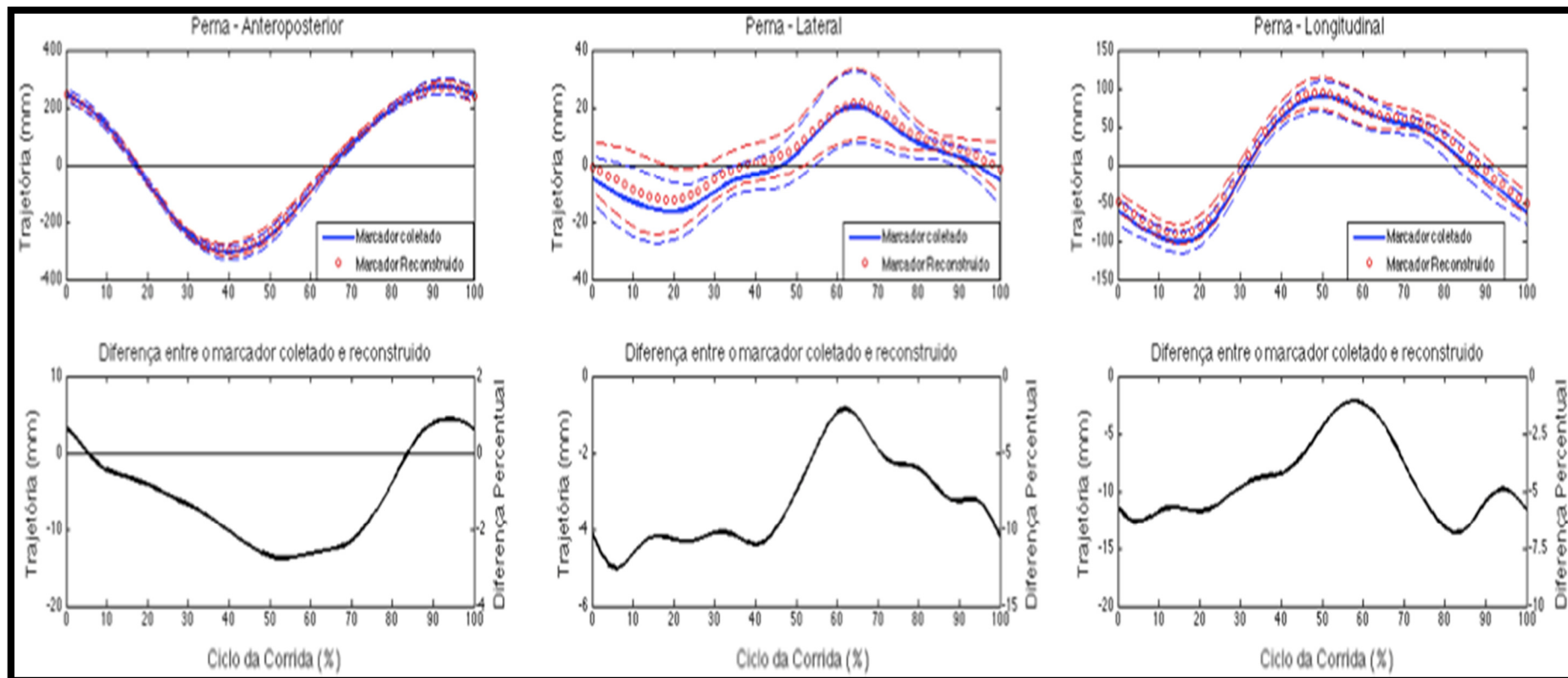
Cinemática da trajetória do marcador coletado (curva azul sólida) e do marcador reconstruído (curva vermelha sólida) do côndilo lateral do fêmur nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. As curvas verde e magenta representam o primeiro e segundo autovetores correspondentes aos CPs, respectivamente.



Trajetória do marcador coletado (curva sólida azul) e do marcador reconstruído (curva sólida vermelha) do maléolo lateral do tornozelo nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.



Trajetória do marcador coletado (curva azul) e do marcador reconstruído (curva vermelha) da coxa nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído. A curva magenta representa o autovetor correspondente ao segundo CP.



Trajetória do marcador coletado (curva sólida azul) e do marcador reconstruído (curva sólida vermelha) da perna nos eixos anteroposterior (à esquerda), lateral (ao centro) e longitudinal (à direita) na velocidade 14 km/h. As curvas tracejadas são referentes ao intervalo de confiança. As trajetórias anterior, para a esquerda e para cima são positivas enquanto que posterior, para a direita e para baixo são negativas. A curva preta representa a diferença entre o marcador coletado e o reconstruído.