

DESCRIÇÃO E COMPARAÇÃO DE DOIS TIPOS DE CHUTE NO FUTEBOL
FEMININO ATRAVÉS DE VARIÁVEIS ANGULARES.

TATIANE THOMAZ

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biotecnologia do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para obtenção do
título de Mestre em Ciências da
Motricidade (Área Biodinâmica da
Motricidade Humana).

RIO CLARO
Estado de São Paulo-Brasil
Dezembro/2005

DESCRIÇÃO E COMPARAÇÃO DE DOIS TIPOS DE CHUTE NO FUTEBOL
FEMININO ATRAVÉS DE VARIÁVEIS ANGULARES.

TATIANE THOMAZ

Orientador: SERGIO AUGUSTO CUNHA

Dissertação apresentada ao Instituto de
Biotecnologia do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para obtenção do
título de Mestre em Ciências da
Motricidade (Área Biodinâmica da
Motricidade Humana)

RIO CLARO
Estado de São Paulo-Brasil
Dezembro/2005

DEDICATÓRIA

Aos meus pais: Marco Antonio e Maisa.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Ricardo Leite de Barros e ao Prof. Dr. José Ângelo Barela, pela disponibilidade em tirar minhas dúvidas e pelas sugestões dadas.

Ao Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha, pela paciência, orientação, amizade, não só durante este período do mestrado.

Ao Prof. Dr. Anízio pela disponibilidade, interesse e paciência durante os encontros do grupo de estudo.

Aos professores e funcionários dessa instituição – Unesp – Rio Claro.

Aos meus companheiros de Laboratório: Paulo (Preto), Felipe, Renato, Fábio, Martin, aos que por aqui passaram: Fabiano, Walter e Jedson. Aos que estão ingressando: Ana Lorena e Stela. E ao amigo do laboratório vizinho Marcos Menuchi (Marcolino).

Às minhas amigas Bel Parolim, Claudinha, Flávia, Victória, Marina, Fúlvia, Renata, Monique, Tati Calve, Márcia Cozani, Débora, pelo amor, carinho, apoio. Amo todas vocês. E também às novas amigas: Ana Paula, Renata e Claudia.

Aos meus familiares: Magda, Zé, Max Aniz, Solange, Ângela, Anvar, Yunes, Daniela, Mari, Mariana e Sarah, Beatriz, Moises, Mabel, às crianças que me dão alegrias extras, pelo amor e incentivo. Obrigada por tudo!

Aos meus pais Marco Antonio e Maisa que estão sempre junto a mim, direcionando meu caminho, iluminando meus pensamentos e enchendo meu coração de amor e carinho. Amo vocês!!!!

Resumo:

Este estudo tem como objetivo definir as orientações dos segmentos envolvidos na ação de chutar, comparar dois tipos de chute - potência e precisão – através das variáveis angulares do segmento pelve e das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. A orientação dos segmentos pelve, coxa, perna e pé foi feita através da utilização da convenção dos ângulos de Euler (CHAO, 1980; ZATSIORSKY, 1998), através de rotinas desenvolvidas no *software Matlab*[®]. Para obtenção das imagens foram utilizadas 4 câmeras digitais *JVC GR-9800u*, fixas em tripés, o tratamento das imagens foi realizado no *software Dvideow* (BARROS et al, 1999; Figueroa et al, 2003).

Nos resultados encontrados verificou-se que o segmento pelve apresenta diferença entre os dois tipos de chute no movimento de rotação à direita /esquerda e também no movimento de inclinação lateral direita/esquerda. Durante a realização do chute de precisão a pelve apresenta-se em rotação para a direita de maneira mais acentuada quando comparada ao chute de potência. Diferenças também foram encontradas no movimento de inclinação lateral, a pelve apresenta-se mais inclinada à direita na execução do chute de precisão em relação ao chute de potência. A articulação do quadril apresenta diferenças no movimento de abdução/adução, pois durante o chute de precisão foi verificado o movimento de abdução mais acentuado, e no chute de potência o movimento identificado foi o de adução. O joelho apresenta uma flexão mais acentuada no chute de potência. E a articulação do tornozelo apresenta diferença nos movimentos de dorsiflexão/flexão plantar, durante o chute de precisão o segmento pé está em dorsiflexão devido a

intenção de acertar a bola com a região medial do pé. Conclui-se que os dois chutes diferem-se nos movimento de rotação à direita/esquerda e inclinação lateral direita/esquerda para o segmento pelve, nos movimentos de abdução/adução do quadril, flexão/extensão do joelho e também no movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo.

Palavras-chaves: Biomecânica, chute, futebol, orientação, ângulos de Euler

SUMÁRIO

Página

1.	INTRODUÇÃO.....	01
2.	OBJETIVOS.....	05
2.1	Objetivo Geral.....	05
2.3	Objetivos Específicos.....	05
3.	JUSTIFICATIVA.....	07
4.	REVISÃO DE LITERATURA.....	08
4.1	Formas de descrição do movimento esportivo.....	08
4.2	Orientações de segmentos corporais e ângulos articulares.....	11
5.	MATERIAS E MÉTODOS.....	20
5.1	Materiais.....	20
5.2	Participantes.....	21
5.2.1	Preparação da Participante.....	22
5.3	Protocolo de coleta.....	22
5.3.1	Preparação do local de coleta.....	23
5.3.2	Descrição da Tarefa.....	24
5.4	Procedimentos para obtenção das variáveis cinemáticas.....	25
5.4.1	Captura das imagens.....	25
5.4.2	Desentrelaçamento das imagens.....	25
5.4.3	Sincronização.....	26
5.4.4	Medição.....	26
5.4.5	Calibração.....	27
5.4.6	Reconstrução Tridimensional.....	28
5.5	Tratamentos dos dados.....	29
5.5.1	Suavização.....	29
5.5.2	Acurácia do estudo.....	29
5.5.3	Definição dos sistemas de coordenadas locais - Orientação de cada segmento.....	31
5.5.3.1	Construção do Sistema Lpv.....	33
5.5.3.2	Construção do Sistema Lcx.....	35
5.5.3.3	Construção do Sistema Lpr.....	37
5.5.3.4	Construção do Sistema Lpe.....	39
5.5.4	Ângulos de Rotação.....	40
5.5.5	Velocidade da Bola.....	43
5.6	Tratamento estatístico.....	43
6.	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
6.1	Velocidade da Bola para os chutes de precisão e potência.....	45
6.2	Comparação das variáveis angulares para o segmento pelve e para as articulações do quadril, do joelho e do tornozelo.....	47
7.	CONCLUSÕES.....	72
8.	REFERÊNCIAS.....	73
	ABSTRACT.....	79
	Apêndices.....	80
	Apêndice 1.....	81
	Apêndice 2.....	82

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Desenho esquemático do posicionamento das câmeras para coletas das imagens.....	23
Figura 2: Definição das fases do chute, A – início da fase de apoio, B – final da fase de apoio e início da fase de contato e C – final da fase de contato..	26
Figura 3: Sistema global de referências (G), imagem do calibrador vista da câmera 4.....	28
Figura 4: Imagem da haste durante a coleta dados para posterior cálculo da acurácia.....	30
Figura 5: Sistema local de coordenadas Lpv, Pelve – vista anterior(desenho feito a mão)	35
Figura 6: A – determinação dos vetores auxiliares, B - Sistema local de coordenadas Lcx (desenho feito a mão).....	36
Figura 7: A – determinação dos vetores auxiliares, B - Sistema local de coordenadas Lpr(desenho feito a mão).....	38
Figura 8: A – determinação dos vetores auxiliares, B - Sistema local de coordenadas Lpe(desenho feito a mão).....	39
Figura 9: fases do chute em que os valores médios são citados – A: início do ciclo (retida do pé de chute do solo), B: final do ciclo (contato do pé de chute com a bola).....	45
Figura 10: Boxplot da velocidade da bola para os chutes de precisão (1) e de potência (2), todas as tentativas válidas de todas as participantes.....	46
Figura 11: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de precisão.....	48
Figura 12: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de potência.....	48

Figura 13: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) para o movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....50

Figura 14: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de precisão.....51

Figura 15: Gráfico da curva média (linha pontilhada menor) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de potência.....51

Figura 16: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....53

Figura 17: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de anteversão/retroversão da pelve durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.....54

Figura 18: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de anteversão/retroversão da pelve durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.....54

Figura 19: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) movimento de anteversão/retroversão da pelve, durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....55

Figura 20: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do quadril, durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.....56

Figura 21: Gráfico da curva média \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do quadril, durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.....56

Figura 22: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de flexão/extensão do quadril durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....57

Figura 23: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de abdução/adução do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.....58

Figura 24: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de abdução/adução do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.....59

Figura 25: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de abdução/adução do quadril, durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....60

Figura 26: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de rotação interna/externa do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.....61

Figura 27: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação interna/externa do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.....61

Figura 28: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de rotação externa/interna do quadril durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....62

Figura 29: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de flexão/extensão do joelho durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.....63

Figura 30: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do joelho durante o ciclo do movimento do chute de potência.....63

Figura 31: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de flexão/extensão do joelho durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....64

Figura 32: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.....65

Figura 33: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.....66

Figura 34: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa

a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....67

Figura 35: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de rotação interna/externa plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.....68

Figura 36: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação interna/externa do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.....68

Figura 37: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de rotação interna/externa do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....69

Figura 38: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de inversão/eversão do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.....70

Figura 39: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de inversão/eversão do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.....70

Figura 40: Gráfico dos Intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de inversão/eversão do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.....71

1. Introdução

A busca pelo entendimento do movimento humano leva à procura de ferramentas para alcançar este objetivo. Os movimentos realizados durante tarefas da vida diária e as atividades físicas de lazer ou desportiva são de interesse científico.

Deste modo, a biomecânica encontra-se como meio utilizado para o entendimento do movimento humano. Esta auxilia a detectar qualidades ou erros durante a realização de uma determinada técnica esportiva, direcionando o tipo de intervenção que pode ser feita para melhora da mesma (HAY, 1981).

Muitos estudos em biomecânica procuram entender as diferentes formas do chute no futebol (LEVANON & DAPENA, 1998; LEES & NOLAN, 1999; XIMENES, 2003; BARFIELD et al, 2002), uma vez que este fundamento é executado diversas vezes e em diferentes situações durante uma partida. Entre as diferentes formas de chutar o jogador realiza a mais apropriada de acordo com a natureza ou intenção do chute (NUNOME et al. 2002).

Nos estudos de interesse para este trabalho o chute é investigado através da cinemetria e são analisados segundo os parâmetros cinemáticos. Diferentes são as formas que os atletas podem realizar um chute, e estas são caracterizadas de acordo com a região do pé que toca a bola, como também de acordo com a velocidade resultante da bola. Entre as diferentes formas de chutar as mais estudadas e comparadas são os chutes classificados de precisão e de potência (LEES & NOLAN, 1999; LEVANON & DAPENA, 1998; XIMENES, 2003).

As variáveis cinemáticas analisadas em alguns desses estudos são velocidade dos segmentos corporais e da bola, quantificação dos ângulos articulares (LEES & NOLAN, LEVANON & DAPENA, 1998), determinação de um padrão cinemático dos dois tipos de chute e também a comparação desses padrões entre esses dois tipos – precisão e potência (XIMENES, 2003; CUNHA et al, 2001). Estas variáveis também são analisadas em estudos nos quais apenas um dos dois tipos de chute é analisado. Nesses estudos, as comparações foram feitas em relação a diferentes idades (TEIXEIRA, 2003), diferentes situações físicas (descanso e exaustão) (MAGALHÃES Jr., 2003), e entre diferentes gêneros (BROWDER et al., 1991).

Contudo nota-se ainda uma falta de trabalhos científicos que descrevam de forma mais completa os movimentos realizados pelos segmentos corporais envolvidos na ação de chutar. Também há falta de estudos que tenham como

objetivo a análise do movimento realizado por mulheres, para que sejam desenvolvidos treinamentos específicos para elas.

O movimento humano está envolvido em ações essencialmente tridimensionais. Porém para descrever tais ações é necessário modelar os segmentos corporais de interesse de análise. Segundo ZATISIORSKY (1998), CHAO (1980), LEVANON & DAPENA (1998), considerar os segmentos corporais como corpos rígidos interligados por articulações é uma maneira de modelagem simples e que pode ser aplicada ao corpo humano. Desse modo, assume-se que quaisquer dois pontos definidos no segmento de interesse manterão a mesma distância entre eles durante todo o tempo do movimento em questão.

A descrição da posição e orientação de um segmento envolve seis graus de liberdade de movimentação. Esses seis graus de liberdade podem ser descritos através de três coordenadas cartesianas (posição) e três ângulos em relação a um sistema de referência (orientação) (ZATISIORSKY, 1998).

Na literatura encontra-se estudos, tanto na área esportiva quanto na clínica, a utilização da orientação dos segmentos corporais feita através da associação de sistemas locais de coordenadas (no segmento) em relação a um sistema de coordenadas global (laboratório) e descrita pelos três ângulos de rotações, e estes podem ser descritos como os ângulos de Euler (ZATISIORSKY, 1998; CHAO, 1980; YEDON et al. (1990); LEVANON & DAPENA, 1998).

Com a possibilidade de posicionar, descrever e orientar os segmentos durante a ação de chutar, surgem perguntas acerca deste movimento, como: qual a orientação dos segmentos corporais durante a realização de dois tipos de chute (de precisão e de potência)? Há diferenças angulares entre os segmentos corporais quando comparados estes dois tipos de chute? E quais são os segmentos que apresentam estas diferenças?

2. Objetivos

2.1. Geral:

Descrever e comparar os movimentos dos segmentos corporais inferiores a partir das variáveis angulares em dois tipos de chute no futebol feminino.

2.2. Específicos:

- a) Descrever a posição e a orientação dos segmentos pelve, coxa, perna e pé durante a ação de chutar, através da determinação de sistemas de referências fixados em cada segmento.
- b) Calcular os ângulos de Euler para as articulações do quadril, joelho e tornozelo e para a pelve.
- c) Comparar as variáveis angulares obtidas através dos ângulos de Euler entre os dois tipos de chute – precisão e potência.

- d) Identificar qual o segmento ou articulações que apresentam diferenças durante a realização dos chutes de precisão e potência.

3. Justificativa

O técnico ou professor de futebol durante a preparação da sessão de treinamento ou da aula deve ter o conhecimento detalhado da técnica de cada fundamento a ser treinado e ensinado. Assim, o estudo mais aprofundado da técnica do chute faz-se necessário para auxiliar estes profissionais, uma vez que este fundamento é realizado em diferentes situações com diferentes intenções.

Segundo BARFIELD et al. (2002) o número de trabalhos em biomecânica não tem sido equivalente ao número de mulheres praticantes de futebol. Este estudo contribuirá para diminuir esta lacuna.

Este estudo contribuirá para que novos trabalhos sejam realizados utilizando-se do protocolo experimental aqui apresentado. Como também descreverá a ação de chutar de maneira detalhada, apresentando as diferenças que podem ocorrer na execução dos dois tipos de chute, e em que instantes estas estão presentes.

4. Revisão de Literatura

4.1. Formas de descrição do movimento esportivo: chute do futebol.

Na literatura científica em biomecânica pode-se encontrar estudos que procuram detalhar a ação de chutar. Para estudar dois tipos de chute - precisão e potência - XIMENES (2002) os dividiu em quatro fases classificadas como: (1) corrida de aproximação, (2) fase de apoio, (3) contato com a bola e (4) finalização. O autor considerou como chute de precisão aquele em que o participante tocava a bola com a região medial do pé e o chute de potência foi considerado com o toque da região do dorso do pé com a bola.

A comparação entre dois tipos de chute – potência e precisão – revelou que quando a precisão é requerida, como por exemplo, para acertar um determinado quadrante do gol, a velocidade resultante da bola sofre uma diminuição em cerca de 6 m.s^{-1} (LEES & NOLAN, 1998).

Estudos têm apontado diferenças entre esses dois tipos de chute. CUNHA et al. (2001), através da projeção estereográfica, encontraram diferenças nos

padrões das curvas descritas no plano. Estas foram descritas pelos resultados apresentados pelos segmentos perna e pé. Assim como os autores citados anteriormente, Ximenes (2002), que também utilizou a projeção estereográfica para verificar se ocorre diferença entre os mesmos tipos de chute, também as encontrou entre os padrões dos resultados do segmento pé.

Com a posição e orientação do segmento corporal pode-se obter maiores informações a respeito do movimento que está sendo realizado e analisado, e dessa forma obtêm-se diferentes meios para que a intervenção mais adequada seja realizada.

A descrição da posição e da orientação de um segmento corporal é conseguida através da determinação de um sistema local de coordenadas, ou seja, um sistema associado ao segmento. Esse sistema movimenta-se em relação a um sistema de coordenadas fixo no local de coleta, como por exemplo, o sistema de coordenadas do laboratório, que não sofre modificações no decorrer do tempo. Assim pode-se quantificar os ângulos φ , θ e ψ do sistema local em relação ao sistema fixo do laboratório. Os ângulos calculados são chamados de ângulos de Euler (ZATISIORSKY, 1998; YEDON, 1990).

A mudança na orientação de um segmento corporal pode ser descrita como uma seqüência de três rotações sucessivas a partir de uma posição inicial, em que um sistema de referência global coincida com o sistema de referência local.

LEVANON & DAPENA (1998) descreveram de forma detalhada e compararam a ação de cada segmento inferior durante a execução dos chutes de precisão e potência. O chute de precisão foi caracterizado pelo toque da região medial do pé na bola e o chute de potência foi caracterizado pelo toque da região dorsal do pé na bola.

Segundo os autores acima, a orientação dos planos coxa-perna e perna-pé foi realizada com a utilização de vetores normais a cada um destes planos e expressa em coordenadas esféricas (latitude e longitude). Para o cálculo dos ângulos articulares foram definidos os sistemas locais de coordenadas de cada segmento (pelve, coxa, perna e pé).

Os ângulos de rotação das articulações do quadril, do joelho, do tornozelo e da pelve foram expressos pelos ângulos de Euler.

Em seus resultados os autores encontraram que as orientações do plano coxa-perna, nas tentativas dos dois tipos de chute, mostram claras diferenças. No chute de potência este plano roda no sentido anti-horário (rotação interna do quadril) e mantêm-se próxima à posição neutra entre as fases de apoio e finalização. No chute de precisão este plano roda em sentido anti-horário sobre um ângulo menor que o encontrado no chute de potência, após a retirada do pé de chute do chão, e volta a rodar em sentido horário (rotação externa do quadril). Durante o chute de precisão, no instante do impacto com a bola, a longitude desse

plano mostra-se mais no sentido horário (rotação externa do quadril) do que no chute de potência. E isto pode ser explicado pela configuração em que a coxa encontra-se (rotação externa do quadril) para assegurar o contato da região medial do pé com a bola. O plano perna-pé acompanha a orientação do plano coxa-perna, porém mostra-se mais em rotação externa, principalmente no chute de precisão.

NUNOME et al. (2002) calcularam a velocidade, a aceleração angular e o torque de cada segmento corporal e compararam os resultados obtidos entre os dois tipos de chute – precisão e potência.

Os autores acima definiram o plano coxa-perna e encontraram diferenças entre os dois tipos de chute. No chute de precisão este plano apresentou-se em rotação externa próximo ao instante do impacto com a bola. Já no chute de potência este plano apresentou-se em rotação interna próximo ao instante de retirada do pé de chute do solo. Estes resultados corroboram com os encontrados por LEVANON & DAPENA (1998). Os ângulos da pelve não apresentaram diferenças entre os dois tipos de chute.

4.2. Orientações de segmentos corporais e ângulos articulares

A aplicação da orientação dos segmentos corporais procura auxiliar no tratamento clínico, ou na análise de tarefas da vida diária, como andar, alcançar,

equilibrar-se. No entanto, há uma lacuna de estudos realizados com atletas na tentativa de descrever o movimento e aperfeiçoar a técnica esportiva. Embora isto ocorra, muitos estudos com o objetivo clínico, indicam o caminho a seguir para análise do desempenho esportivo.

APKARIAN et al (1989) realizaram um estudo no qual descreveram os movimentos de cada segmento inferior. Estes movimentos foram descritos de acordo com uma seqüência de rotações de três eixos, os quais forneceram os três graus de liberdade de cada articulação.

Os autores acima definiram um sistema de coordenadas locais para cada segmento. As rotações dos eixos do sistema local de cada segmento foram medidas em relação aos eixos do sistema fixo no laboratório. A seqüência de rotações adotada pelos autores foi: abdução/adução, rotação interna/externa e flexão/extensão. Este estudo mostrou que a utilização da análise dos movimentos articulares somente pelo plano sagital pode mascarar movimentos compensatórios que possam ocorrer em diferentes planos.

Para que problemas como o citado acima e também para propor uma padronização nos estudos, para efeito de posterior comparação, outros autores utilizaram-se de outros instrumentos para quantificar o movimento dos segmentos inferiores.

CHAO (1980) quantificou e orientou os segmentos em três eixos anatômicos diferentes e considerou os segmentos como corpos rígidos. Para quantificar os ângulos articulares, ele seguiu a definição dos ângulos de Euler, com Φ representando a flexão/extensão, θ a abdução/adução e ψ a rotação interna/externa. O eixo em que ocorre os movimentos de flexão/extensão foi associado ao fêmur, o eixo em que ocorre os movimentos de rotação interna/externa está associado à direção longitudinal da tíbia e o eixo em que ocorre abdução/adução é perpendicular aos dois eixos anteriores, e este é denominado eixo flutuante. Os eixos foram fixados na parte distal do segmento. Como conclusão, o instrumento mostrou-se confiável para análises de tarefas diárias sem impacto, como também para atender a uma grande população de sujeitos. Porém, este instrumento não seria indicado para análise de movimentos mais rápidos e com impactos devido ao desenho do aparelho.

Uma saída para a análise do movimento que possibilite uma maior liberdade de movimentação é a utilização de um sistema de videogrametria com a posterior definição da posição e da orientação dos segmentos de interesse. Estes sistemas, comumente, usam marcadores reflexivos ativos ou passivos, e estes são fixos em hastes ou diretamente sobre a pele do participante. Porém o uso desses marcadores, segundo CAPPOZZO et al. (1996) podem somar erros a análise durante a determinação dos sistemas locais de coordenadas. Entretanto,

os sistemas com uso de marcadores têm sido muito utilizados em pesquisas e estudos clínicos.

CAPPOZZO et al (1996) definiram como marcas anatômicas de superfície marcadores fixos diretamente na pele do participante em locais próximos a estruturas biológicas, por exemplo, acidentes ósseos. Para os autores, marcas técnicas foram consideradas como marcadores localizados em locais sem relevância anatômica. Desse modo, seguir-se-á essas definições propostas por esses autores.

Como na literatura não há muitos estudos que utilizam a convenção dos ângulos de Euler para a análise do desempenho desportivo, esta revisão de literatura apresenta estudo clínicos que utilizaram a convenção dos ângulos de Euler para a quantificação dos movimentos articulares.

Ainda em análises clínicas, GROWNEY et al. (1997) utilizaram um sistema de cinematria para análise da marcha com 4 câmeras para avaliação bilateral (dos membros inferiores direito e esquerdo). Além da avaliação da tarefa, também foi verificada a reprodutibilidade do sistema e do modelo utilizados para análise cinemática. Para a coleta de dados foram utilizados 21 marcadores reflexivos fixados a cada extremidade inferior dos segmentos corporais, alguns anexados

diretamente na pele do participante e outros em hastes. Os segmentos foram tidos como corpos rígidos. Para definir a orientação e posição de cada segmento foi definido um sistema cartesiano de coordenadas. Estes sistemas de coordenadas foram utilizados para calcular os ângulos articulares através da convenção dos ângulos de Euler.

Os autores definiram os eixos de rotação como eixo **Y** com sentido médio - lateral, no qual ocorrem os movimentos de flexão/extensão e fixo ao segmento proximal, o eixo **Z** com sentido disto - proximal, no qual ocorre rotação interna/externa e fixo no segmento distal, e o eixo **X** (eixo flutuante) perpendicular aos eixos **Y** e **Z**, no qual ocorre abdução/adução. Os ângulos com valores positivos foram relacionados aos movimentos de flexão (dorsiflexão para o tornozelo), adução (inversão para o tornozelo), e rotação interna. Esta mesma convenção foi utilizada para os movimentos da pelve em relação ao sistema de coordenadas, o qual os autores denominaram sistema do laboratório. Esta orientação também foi adotada para relacionar os movimentos da pelve. Os autores não encontraram diferenças entre os ângulos das articulações quando comparados entre os lados direito e esquerdo. Em suas conclusões apontaram que os ângulos do joelho e tornozelo que não ocorrem no plano sagital são mais sucessíveis à variabilidade.

PIAZZA et al. (2000) utilizou a decomposição dos ângulos de Euler para descrever o movimento de “parafuso” da tíbia durante a extensão da articulação do joelho. Eles desenvolveram um modelo mecânico para coxa e perna, no qual foi possível controlar a rotação interna da perna durante a flexão de 90° do joelho. A tarefa realizada pela máquina consistiu em uma flexão de 90° e o retorno à posição de extensão completa. Em cada segmento os autores fixaram um conjunto de marcadores visualizados pelo sistema *Vicon*. Com o conjunto de dados obtidos, os autores extraíram os ângulos articulares decompostos segundo a seqüência de Euler. Esta foi descrita como rotações em três eixos: **1** - flexão/extensão sobre o eixo médio lateral fixo na coxa; **2** - rotação interna/externa sobre o eixo da tíbia; **3** - abdução/adução sobre um eixo flutuante definido como produto vetorial dos dois eixos descritos anteriormente.

Durante as análises os autores acima citados apontaram que o erro existente está nas medições dos conjuntos de marcadores dos dois sistemas mecânicos de segmentos, e este erro está relacionado ao posicionamento desses marcadores. Esses erros foram corrigidos pelos autores através da reorientação do eixo de flexão resultante da medição dos ângulos articulares para cada segmento do sistema mecânico. Para o sistema em que somente a flexão foi realizada o ajuste feito foi de 6.4° e o ajuste para o mecanismo em que ocorre flexão de 90° com 15° de rotação interna foi de 9.7°. No erro encontrado no movimento realizado por um sujeito normal, está no deslocamento do marcador do

ponto anatômico fixado na parte distal do fêmur, e este deslocamento acarretou um desalinhamento na orientação do eixo de flexão do joelho em 19.5° , no segmento sem a ocorrência do movimento de “parafuso”. O deslocamento sobre o eixo de flexão no segmento com a ocorrência do movimento de “parafuso” foi de 8.5° . Como conclusão, os autores sugeriram que estes erros podem ser evitados definindo o eixo de flexão do joelho o mais próximo do “verdadeiro” eixo do movimento.

Como ainda não se tem em mãos um grande número de protocolos de experimentos que envolvam o posicionamento e orientação dos segmentos inferiores durante a realização de tarefas esportivas, é importante ressaltar estudos de análise de marcha em que os protocolos experimentais possam ser aplicados na tarefa de interesse desse estudo.

ANDRADE et al (2003) propuseram um protocolo experimental para análise da marcha aplicando simultaneamente análise cinemática e antropométrica. Os autores utilizaram marcadores de superfície fixados sobre a pele para identificar marcas anatômicas, e também utilizaram conjuntos de marcas técnicas. Para definição dos sistemas locais de coordenadas dos segmentos superiores e inferiores, durante a realização da tarefa (caminhar a uma velocidade preferida), eles utilizaram somente o sistema de marcas técnicas. Essas marcas eram cruces que possuíam marcadores em três de suas quatro extremidades. Os autores

seguiram a mesma seqüência de rotação dos ângulos de Euler proposta por CHAO (1980). Os ângulos com valores positivos foram relacionados aos movimentos de inclinação lateral esquerda, rotação para esquerda e flexão para pelve, cabeça ou tronco, e abdução, rotação interna e flexão para as articulações do tornozelo, do joelho, do quadril, do cotovelo e do ombro. A metodologia proposta mostrou a integração entre a aquisição de parâmetros cinemáticos e antropométricos com a utilização de um sistema viável e de baixo custo.

ARAÚJO (2003) propôs a associação de dois protocolos biomecânicos de representação do corpo humano na aplicação da análise da marcha. Um deles foi anteriormente proposto por ANDRADE et al (2003) e o outro foi proposto por VAN DER HELM (2002) apud ARAÚJO (2003). Este segundo protocolo propõe a representação do ombro através de sistema de coordenadas locais da escápula, do úmero, da clavícula, do esterno e do tronco. A integração dos protocolos mostrou-se eficaz na identificação do padrão de marcha.

Os protocolos propostos por ANDRADE et al (2003) e ARAÚJO (2003) para os membros inferiores serão utilizados como base para a definição da posição da fixação dos marcadores utilizados nesse estudo.

Desse modo, este estudo segue descrevendo a metodologia utilizada para o cálculo e análise dos dados, de acordo com a revisão de literatura apresentada acima.

5. Materiais e métodos

5.1. Materiais:

Neste estudo, para obtenção das imagens a serem trabalhadas, foram utilizadas quatro (4) câmeras digitais de vídeo (JVC® GR-9800u), que estavam fixadas em quatro (4) tripés (Vanguard®), e quatro (4) fitas digitais de vídeo.

Após realizar a aquisição das imagens, estas foram capturadas utilizando uma placa de vídeo Studio DV (Pinnacle®), e passaram a ser trabalhadas no software Dvideow® (BARROS et al., 1999; FIGUEROA et al., 2003), no qual foram realizados os procedimentos de sincronização, desentrelaçamento, medição, calibração e reconstrução tridimensional.

Os procedimentos de suavização, definição dos sistemas locais de coordenadas (L) de cada segmento corporal, ângulos articulares, quantificação da velocidade da bola, comparação das variáveis angulares e verificação da

ocorrência de diferenças entre os dois tipos de chute foram realizados através de rotinas desenvolvidas no programa Matlab[®].

5. 2. Participantes:

Foram participantes desse estudo 3 universitárias destras (tabela 1), participantes do Projeto de Extensão em Futebol Feminino, do Departamento de Educação Física da Unesp – Campus de Rio Claro. Todas elas assinaram termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, protocolo número 2252.

A seleção das participantes foi aleatória, seguindo somente a premissa de todas participarem do projeto de extensão universitária regularmente. Desse modo, garantiu-se que todas elas são praticantes de futebol e aptas a realizarem a tarefa proposta.

Tabela 1: Dados antropométricos das participantes

Participantes	Altura (cm)	Massa corporal (kg)	Idade (anos)	Chuteira (n°)
A	165	61	21	36
B	163	53	20	35
C	165	54	21	36

5. 2. 1. Preparação da Participante:

Para realização da tarefa as participantes vestiam top, sunguini, meia-calça preta e calçavam a chuteira que usam habitualmente para treinar e jogar.

Para obtenção dos dados cinemáticos foram utilizados marcadores esféricos branco com diâmetro de 2,5 cm costurados a uma base de velcro adesivo preto fixados diretamente na pele da participante. Estes marcadores foram fixados nos seguintes acidentes ósseos identificados através da técnica de anatomia palpatória (FIELD, 2001). Os marcadores dos segmentos inferiores (coxa, perna e pé) foram fixados somente do lado direito.

5.3. Protocolo de coleta:

As filmagens foram realizadas no Campo de Futebol pertencente ao Departamento de Educação Física, Instituto de Biociências da UNESP – Campus Rio Claro.

5.3.1. Preparação do local de coleta:

Antes de realizar a filmagem, as câmeras foram posicionadas de maneira a visualizar todos os marcadores em ao menos duas câmeras durante a realização do movimento de interesse, câmera 1 – C1: 3,50m para a esquerda do pé da trave esquerda em relação ao goleiro e 1,50m para dentro do campo em relação a linha de fundo, câmera 2 – C2: 6,45m para esquerda da trave esquerda e 10,50m da linha de fundo, câmera 3 – C3: 6,20m para a esquerda da trave esquerda e 16,75m da linha de fundo e câmera 4 – C4: 0,60cm para a direita da trave esquerda e 21m da linha de fundo, formando um semi-círculo como mostra na Figura 1. As câmeras estavam ajustadas com shutter a 1/250, foco e balanço de branco manuais e frequência de aquisição de 120 Hz. Estes ajustes, uma vez iniciada a gravação, permaneceram os mesmos até o final da filmagem.

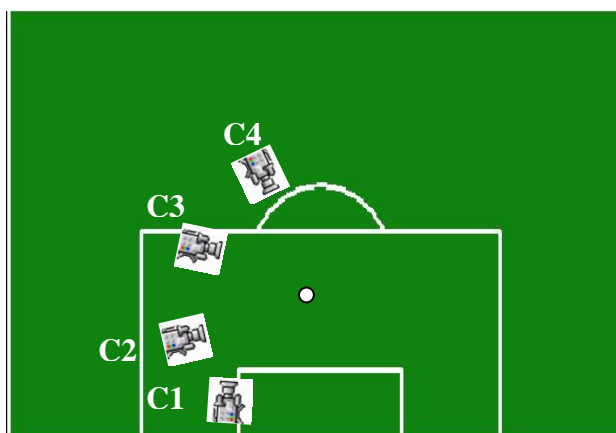


Figura 1: Desenho esquemático do posicionamento das câmeras para coletas das imagens.

5.3.2. Descrição da Tarefa:

A tarefa foi explicada verbalmente a cada participante. Esta consistiu em 2 séries de 5 chutes cada, de modo que os 5 primeiros foram chutes de precisão, considerado de precisão através do contato da região medial do pé com a bola, e os 5 últimos foram chutes de potência, considerado de potência através do contato do dorso do pé com a bola. Os chutes foram simulações de pênalti, nas quais a bola estava inicialmente parada a uma distância de 11 m da linha de fundo do campo de futebol. O total de tentativas analisadas foi de 14 para o chute de precisão e 12 para o chute de potência.

Em cada tentativa a participante tinha como objetivo acertar um alvo de 1 m² de dimensões e preso ao centro na trave. A participante estava autorizada a realizar a tentativa após o sinal de um apito.

Ao início de cada coleta de dados, com cada participante, foi realizada a filmagem de cada uma delas em posição ortostática (frame de referência), com os braços elevados com as mãos sobre a cabeça. Esta tomada estática foi feita para que a posição neutra média fosse calculada.

5.4.Procedimentos para obtenção das variáveis cinemáticas:

5.4.1 Captura das imagens:

Após as filmagens, as imagens foram capturas e armazenadas no computador através da placa de captura e software *StudioDV* (Pinnacle®).

5.4.2 Desentrelaçamento das imagens:

Durante a aquisição dos quadros (*frames*) das imagens ocorre uma justaposição dos campos (*fields*) ímpares e pares das imagens. O processo de desentrelaçamento das imagens consiste em separar os dois campos (*fields*). O desentrelaçamento foi realizado do instante em que a participante retira o pé de chute no último passo da corrida de aproximação (fase inicial), até o momento em que o mesmo faz contato com a bola (fase final).

A Figura 2 exemplifica as duas fases do chute consideradas para análise dos dados: fase de apoio determinada do instante de retirada do pé de chute do solo até o total aplainamento do pé de apoio, e fase de contato que consiste do final da fase de apoio até o instante do contato do pé com a bola.



Figura 2: **A** – início da fase de apoio, **B** – final da fase de apoio e início da fase de contato e **C** – final da fase de contato.

5.4.3 Sincronização

As imagens foram sincronizadas através do sinal sonoro de um apito feito durante as filmagens. Este procedimento é possível, pois o programa utilizado dispõe de um recurso em que permite visualizar o sinal sonoro e o quadro correspondente em que este aparece. Além desse sinal de apito, a sincronização foi realizada através do sinal sonoro produzido pelo toque do pé na bola ao final do ciclo de interesse de análise.

5.4.4 Medição:

A medição consiste em identificar na imagem da participante os marcadores nela fixados e rastreá-los até o final da ação. Para que o rastreamento (*tracking*) automático seja possível faz-se necessária a identificação manual somente no primeiro quadro. Isto é feito por um operador de maneira visual, dos pontos de interesse nas imagens e após esta identificação é possível realizar o *tracking* automático dos marcadores.

O *tracking* automático utiliza o recurso de aplicação de algoritmos de extrações de padrões nas seqüências de imagens. Esses algoritmos são ferramentas que podem ser selecionadas de acordo com a necessidade de cada imagem e fazem parte do programa utilizado. Esse procedimento também possibilita a intervenção do operador quando necessário. Esta necessidade de intervenção pode ocorrer por oclusão do marcador pela passagem do braço em frente ao mesmo ou também diminuição do contraste entre o marcador e parte do corpo da participante ocasionada por sombras.

5.4.5 Calibração:

Através da utilização de um objeto calibrador de dimensões conhecidas (2.97m x 1.47m x 0.935m), torna-se possível definir um sistema global de referências (**G**), o qual foi utilizado para localizar e acompanhar o deslocamento dos pontos de interesse em função do tempo. A posição destes pontos é definida através de três coordenadas cartesianas independentes.

O sistema adotado consiste de três vetores linearmente independentes (**X**, **Y**, **Z**) (ZATSIORSKY, 1998), definidos de maneira que o eixo **Z** está orientado na vertical (para cima), o eixo **Y** está orientado em direção ao gol e perpendicular ao eixo **Z**, e o eixo **X** é produto vetorial de **Y** por **Z** (Figura 3).

O objeto calibrador foi construído com hastes de metal em forma de um paralelogramo e foram fixados marcadores passivos de 1,5 cm de diâmetros, conforme mostra a Figura 3.

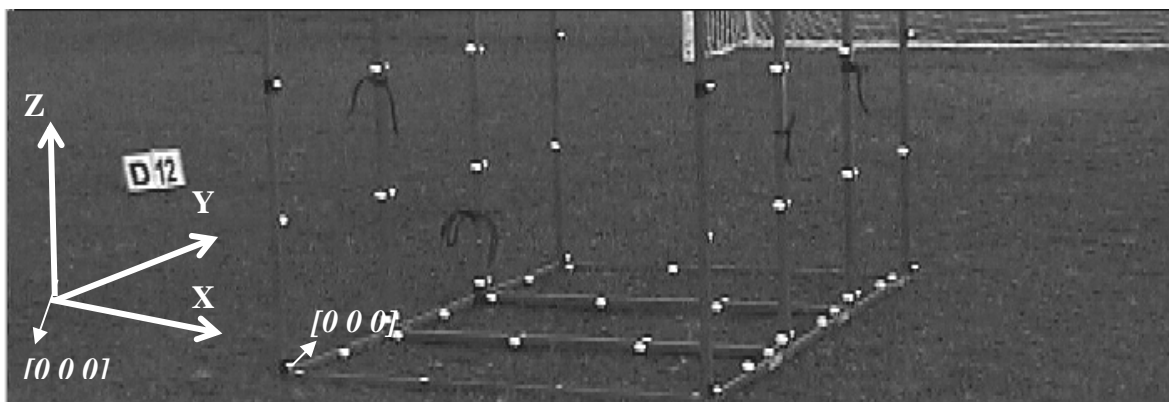


Figura 3: Sistema global de referências (**G**), imagem do calibrador vista da câmera 4.

5.4.6 Reconstrução Tridimensional:

O processo de calibração e reconstrução tridimensional foi primeiramente proposto por Abdel-Aziz e Karara(1971), e é conhecido como *Direct Linear Transformation (DLT)*. E este está implementado no programa *Dvideow*.

Através da imagem do objeto calibrador acima identificam-se os pontos de interesse e desses tem-se as coordenadas cartesianas medidas diretamente. Durante o processo de medição estes pontos são identificados na tela do computador e as coordenadas são introduzidas e salvas em um arquivo de calibração. Este arquivo foi utilizado para calibração das imagens das

participantes realizando a tarefa. Desse modo, o programa realiza a reconstrução tridimensional dos marcadores fixados na participante.

5.5 Tratamento dos dados:

Nessa fase desse trabalho foi utilizado o programa Matlab[®] 6.5 (*Mathworks*), no qual foram desenvolvidas rotinas para suavização, determinação dos sistemas de coordenadas locais (L), cálculo dos ângulos articulares, cálculo da velocidade da bola e da acurácia do sistema para o total de 22 tentativas de cada tipo de chute.

5.5.1 Suavização:

A suavização dos dados também foi realizada com o uso desse programa e a função utilizada foi *loess* (Cunha e Lima Filho, 2003).

5.5.3 Acurácia do estudo:

O cálculo da acurácia do estudo foi realizado a cada coleta de dados. Isto foi feito para obter acurácia do sistema. O procedimento de coleta de dados para verificação da acurácia foi realizado do seguinte modo: ao final de cada coleta, filmou-se o movimento de uma haste realizado por um experimentador pelo volume calibrado Figura 4. A haste consistia em um bastão encapado com fita de

cor preta e em suas duas extremidades foram fixadas esferas de isopor branco de diâmetro igual aos dos marcadores utilizados. Além da filmagem realizada a cada coleta de dados o comprimento da haste também foi medido a cada nova obtenção de dados. Quanto menor o valor da acurácia mais acurado é o experimento (VUOLO, 1996).



Figura 4: Imagem da haste durante a coleta de dados para posterior cálculo da acurácia.

O cálculo da acurácia foi feito através da seguinte equação (1):

$$a^2 = b^2 + p^2 \quad (1)$$

onde, a é a acurácia a ser calculada, b é o *bias*, diferença do valor médio encontrado e o valor real, e p é a precisão, erro aleatório. O valor da distância entre os 2 marcadores fixados na haste foi calculado através da equação 2. O *bias* e a precisão foram calculados conforme as equações 3 e 4.

$$d(i) = \sqrt{(x2(i) - x1(i))^2 + (y2(i) - y1(i))^2 + (z2(i) - z1(i))^2} \quad (2)$$

$$b = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |vr - d(i)| \quad (3)$$

$$p = \sqrt{\left(\frac{1}{n-1}\right) \sum_{i=1}^n (d(i) - \bar{d})^2} \quad (4)$$

onde, na equação 2 i corresponde a cada linha da matriz de dados, sendo que $i = 1 \dots n$ e n corresponde ao número total de linhas dessa matriz, $d(i)$ é a distância euclidiana entre os marcadores fixados na haste foi calculada, $x1(i)$ $y1(i)$ e $z1(i)$ correspondem as coordenadas do marcador 1 fixado na haste em cada instante i , $x2(i)$ $y2(i)$ e $z2(i)$ correspondem as coordenadas do marcador 2 fixado na haste em cada instante i .

Na equação 3 é obtido o valor do bias, onde $| |$ é o modulo do vetor, vr é o valor real da haste medido diretamente. Na equação 4 é obtido do valor da precisão, na qual \bar{d} é o valor médio do tamanho medido da haste.

5.5.3 Definição dos sistemas de coordenadas locais - Orientação de cada segmento:

Para a construção dos sistemas de coordenadas locais de cada segmento (L_s) foram utilizados os marcadores fixados nos pontos anatômicos a seguir:

Pelve:

p1 – ponto médio entre as espinhas ilíacas postero-superiores direita e esquerda

p2 – espinha ilíaca ântero-superior direita

p3 – espinha ilíaca ântero-superior esquerda

Coxa:

p4 – trocânter maior do fêmur

p5 – côndilo lateral do fêmur

p6 – côndilo medial do fêmur (somente durante o *frame* de referência)

Perna:

p7 – tuberosidade da tíbia

p8 – cabeça da fíbula

p9 – maléolo lateral

p10 – maléolo medial (somente durante o *frame* de referência)

Pé: (todos marcadores serão fixados sobre a chuteira)

p11 – calcâneo

p12 – falange distal do 2° metatarso (somente durante o *frame* de referência)

p13 – parte mais lateral do cubóide

p14 – falange distal do 5° metatarso

Os segmentos de interesse foram considerados como quatro corpos rígidos ligados por suas respectivas articulações (ZATISIORSKY, 1998).

Esses sistemas L_S definiram as orientações de cada segmento, e permitiram quantificar as rotações realizadas por cada articulação. O cálculo dos ângulos de cada rotação foi feito através da posição do sistema L_{S1} fixo no segmento distal em relação ao sistema L_{S2} fixo no segmento proximal. Isto foi feito para o cálculo dos ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo. O sistema L_S da pelve foi relacionado ao sistema de coordenadas Global (G).

Os sistemas L_S foram definidos por versores representados pelas letras i , j e k , em caixa baixa e tem como origem o ponto O . A definição desses eixos foi realizada com auxílio de vetores definidos com a utilização dos marcadores de isopor e denominados de vetores auxiliares v_n . As definições desses sistemas foram modificadas de LEVANNON & DAPENA (1998) e ANDRADE et al (2003).

5.5.3.1 Construção do sistema L_{PV} - Pelve:

O sistema local de referências da pelve será chamado de L_{PV} . Para construção desse sistema foram utilizados os marcadores fixos nesse segmento. Esses correspondem ao ponto médio entre as espinhas ilíacas postero-superiores direita e esquerda, e as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda.

A origem do sistema foi definida no ponto médio O entre as espinhas ilíacas ântero-superiores ($p2$ e $p3$). Dois vetores auxiliares foram definidos ($v1$ e $v2$). O vetor $v1$ foi definido com origem no ponto médio das espinhas ilíacas postero-superiores ($p1$) e extremidade no ponto correspondente a espinha ilíaca ântero-superior direita ($p3$). O vetor $v2$ foi definido com origem no ponto médio ($p1$) e extremidade no ponto correspondente a espinha ilíaca ântero-superior esquerda ($p2$). Esses dois vetores definiram o plano α .

O sistema local de coordenadas da pelve L_{PV} foi definido com o versor i apontando para o ponto $p3$. O versor k foi definido como produto vetorial dos vetores auxiliares $v1$ e $v2$. E o versor j foi estabelecido como produto vetorial dos versores k e i , como mostra a Figura 5.

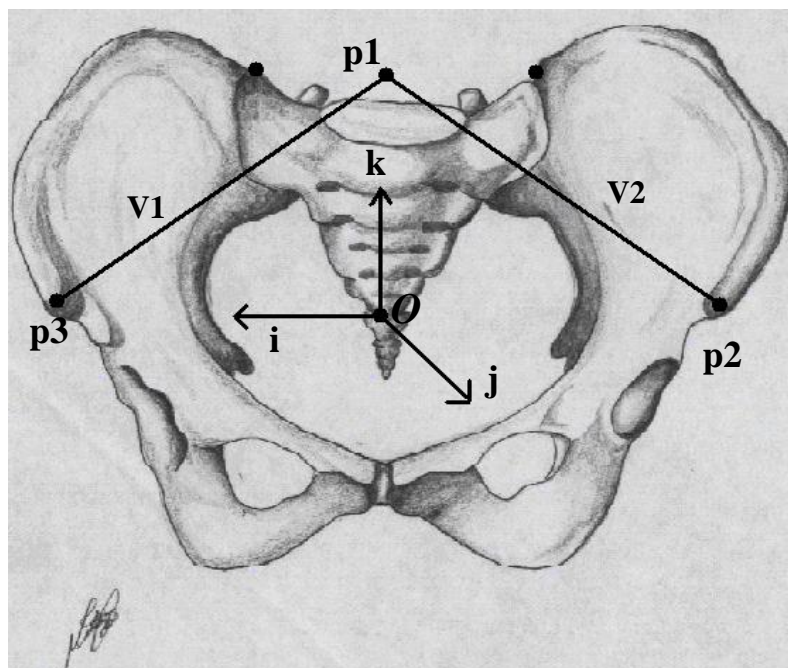


Figura 5: Sistema local de coordenadas L_{PV} , Pelve – vista anterior (desenho feito a mão).

Fonte: SPENCE (1991).

Definição modificada de ANDRADE (2002).

Vetor O , ponto médio entre $p2$ e $p3$:
$$O = \frac{p2 + p3}{2}$$

Vetores auxiliares:
$$v_1 = p3 - p1 \quad v_2 = p2 - p1$$

Versor $i = \frac{p3 - O}{\|p3 - O\|}$ Versor $k = \frac{v_1 \wedge v_2}{\|v_1 \wedge v_2\|}$ Versor $j = \frac{k \wedge i}{\|k \wedge i\|}$

5.5.3.2 Construção do sistema L_{CX} – Coxa:

Os vetores do sistema local de coordenadas da coxa L_{CX} foram definidos com o auxílio do vetor v_3 , e este tem origem em $p8$ (cabeça da fíbula), apontando para $p9$ (maléolo lateral) (LEVANNON & DAPENA, 1998). Após a definição desse

vetor v_3 , o vetor v_4 foi definido com sua extremidade em p_5 (côndilo lateral do fêmur), apontando para p_4 (figura 6 A). O vetor k foi definido da mesma maneira que o vetor v_4 , porém com sua origem em p_4 , e manteve a direção e sentido do vetor v_4 . O vetor i foi definido como produto vetorial do vetor k pelo vetor v_3 . E o vetor j como produto vetorial de k por i (figura 6 B).

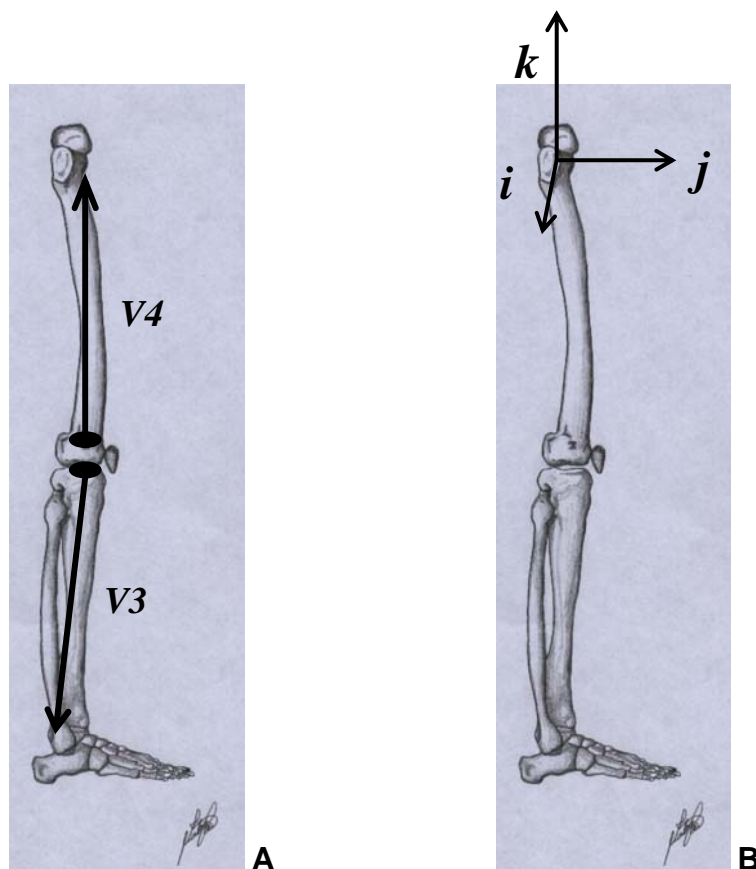


Figura 6: **A** – determinação dos vetores auxiliares; **B** – L_{cx} – Sistema local da coxa (desenho feito a mão).

Fonte: SPENCER (1991)

Definição segundo LEVANNON & DAPENA (1998).

$$\text{Vetos auxiliar: } \mathbf{v}_3 = \mathbf{p}_9 - \mathbf{p}_8 \quad \mathbf{v}_4 = \mathbf{p}_4 - \mathbf{p}_5$$

Determinação dos eixos do sistema local da coxa:

$$\text{Versor } \mathbf{k} = \frac{\mathbf{v}_4}{\|\mathbf{v}_4\|} \quad \text{Versor } \mathbf{i} = \frac{\mathbf{k} \wedge \mathbf{v}_3}{\|\mathbf{k} \wedge \mathbf{v}_3\|} \quad \text{Versor } \mathbf{j} = \frac{\mathbf{k} \wedge \mathbf{i}}{\|\mathbf{k} \wedge \mathbf{i}\|}$$

5.5.3.3 Construção do sistema L_{pr} – Perna:

A construção desse sistema local de coordenadas L_{pr} foi realizada através dos marcadores fixados na perna e o protocolo de definição foi modificado do utilizado pelos autores LEVANON & DAPENA (1998) para análise dos movimentos da articulação do joelho. A origem do sistema foi definida em \mathbf{p}_8 . O versor \mathbf{k} foi definido com extremidade no ponto \mathbf{p}_9 apontando para o ponto \mathbf{p}_8 . O versor \mathbf{i} como produto vetorial de \mathbf{k} por \mathbf{v}_4 (definido anteriormente para o sistema L_{cx}). E o versor \mathbf{j} foi definido como produto vetorial de \mathbf{k} por \mathbf{i} (figura 7).

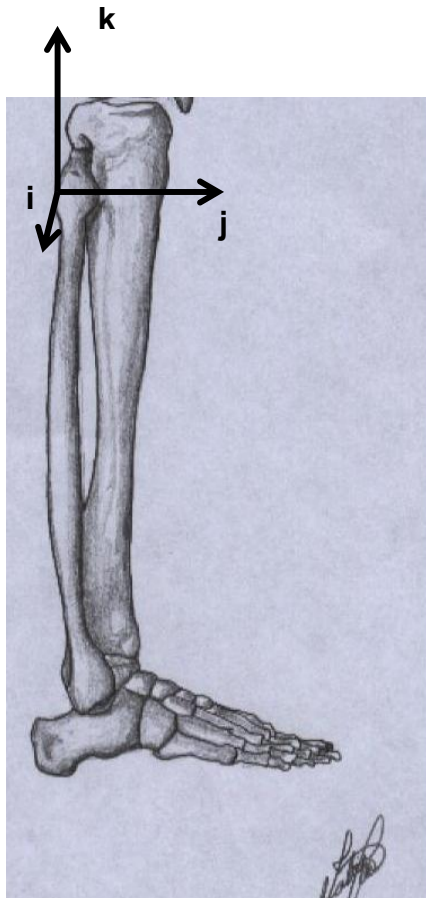


Figura 7: ***L_{pr}*** – Sistema local da perna (desenho feito a mão).
 Fonte: SPENCER (1991)

Definição modificada de LEVANON & DAPENA (1998)

Vetor auxiliar: $v_4 = p_4 - p_5$ (definido para o sistema L_{cx}).

Determinação dos eixos do sistema local da perna:

$$\text{Versor } k = \frac{p_8 - p_9}{\|p_8 - p_9\|} \quad \text{Versor } i = \frac{k \wedge v_4}{\|k \wedge v_4\|} \quad \text{Versor } j = \frac{k \wedge i}{\|k \wedge i\|}$$

5.5.3.4 Construção do sistema L_{PE} – Pé:

O sistema L_{PE} do pé teve sua origem em **p11** (calcâneo). O vetor auxiliar v_7 e foram definidos como um vetor com extremidade em **p11** apontando para **p14** (falange distal do 5° metatarso) e o vetor v_8 foi definido também com extremidade em **p11** apontado para **p13** (porção mais lateral do cubóide). Desse modo, definiu-se o plano λ próximo ao plano sagital do pé (figura 8A).

O verso k foi determinado com extremidade no ponto **p11** com sentido e direção opostos ao do vetor v_7 . O versor i foi determinado pelo produto vetorial dos vetores auxiliares v_7 e v_8 . E o versor j foi definido como produto vetorial de k por i (Figura 8B).

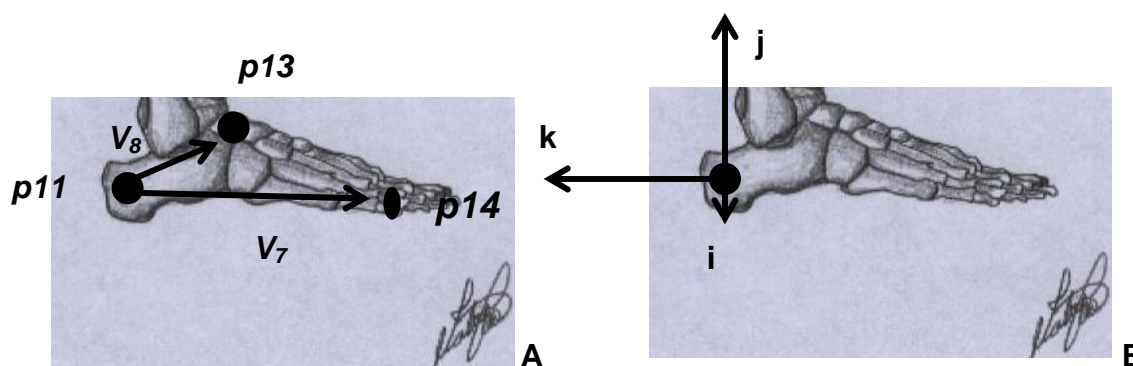


Figura 8: **A** – determinação dos vetores auxiliares; **B** – L_{PE} - Sistema local do pé.

Fonte: SPENCER (1991)

Definição modificada de ANDRADE (2002).

$$\text{Vetores auxiliares: } \quad \mathbf{v}_7 = \mathbf{p14} - \mathbf{p11} \quad \mathbf{v}_8 = \mathbf{p13} - \mathbf{p11}$$

Determinação dos eixos do sistema local do pé:

$$\text{Versor } \mathbf{k} = \frac{\mathbf{p11} - \mathbf{p14}}{\|\mathbf{p11} - \mathbf{p14}\|} \quad \text{Versor } \mathbf{i} = \frac{\mathbf{v}_7 \wedge \mathbf{v}_8}{\|\mathbf{v}_7 \wedge \mathbf{v}_8\|} \quad \text{Versor } \mathbf{j} = \frac{\mathbf{k} \wedge \mathbf{i}}{\|\mathbf{k} \wedge \mathbf{i}\|}$$

5.5.4 Ângulos de Rotações:

Os ângulos articulares (φ , θ , ψ) foram calculados utilizando a convenção dos ângulos de Euler descrita na revisão de literatura. Esta convenção é constituída por uma seqüência de 3 rotações de um sistema de coordenadas local (\mathbf{i} , \mathbf{j} , \mathbf{k}) comparado a outro sistema de coordenadas global (\mathbf{I} , \mathbf{J} , \mathbf{K}). Foi considerada como primeira rotação aquela realizada sobre o eixo \mathbf{k} , a segunda rotação a realizada sobre o eixo \mathbf{j}' deslocado pela primeira rotação, e a terceira rotação foi considerada a realizada sobre o eixo \mathbf{i}'' deslocado pelas duas rotações anteriores. A sinalização do apóstrofe indica que os eixos do sistema local foram deslocados pelas rotações antecedentes.

O cálculo dos ângulos de rotação foi feito através da combinação das matrizes de rotações que são mostradas abaixo:

$$\begin{pmatrix} \cos \varphi & -\text{sen } \varphi & 0 \\ \text{sen } \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \Rightarrow [R]_{\varphi}$$

1- Matriz de rotação sobre o eixo **K**

$$\begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \text{sen } \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen } \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \Rightarrow [R]_{\theta}$$

2- Matriz de rotação sobre o eixo **J**

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\text{sen } \psi \\ 1 & \text{sen } \psi & \cos \psi \end{pmatrix} \Rightarrow [R]_{\psi}$$

3- Matriz de rotação sobre o eixo **I**

A matriz de rotação resultante consiste em uma matriz 3x3 contendo os três ângulos de Euler (equação 3), segundo ZATSIORSKY (1998).

$$[R] = [R]_{\varphi} [R]_{\theta} [R]_{\psi} \quad (3)$$

Desse modo, os ângulos articulares foram calculados segundo a seqüência $\varphi, \theta, \psi - (k j' i'')$, os quais representam um tipo de movimento para a pelve e para

as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Na pelve os movimentos de anteversão/retroversão são representados pelo ângulo φ , inclinação lateral esquerda/direita é representada pelo ângulo θ e o movimento de rotação à direita/esquerda são representados pelo ângulo ψ . Os movimentos de flexão/extensão são indicados pelo ângulo φ , para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, porém para o tornozelo estes movimentos recebem os nomes de dorsiflexão/flexão plantar. Os movimentos de abdução/adução são indicados pelo ângulo θ para a articulação do quadril. Os movimentos de rotação interna/externa são representados pelo ângulo ψ para as articulações do quadril e tornozelo. Esse mesmo ângulo representa os movimentos de inversão/eversão realizados pela articulação do tornozelo.

Os valores positivos dos ângulos articulares foram relacionados aos movimentos de retroversão, inclinação lateral para a direita e rotação à esquerda para a pelve. Para o quadril foram considerados os movimentos de flexão, adução e rotação interna. Os únicos movimentos considerados para a articulação do joelho foram flexão (valores negativos) e extensão (valores positivos). Para a articulação do tornozelo foram considerados os movimentos de dorsiflexão, rotação externa e inversão.

5.5.5 Velocidade da bola:

Para o cálculo da velocidade da bola foram utilizados 10 quadros subseqüentes ao toque do pé na mesma. Uma reta foi ajustada ao eixo Y versus o tempo em que a bola realiza o movimento de vôo, e uma parábola foi ajustada ao eixo Z versus e ao eixo X versus o tempo. As equações da reta e das parábolas foram utilizadas para estimar as componentes da velocidade da bola após o contato do pé. A magnitude do vetor da velocidade da bola foi calculada através desses componentes.

5.6 Tratamento estatístico:

A análise da comparação dos dois tipos de chute foi realizada do intervalo de confiança da mediana. Através dessa análise pode-se verificar se há diferença entre os dados analisados quando o intervalo de confiança inferior de um conjunto de dados **G1** é maior do que o intervalo de confiança superior do conjunto de dados **G2**, ou o contrário, quando o intervalo de confiança superior do conjunto **G1** é menor do que o intervalo de confiança inferior do conjunto **G2**. A ocorrência das situações descritas acima mostra um nível de significância de $p < 0.05$ (McGILL et al, 1978).

6. Resultados e Discussão

Os dados apresentados a seguir são referentes a 14 tentativas dos chutes de precisão e 12 tentativas dos chutes de potência.

A acurácia encontrada nesse estudo foi de 10.68 mm. Este valor é aceitável já que ele é menor do que o raio dos marcadores utilizados.

Para comparar as velocidades da bola e verificar se há diferença nos dois tipos de chute serão apresentados os *boxplots* contendo o intervalo de confiança.

Além disso, serão apresentados os valores médios (\pm desvio padrão) dos ângulos nos seguintes instantes: início do ciclo (instante de retirada do pé de chute no último passo da corrida de aproximação) e final do ciclo (contato do pé com a bola) dos chutes de precisão (PC) e de potência (PT), conforme mostra a figura 9.



Figura 9: fases do chute em que os valores médios são citados – A: início do ciclo (retirada do pé de chute do solo), B: final do ciclo (contato do pé de chute com a bola).

Também serão apresentadas as curvas médias (\pm desvio padrão) de cada ângulo de rotação em função do ciclo do movimento para o segmento pelve e para as articulações do quadril, joelho e tornozelo em cada tipo de chute.

Por fim, serão apresentadas as curvas das medianas (\pm intervalo de confiança) para comparar os dois tipos de chute e verificar as diferenças encontradas. Desse modo, identifica-se em que instante do ciclo do movimento há diferença nos ângulos das articulações entre os chutes e quais são os segmentos corporais que apresentam diferenças na comparação dos dois tipos de chutes.

6.1. Velocidade da bola para os chutes de precisão e potência

Foi verificado através do cálculo da velocidade da bola que não há uma diferença significativa entre os 2 tipos de chute. Entretanto, pode-se verificar uma

tendência do chute de potência apresentar velocidades maiores, como mostra a Figura 10.

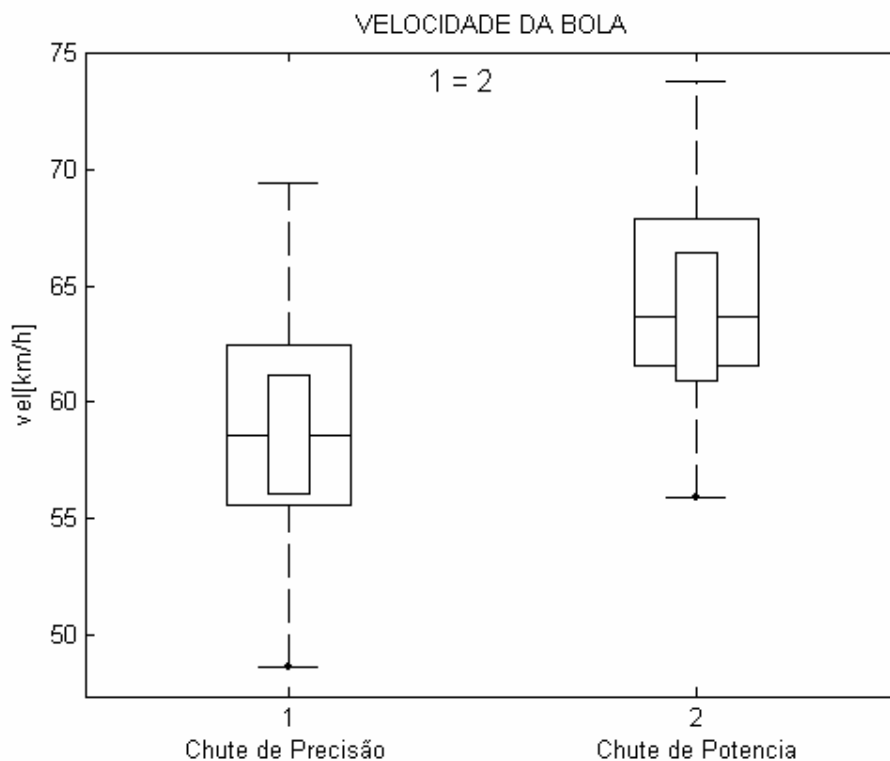


Figura 10: Boxplot da velocidade da bola para os chutes de precisão (1) e de potência (2), para as tentativas válidas de todas as participantes. No qual os chutes de precisão e potência não se apresentam diferentes em relação a velocidade da bola.

Pode-se inferir que o fato de não se encontrar diferenças estatisticamente significativas entre as velocidades da bola seja, provavelmente, devido à restrição da tarefa. Esta foi explicada verbalmente e as participantes deveriam tentar acertar o alvo fixo mesmo nos chutes de potência, chutando com a máxima velocidade possível.

Contudo, verifica-se nos valores da velocidade da bola apresentados por BROWDER et al (1991) em chutes que os autores classificaram como distância curta e distância máxima, uma aproximação com os valores encontrados nessa pesquisa nos chutes tipo precisão e potência.

6.2. Comparação das variáveis angulares para o segmento pelve e articulações do quadril, do joelho e tornozelo.

A seguir, como descrito acima, serão apresentadas as curvas médias \pm desvios padrão e os valores médios nos instantes do início da fase de apoio do chute e ao final da fase de contato do pé com a bola.

A média dos ângulos de rotação à direita/esquerda da pelve no início do movimento foi de $-26.64^{\circ} \pm 10.096^{\circ}$ para PC e de $-17.22^{\circ} \pm 8.21^{\circ}$ para PT. Na fase de contato os valores encontrados foram de $-19.35^{\circ} \pm 6.01^{\circ}$ para PC e de $-0.74^{\circ} \pm 6.62^{\circ}$ para PT (figuras 11 e 12).

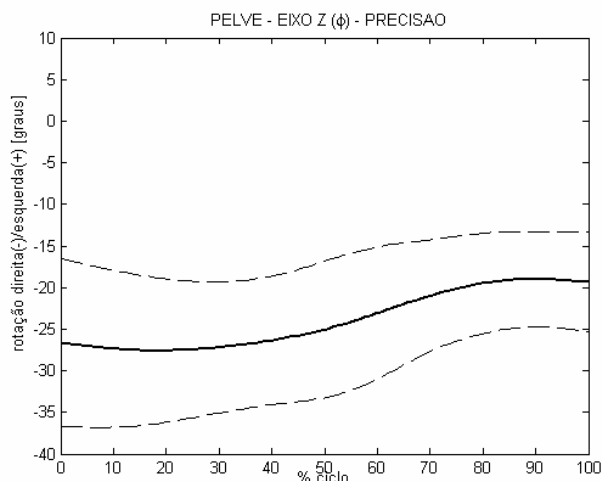


Figura 11: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de precisão.

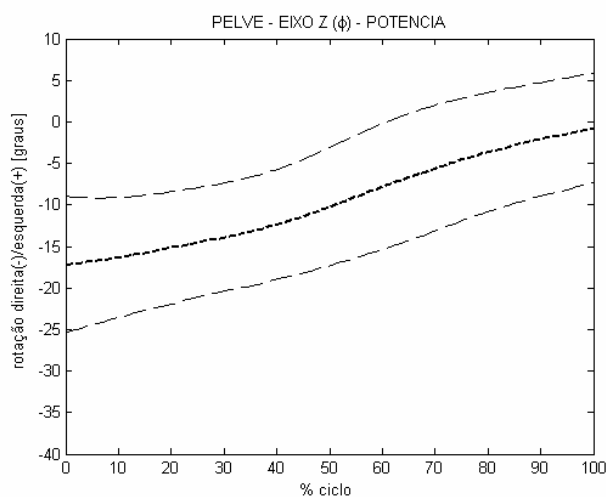


Figura 12: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de potência.

Esta variabilidade apresentada nos valores médios pode ser devido à posição de início de cada tentativa de cada participante, pois o sistema local L_{pv} foi relacionado ao sistema G e isto pode ter contribuído para a presença dessa variabilidade. Isto é um fator que não se pode controlar, uma vez que a intenção

foi não restringir muito as condições para a realização da tarefa. Desse modo, cada participante pode manter sua característica de movimento.

O movimento de rotação direita/esquerda da pelve mostra que durante o chute de precisão esse segmento está continuamente em rotação à direita, o que no chute de potência não é caracterizado por este comportamento, a curva média desse tipo de chute apresenta uma tendência a terminar o movimento de chutar em rotação à esquerda da pelve. Esta característica da rotação à direita para o chute de precisão está de acordo com os resultados relatados por LEVANON & DAPENA (1998), os quais também reportaram que durante a realização do chute de precisão esse segmento mantem-se em rotação à direita.

As diferenças ficam claras nesse movimento da pelve e pode-se verificar que a intenção de tocar a bola com a região medial do pé faz com que a participante realize um movimento de rotação à direita mais acentuado no chute de precisão quando comparado ao chute de potência desde o início da ação de chutar (figura 13). Nos estudos de LEVANON & DAPENA (1998) e BROWDER et al. (1991), os autores não apontaram em quais momentos as diferenças ocorrem para o movimento da pelve.

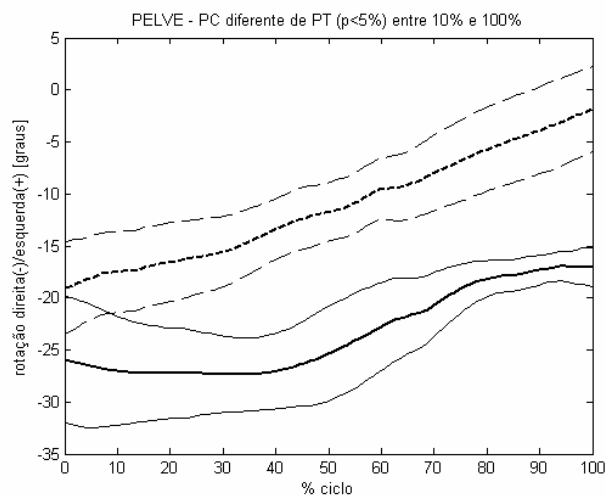


Figura 13: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) para o movimento de rotação direita/esquerda da pelve durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

Pode-se verificar através das médias dos ângulos de inclinação direita/esquerda no início das fases dos chutes os seguintes valores: $-1.47^{\circ} \pm 3.70^{\circ}$ para PC e $1.39^{\circ} \pm 3.78^{\circ}$ para PT, o que caracteriza o movimento de inclinação lateral para a direita, de acordo com o valor médio obtido no quadro de referência que foi de $0.07^{\circ} \pm 1.72^{\circ}$. Ao final do movimento, os valores encontrados foram de $8.47^{\circ} \pm 4.91^{\circ}$ durante PC e de $-1.69^{\circ} \pm 3.50^{\circ}$ no PT (figuras 14 e 15).

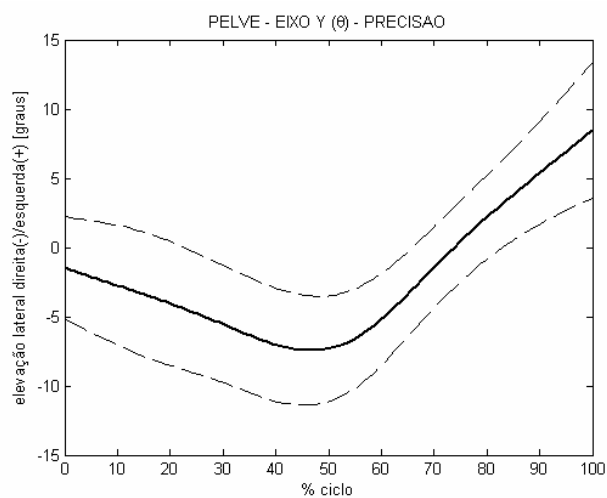


Figura 14: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de precisão.

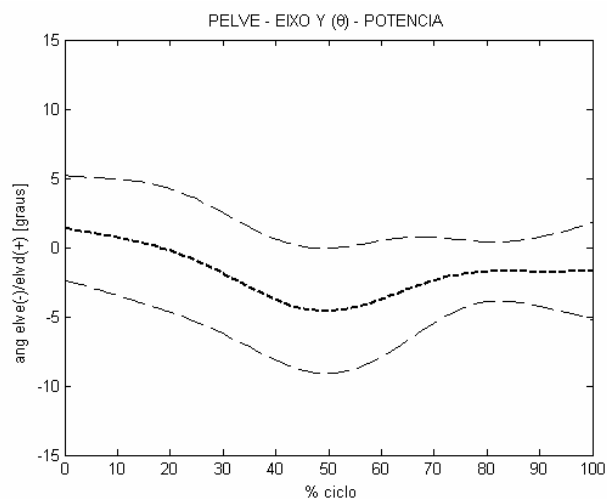


Figura 15: Gráfico da curva média (linha pontilhada menor) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante todo o ciclo do chute de potência.

Os valores acima indicam uma discreta inclinação lateral para a direita durante a execução do PC, e pode ser explicada pela posição que o corpo da participante assume para tocar a bola com a região do pé desejada. Os valores encontrados no início do movimento também estão de acordo como estudo de

ANDRADE et al. (2003), pois o ciclo do movimento do chute inicia-se ao final do último passo da corrida de aproximação, caracterizado pelo afastamento ântero-posterior das pernas, assim como ocorre em um passo da marcha. Os autores acima relatam que a pelve inicia o ciclo da marcha em posição neutra e durante o primeiro apoio simples este segmento apresenta uma inclinação para a direita.

Nesse movimento de inclinação lateral direita/esquerda a pelve apresenta diferenças ao final do movimento, entre 77 e 100% do ciclo do movimento, como pode ser visto na Figura 16. Isto caracteriza a transição da inclinação lateral esquerda para a inclinação lateral direita no chute de precisão. Esta característica marcante é devido à intenção da participante em acertar a bola com a região medial do pé, assim como citado por LEVANNON & DAPENA (1998) e NUNOME (2002). Ao contrário, no chute de potência as participantes mantem-se próximas à posição neutra média.

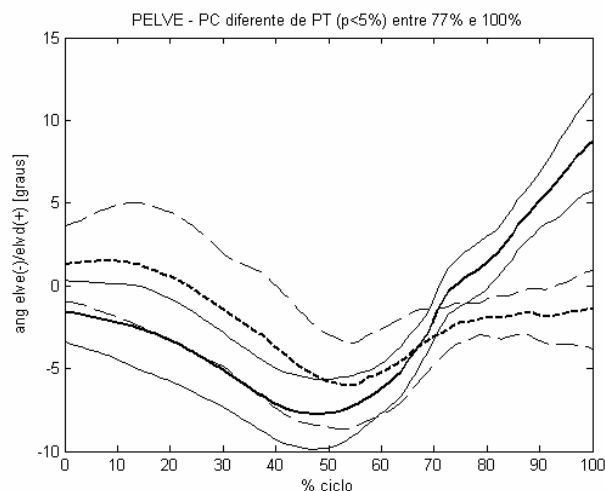


Figura 16: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) movimento de inclinação lateral direita/esquerda da pelve durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

Os valores encontrados para o movimento de anteversão/ retroversão da pelve apresentam-se próximos na realização dos dois tipos de chute. Durante PC, no início do movimento, a média do ângulo para a anteversão/retroversão foi de $-15.25^{\circ} \pm 7.42^{\circ}$, próximo ao valor neutro médio de $-13.19^{\circ} \pm 6.89^{\circ}$ e na fase final de $27.31^{\circ} \pm 5.19^{\circ}$, mostrando a movimentação para frente da pelve. Para PT o valor encontrado no início do movimento foi de $-19.93^{\circ} \pm 3.13^{\circ}$, e ao final do chute o valor encontrado foi de $29.25^{\circ} \pm 7.24^{\circ}$ (figuras 17 e 18). Observa-se que o movimento de anteversão é substituído pelo de retroversão devido à inclinação das espinhas ilíacas ântero-superiores para trás em ambos os chutes. Contudo, o chute de potência apresenta movimento de anteversão mais acentuado, assim como descrito por LEVANON & DAPENA (1998).

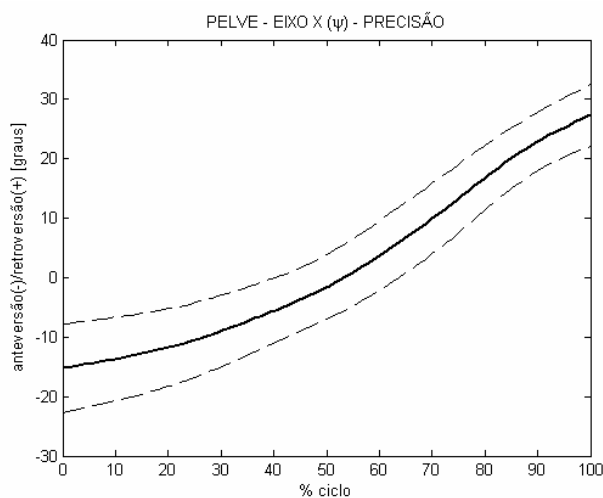


Figura 17: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de anteversão/retroversão da pelve durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão

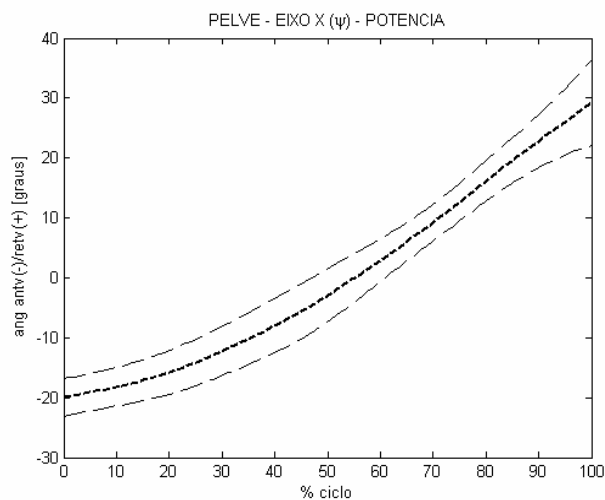


Figura 18: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de anteversão/retroversão da pelve durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.

Entretanto, não foram encontradas diferenças em nenhum instante do ciclo do movimento quando comparado os dois tipos de chute em relação à anteversão/retroversão da pelve (figura 19). Isto pode ser devido ao padrão do movimento de chutar, uma vez que este se inicia com uma corrida de aproximação

e em qualquer tipo de chute tem como característica o afastamento ântero-posterior das pernas no passo que antecede o contato do pé com a bola.

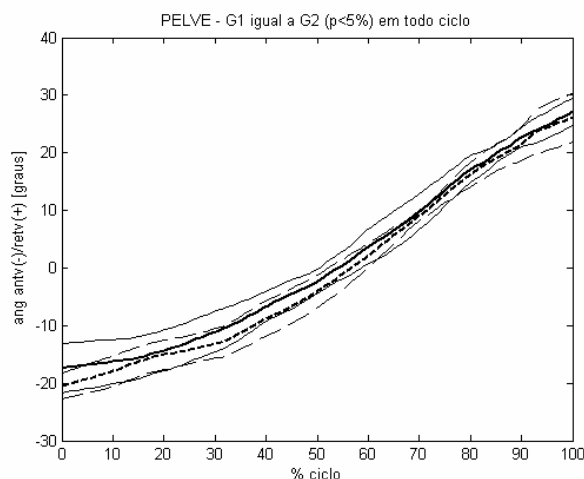


Figura 19: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – PC) e potência (linha pontilhada – PT) movimento de anteversão/retroversão da pelve, durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de PC e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de PT e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

No movimento de flexão/extensão da articulação do quadril foram encontrados os seguintes valores médios no início do movimento $4.04^{\circ} \pm 6.16^{\circ}$ em PC e $2.74^{\circ} \pm 9.46^{\circ}$ para PT, e na fase de contato os valores foram de $39.38^{\circ} \pm 11.67^{\circ}$ durante PC e de $37.13^{\circ} \pm 6.39^{\circ}$ em PT (figura 20 e 21). Estes valores caracterizam a posição estendida do quadril, pois o valor médio encontrado no quadro de referência foi de $17.56^{\circ} \pm 2.17^{\circ}$.

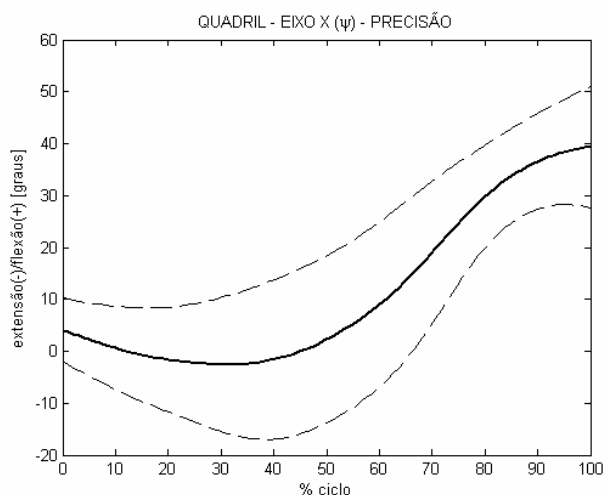


Figura 20: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do quadril, durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.

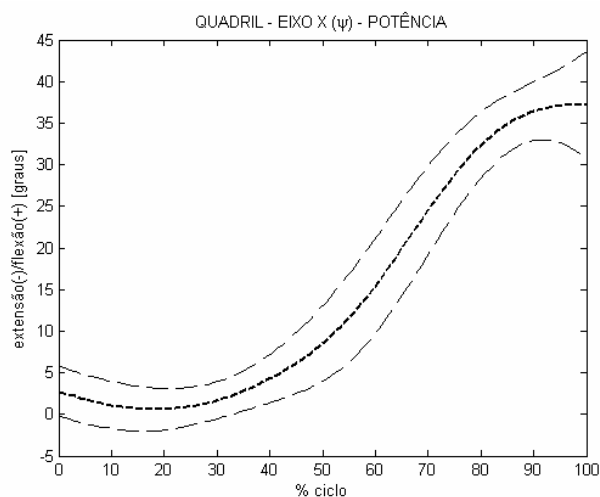


Figura 21: Gráfico da curva média \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do quadril, durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.

As características das curvas médias para os dois tipos de chute apresentam a articulação estendida, porém realizando o movimento de flexão durante todo o ciclo do movimento, porém esta posição é mais acentuada no chute de precisão. Essa característica também está presente nos resultados

apresentados por LEVANON E DAPENA (1998). Os resultados apresentados por ANDRADE et al (2003), no início do segundo duplo apoio, corroboram com os resultados obtidos nesse estudo no início do ciclo do movimento, pois o segundo duplo apoio coincide com o último passo da corrida de aproximação que as participantes realizam antes da ação de chutar.

O movimento de flexão/extensão do quadril não apresenta diferenças significativas quando comparados os dois tipos de chute (figura 22). Como citado acima, o comportamento da articulação durante a realização da ação de chutar é o mesmo, porém pode-se observar o movimento de flexão no chute de precisão mais acentuado do que no chute de potência.

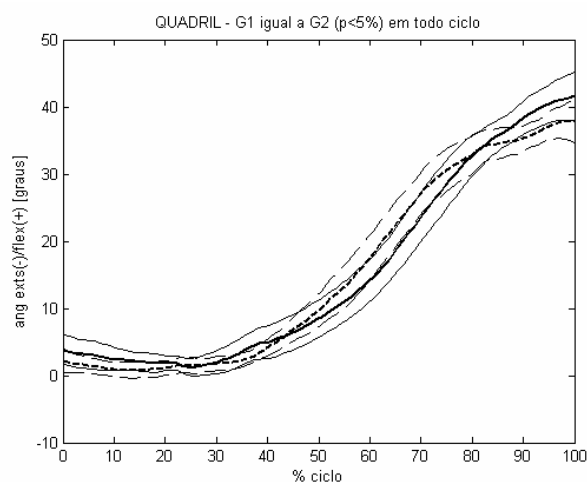


Figura 22: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de flexão/extensão do quadril durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

Para o movimento de abdução/adução do quadril, no início do movimento, foram encontrados os valores médios de $-6.47^\circ \pm 4.40^\circ$ para PC e de $-6.08^\circ \pm 4.08^\circ$ para PT e no instante do contato do pé com a bola os valores foram de $-11.27^\circ \pm 5.01^\circ$ para PC e de $-5.38^\circ \pm 1.83^\circ$ (figura 23 e 24), o que é interpretado como movimento de abdução, pois o valor médio neutro encontrado foi de $10.43^\circ \pm 6.58^\circ$. Nos dois tipos de chute PC e PT o movimento de abdução é identificado. No entanto no chute PT a amplitude deste movimento é menor, a curva média durante todo o ciclo do movimento apresenta valores menores para os ângulos de abdução para o chute PT em relação ao chute PC. Esse fato pode ocorrer devido à postura que as participantes assumem para que o dorso do pé toque a bola.

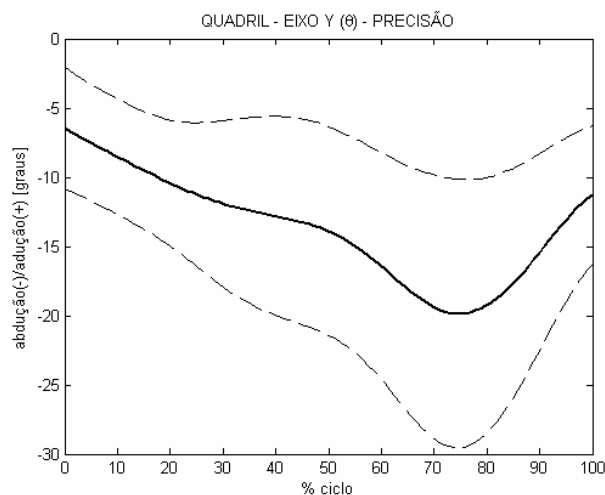


Figura 23: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de abdução/adução do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.

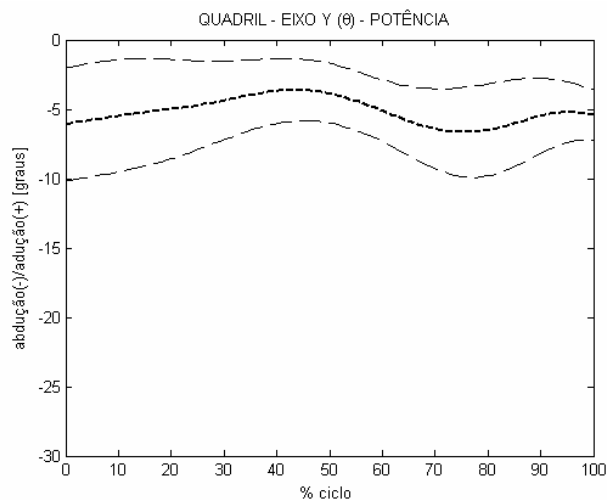


Figura 24: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de abdução/adução do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.

Foram encontradas diferenças no início da realização do chute de precisão para os movimentos de abdução/adução do quadril (figura 25). Pode-se verificar que o chute de potência tende a permanecer em um movimento de adução do quadril, diferente do chute de precisão que mostra o movimento de abdução mais acentuado. Os valores maiores apresentados no chute de precisão podem ser devido aos ajustes realizados pelas participantes para realizarem a tarefa da maneira como esta foi instruída.

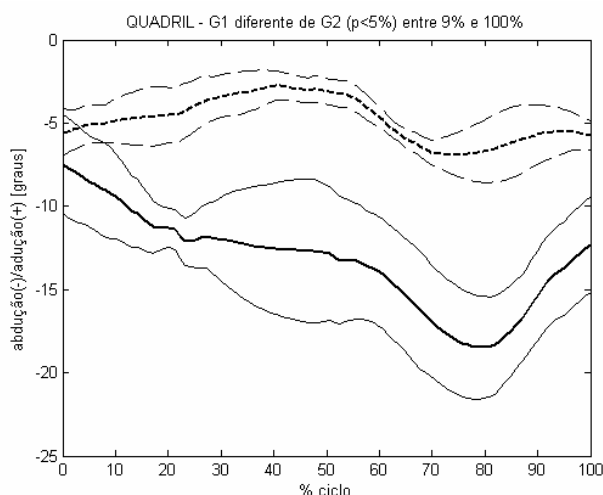


Figura 25: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de abdução/adição do quadril, durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

No movimento de rotação interna/externa do quadril os valores médios no início do movimento foram de $-4.38^\circ \pm 6.65^\circ$ para PC e de $-0.49^\circ \pm 6.41^\circ$ para PT. No instante do contato do pé com a bola os valores foram de $1.81^\circ \pm 9.02^\circ$ para PC e de $2.74^\circ \pm 4.29^\circ$ para PT (figura 26 e 27). Contudo, quando comparados aos resultados apresentados por LEVANON & DAPENA (1998), nota-se que nos chutes realizados pelas participantes desse estudo o movimento de rotação externa do quadril é menos acentuado, porém este movimento ainda é identificado na realização do movimento de chutar. Esta configuração do quadril em relação ao movimento de rotação pode estar ligada ao fato da pelve apresentar uma rotação externa bem diferenciada nos dois tipos de chute durante quase todo o ciclo do movimento.

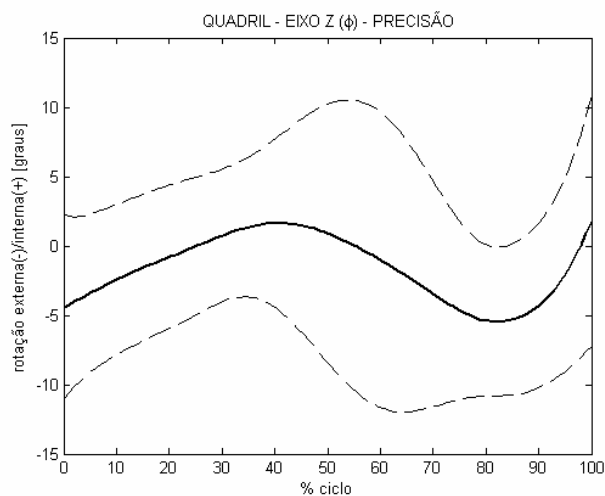


Figura 26: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de rotação interna/externa do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.

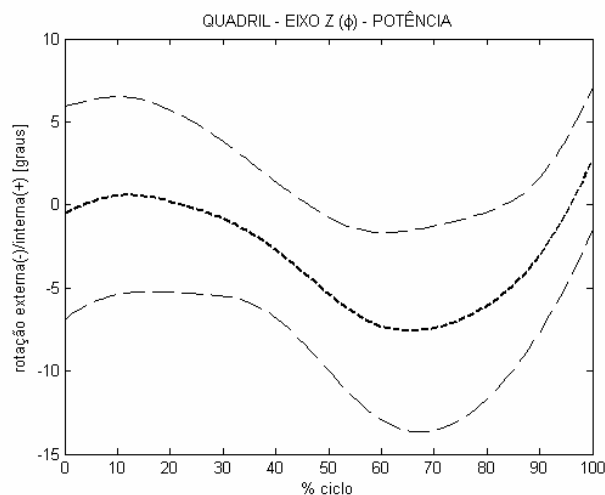


Figura 27: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação interna/externa do quadril durante todo o ciclo do movimento do chute de potência.

Desse modo, pode-se verificar que não ocorrem diferenças nesse movimento da articulação do quadril quando comparados os dois tipos de chute (figura 28).

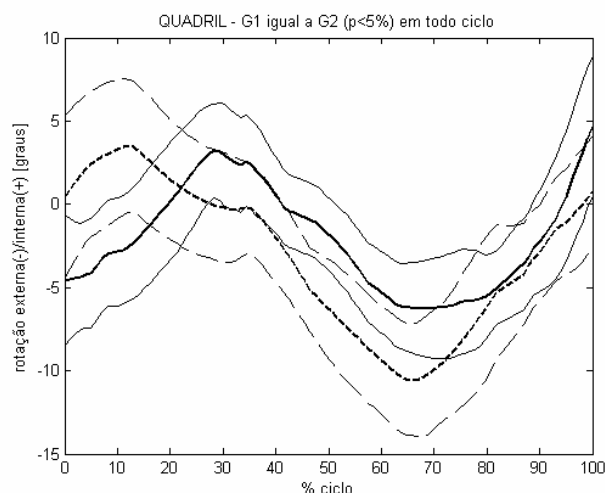


Figura 28: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de rotação externa/interna do quadril durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

Para a articulação do joelho os valores encontrados no início do ciclo do movimento foram: $-32.48^{\circ} \pm 13.64^{\circ}$, e ao final do chute o valor encontrado foi $-66.16^{\circ} \pm 11.22^{\circ}$, como se pode verificar na Figura 29. Para a mesma articulação no chute de potência foram encontrados, para o movimento de flexão, os valores médios de $-34.68^{\circ} \pm 4.36^{\circ}$ no início da fase de apoio e de $-68.49^{\circ} \pm 9.62^{\circ}$ no instante do contato com a bola (figura 30). Estes valores caracterizam flexão do joelho, uma vez que o valor médio neutro encontrado foi de $-4.95^{\circ} \pm 16.71^{\circ}$.

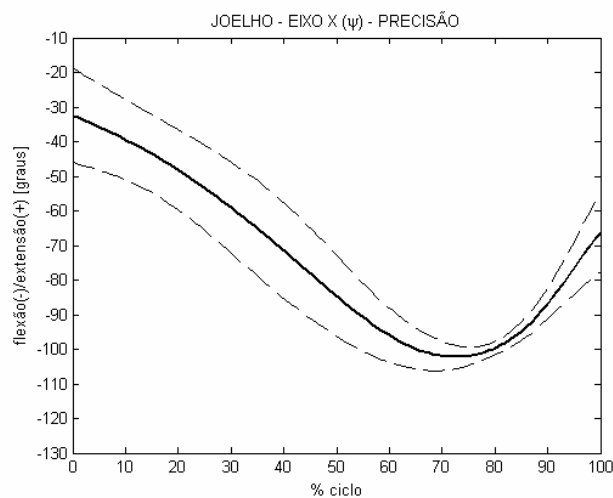


Figura 29: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de flexão/extensão do joelho durante todo o ciclo do movimento do chute de precisão.

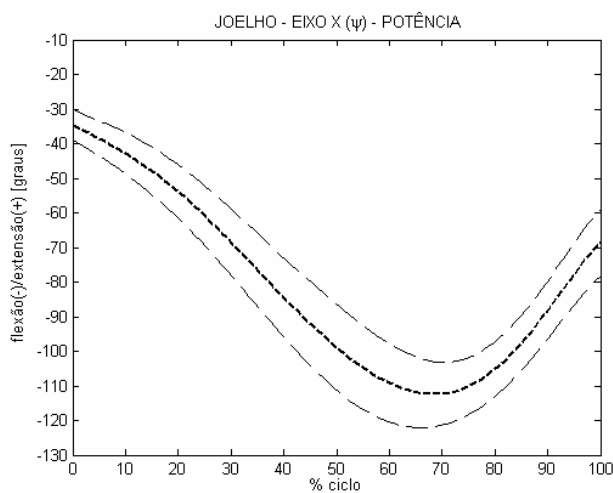


Figura 30: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de flexão/extensão do joelho durante o ciclo do movimento do chute de potência.

As curvas médias para o movimento de flexão do joelho apresentam comportamentos semelhantes (figura 31), ao início do movimento esta apresenta-se semi-flexionada, realiza um flexão total do joelho e ao final retorna próxima a posição inicial. Contudo, os valores encontrados no chute PT mostram uma flexão

dessa articulação maior do que a flexão realizada no chute PC, durante a fase de apoio aos 61 até 79% do ciclo do movimento. Esse movimento mais acentuado de flexão do joelho durante PT pode ser consequência da intenção de imprimir maior velocidade na bola, esses valores corroboram com os resultados encontrados por LEVANON & DAPENA (1998). Entretanto, as participantes desse estudo apresentam uma amplitude menor do movimento.

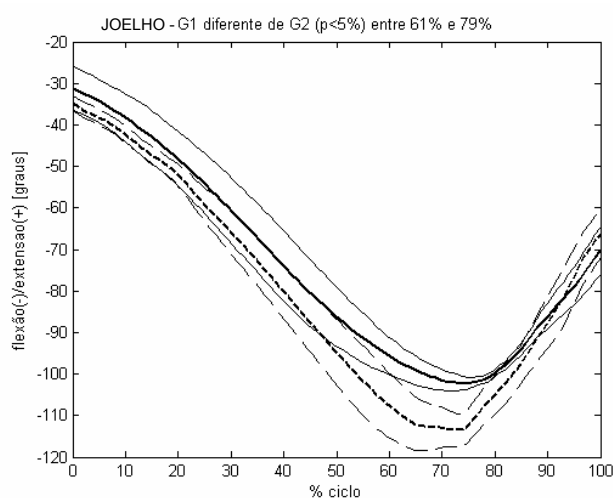


Figura 31: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de flexão/extensão do joelho durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

A articulação do tornozelo, no movimento de dorsiflexão/flexão plantar, inicia a execução do chute PC com o valor médio de $84.26^\circ \pm 11.90^\circ$ e o chute PT o valor foi de $74.12^\circ \pm 9.03^\circ$, o que pode ser identificado como movimento de flexão plantar, uma vez que a posição neutra média apresenta o valor de 103.18°

$\pm 1.50^\circ$. Ao final da execução da ação os valores foram de $106.73^\circ \pm 14.08^\circ$ para PC e $90.39^\circ \pm 13^\circ$ para PT, o que demonstra que a articulação manteve-se próxima da posição neutra durante todo o ciclo do movimento (figura 32 e 33). Os valores apresentados acima estão próximos aos valores encontrados por LEVANON & DAPENA (1998).

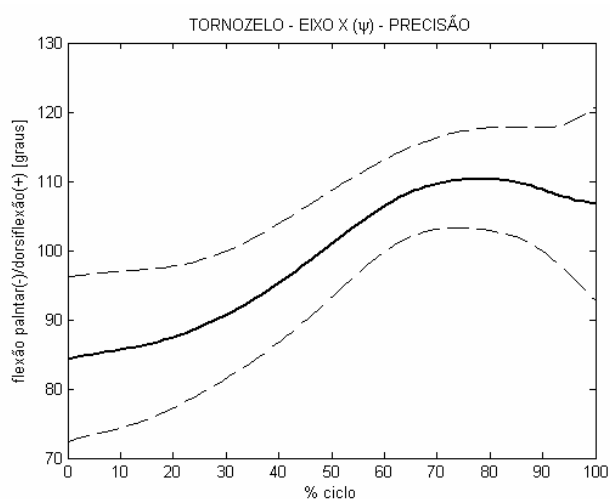


Figura 32: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.

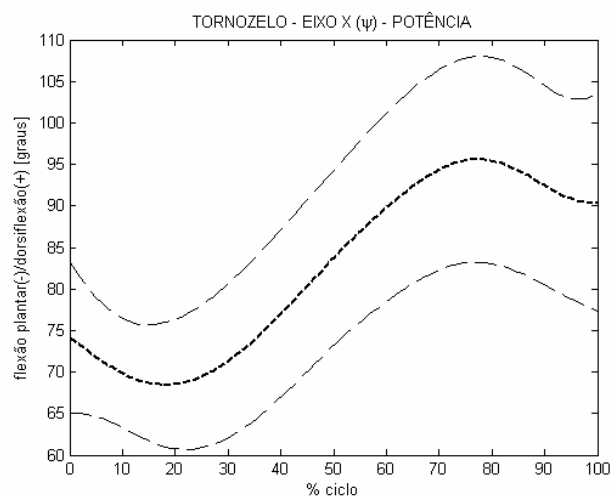


Figura 33: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.

Nesse movimento verifica-se o movimento acentuado de dorsiflexão para a realização do chute de precisão e para o chute de potência é predominante o movimento de flexão plantar. Pode-se verificar que a intenção de acertar a bola com o dorso do pé é identificada no movimento de flexão plantar e a intenção de acertar a bola com a região medial do pé é verificado o movimento de dorsiflexão. Isto é observado durante todo o ciclo do movimento (figura 34).

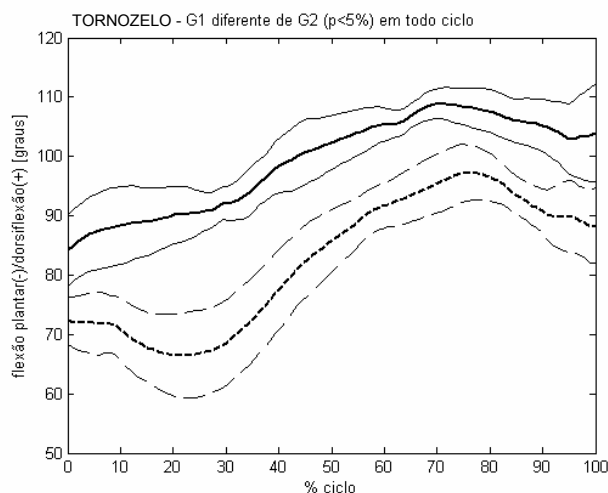


Figura 34: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

O movimento de rotação interna foi identificado no início dos chutes através dos valores médios de $5.68^{\circ} \pm 11.45^{\circ}$ para PC e de $5.70^{\circ} \pm 13.20^{\circ}$ para PT. No instante do contato do pé com a bola os valores encontrados foram de $2.59^{\circ} \pm 16.79^{\circ}$ em PC e de $-1.58^{\circ} \pm 21.63^{\circ}$ para PT (figura 35 e 36). Estes valores médios encontrados caracterizam o movimento de rotação interna em relação à posição neutra, a qual apresenta valor médio de $-0.16^{\circ} \pm 5.37^{\circ}$.

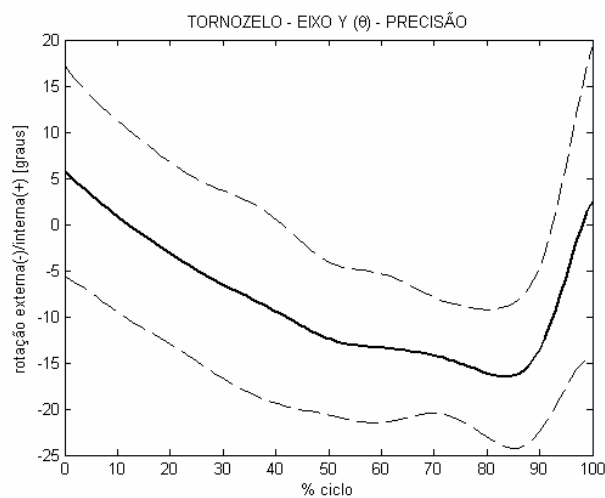


Figura 35: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de rotação interna/externa plantar do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.

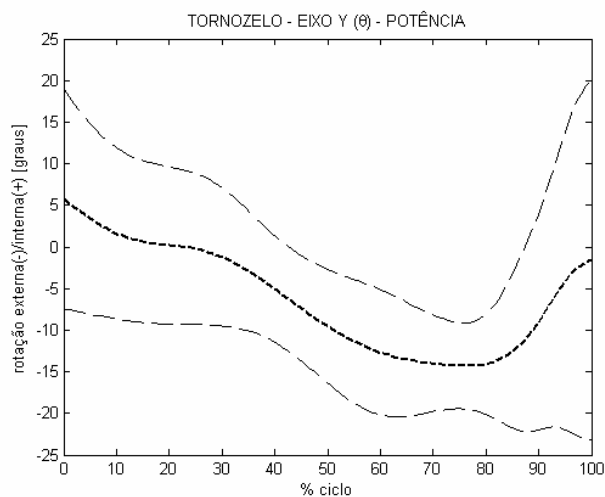


Figura 36: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de rotação interna/externa do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.

Assim como apresentado por LEVANON & DAPENA (1998), essa articulação apresenta-se ligeiramente rodada internamente no chute de potência e durante o chute de precisão esse movimento é um pouco mais acentuado e esse

fato auxilia as participantes a conseguirem fazer o toque da região medial do pé com a bola no chute PC. Contudo, os resultados não apresentam diferenças na comparação entre os dois tipos de chute em relação a este movimento, como mostra a Figura 37.

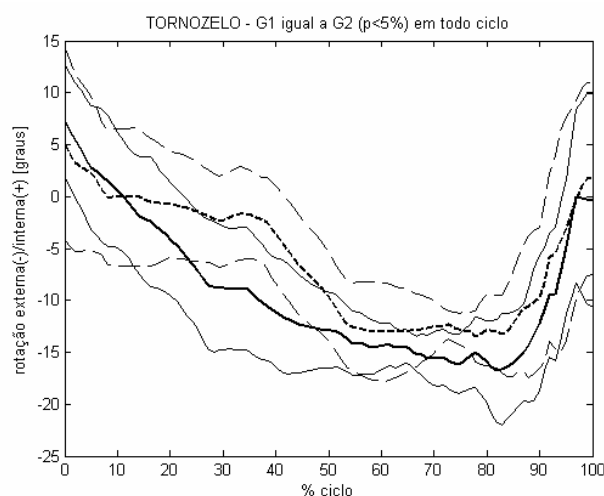


Figura 37: Gráfico dos intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de rotação interna/externa do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

Para os movimentos de inversão/eversão os valores médios no início da fase de apoio foram de $34.88^\circ \pm 23.25^\circ$ durante PC e $33.51^\circ \pm 21.51^\circ$ na execução de PT. E ao final do movimento os valores foram de $24.36^\circ \pm 36.49^\circ$ para PC e $19.48^\circ \pm 33.30^\circ$ em PT (figura 38 e 39). Pode-se inferir que estes valores são corresponde ao movimento de eversão quando relacionados ao valor médio neutro encontrado de $-20.46^\circ \pm 7.15^\circ$. Desse modo, os valores médios

encontrados apontam uma postura mais acentuada do movimento de eversão para o chute de precisão, uma vez que a intenção das participantes foi acertar a bola com a região medial nesse tipo de chute.

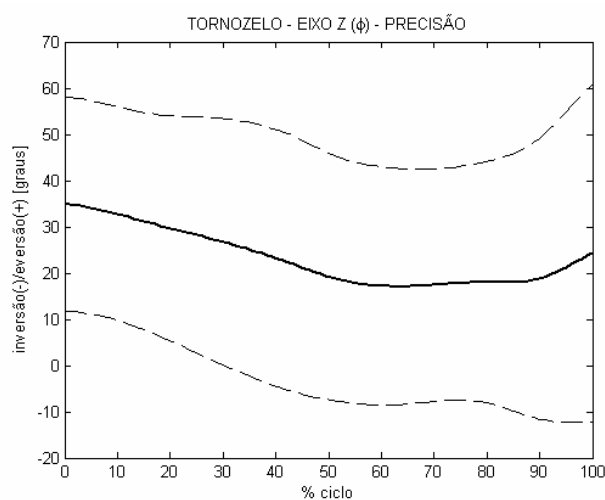


Figura 38: Gráfico da curva média (linha contínua preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas) do movimento de inversão/eversão do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de precisão.

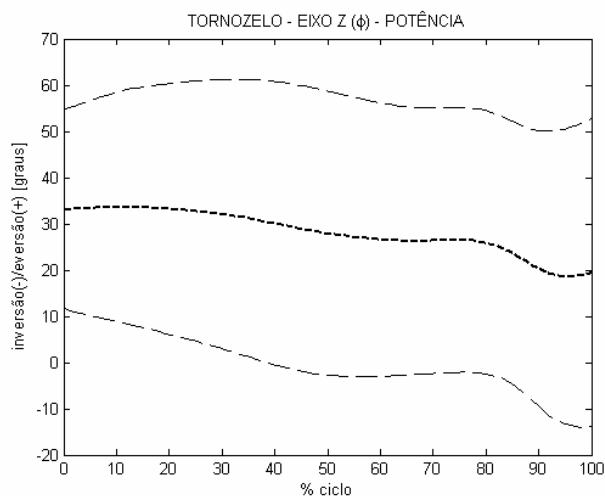


Figura 39: Gráfico da curva média (linha pontilhada preta) \pm desvio padrão (linhas pontilhadas maiores) do movimento de inversão/eversão do tornozelo durante o ciclo do movimento do chute de potência.

Entretanto, não foram encontradas diferenças nesse movimento quando comparados os dois tipos de chute (figura 40).

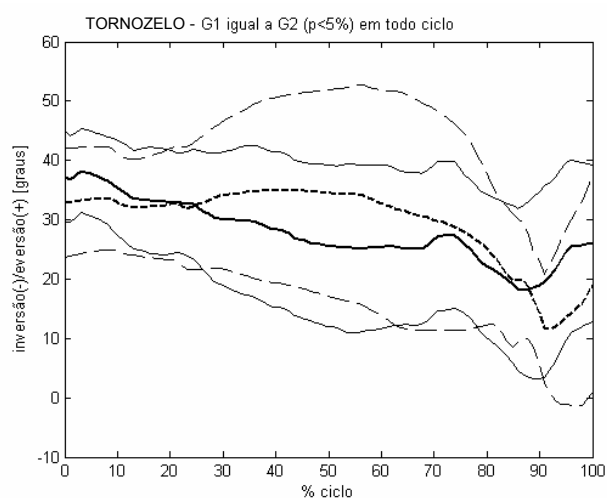


Figura 40: Gráfico dos Intervalos de confiança e das medianas entre os tipos de chute – precisão (linha contínua – G1) e potência (linha pontilhada – G2) movimento de inversão/eversão do tornozelo durante cada instante do ciclo dos movimentos dos chutes de precisão (G1) e de potência (G2). Linha contínua espessa representa a mediana de G1 e linhas contínuas finas seus respectivos intervalos de confiança; linha pontilhada menor representa a mediana de G2 e linhas pontilhadas maiores seus respectivos intervalos de confiança.

7. Conclusões

Os resultados acima apresentados corroboram com os encontrados na literatura, e mostram diferenças na comparação entre os dois tipos de chute, que em outros estudos não foram identificadas.

O segmento pelve apresenta diferenças nos movimentos de inclinação lateral direita e esquerda e também nos movimentos de rotação interna/externa. A articulação do quadril apresenta diferenças nos movimentos de abdução/adução, a articulação do joelho apresenta diferenças no movimento de flexão durante o apoio do pé de suporte com o solo até o completo aplainamento do mesmo. E a articulação do tornozelo apresenta diferenças nos movimentos de dorsiflexão/flexão plantar.

8. Referências Bibliográficas

A HISTÓRIA do futebol: um jogo mágico, Produção: Fremantle mídia, produtora: Flash home vídeo LTDA , 2001. 9 fitas VHS (156 min), vol. 6 VHS, son. color.

ABDEL-AZIZ, Y. I., KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. In: ASP/VI SYMPOSIUM ON RANGE-CLOSE PHOTOGRAMMETRY. Proceeding: Urbana, 1971.

AMADIO, A. C. **Fundamentos Biomecânicos para Análise do Movimento Humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996. p. 10.

ANDRADE, L. M., ARAÚJO, A.G.N., BARROS, R. M. L.; Análise de Marcha: Protocolo experimental para posicionamento e orientação dos segmentos do corpo humano baseado em sistemas de marcas técnicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, ano 5, vol. 8, maio, 2004, pp33-40.

ARAÚJO, E. L., **Interpolação de rotações de objetos sólido via quatérnios.**

Dissertação de Mestrado – Matemática-CCEN-UFPB – João Pessoa, 2000.

APKARIAN A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb.

Journal of Biomechanics, vol. 22, n. 2, p. 143-155, 1989

BARROS, R.M. L.; BREZIKOFER, R.; LEITE, N. J.; FIGUEROA, P.J.

Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimento humano. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n.1/2, p. 78-79, 1999.

BARFIELD, W. R.; KIRKENDALL, D. T.; YU, B. Kinematics instep kicking

differences between elite female and male soccer players. **Journal of Sport Science and Medicine**. v. 3, p. 72-79, 2002.

BROWDER, K. D., TANT, C.L., WILKERSON, J. D.; A three-dimensional

kinematics analysis of three kicking techniques in female soccer players. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 9.,1991, **Proceedings**: Ames, IOWA STATE UNIVERSITY, 1991.

CAPPOZZO, A. CATANI, F., LEARDINI, A., BENEDETTI, M. G., DELLA CORCE,

U.; Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts. **Clinical Biomechanics**, vol. 11, n. 2, 1996, pp. 90-100

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

CUNHA, S.A., LIMA FILHO, E.C. Metodologia para suavização de dados biomecânicos por função não paramétrica ponderada local robusta. **Revista Brasileira de Biomecânica**. São Paulo: v. 1, n. 6, p. 23-28, 2003.

CUNHA, S. A., XIMENES, J. M., MAGALHÃES Jr, W. J. Metodologia para determinação de padrões de chutes no futebol a partir de projeções estereográficas. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9., 2001, **Anais...**, Gramado: , 2001, p. 59-63.

FIGUEROA, P. J.; LEITE N. J.; BARROS, R. M. L. A Flexible Software for Tracking of Markers Used in Human Motion Analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, p. 155-165, 2003

GROWNEY, E. MEGLAN, D., JOHNSON, M., CAHALAN, T., AN, KAI-NAN, Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. **Journal of Biomechanics**, vol. 6, 1997, pp 147 – 162.

HAY, J. G. **Biomecânica das Técnicas Desportivas**, 2 ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981, p. 02-14.

IBS – recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for reporting of human motion – part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, vol. 35, 2002, pp. 543 – 548.

KENDALL, F. P., McCREARY, E. K., PROVANCE, P. G.; **Músculos Provas e Funções**. Ed.Manole LTDA, 4º edição, São Paulo 1999.

LEES, A.; NOLAN, L. Three-dimensional kinematics analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. In: WORLD CONGRESS OF SCIENCE AND FOOTBALL, 4, Sydney, Australia, Fev. 22-26, 1999.

LEVANON, J. & DAPENA, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 30, n. 6, p. 917-927, 1998.

MAGALHÃES Junior, W. J. **Padrão cinemático do chute no futebol: comparação entre indivíduos praticantes e não praticantes, nas situações de descanso e exaustão**. 2003, 94 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2003.

MCGILL, R., TUKEY, J. W., LARSEN, W. A.; Variations of Boxplot. **The American Statistician**, vol. 32, n. 1, Fevereiro, 1978, pp. 12 – 16.

PIAZZA, S. J., CAVANAGH, P. R. Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. **Journal of Biomechanics**, vol.33, 2000, pp.1029 - 1034

SPENCE, A. P., **Anatomia Humana Básica**. Ed. Manole LTDA, São Paulo, 2ª edição, 1991. p 713.

TANT, C. L.; BROWDER, K. D.; WILKERSON, J. D. A three-dimensional kinematics comparison of kicking techniques between male and female soccer players. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMECHANICS IN SPORTS, 9., 1991, **Proceedings**: Ames, IOWA STATE UNIVERSITY, 1991.

TEIXEIRA, F. G.; SANTIAGO, P. R. P.; CUNHA, S. A. Comparação do chute no futebol entre duas categorias distintas utilizando coordenadas esféricas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 7 p. 57-61, 2003.

VELTINK, P. H., SLYCKE, P., HEMSSEMS, J., BUSCHMAN, R., BULTSTRA, G., HERMENS, H.; Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of two-channel implantable drop-foot stimulator. **Medical Engineering & Physics**, vol. 25, 2003, pp 21 – 28.

XIMENES, J. M. **Análise cinemática de dois tipos de chute no futebol**. 2002, 58 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2002.

WOLTRING, H. J., 3-D attitude representation of human joints: a standartation proposal. **Journal of Biomechanical**, vol. 27, n. 12, 1994, pp. 1399 – 1414.

ZATSIORSKY, W. M; **Kinematics of human motion**. Human Kinetics, USA, 1998, p.419.

Abstract

The goal of the proposed study is to define the positions and orientations of the segments involved in the action of kicking by females, and to compare the two specific types of kicks: potency and precision using the angular variables. These orientations will be defined by the convention of Euler's angles (CHAO, 1980; ZATSIORSKY, 1998) and through routines developed using the software Matlab®. For obtaining images, four digital cameras (JVC GR-9800u) will be used, fixed on tripods. The processing of the images will be performed using the software Dvideow (BARROS et al, 1999; Figueroa et al, 2003).

The results show that the pelvis presents differences in the left/right tilt and in the left/right rotation. The hip shows differences in the abduction/adduction movements, the knee has a flexion movement in the potent kick bigger than in the precision kick, and at the ankle joint hasn't been found differences in the pronation/eversion movement.

Key words: Biomechanics, Euler's angles, soccer

Apêndice

Apêndice 1



UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa



Rio Claro, 23 de agosto de 2004.

Ofício CEP 172/2004

Prezado(a) senhor (a):

Informo que em reunião realizada em **17.08.2004**, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado *Análise Cinemática de dois tipos de chute do Futebol Feminino*, sob sua responsabilidade, protocolo 2252, datado de 26/04/2004.

Sendo o que se apresenta para o momento, reitero meus protestos de consideração e coloco-me à disposição para eventuais esclarecimentos.

Atenciosamente,

Prof. Dra. **Rosa Maria Feiteiro Cavalari**
Coordenadora do Comitê

UNESP - RIO CLARO - 24/08/2004 15:16:00004173

Ilmo. Sr.
Prof. Dr. **SERGIO AUGUSTO CUNHA**
DD. Docente do Departamento de Educação Física - I.B.
UNESP - CRC

Apêndice 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

I- Dados de Identificação do Indivíduo ou Responsável Legal:

1. Nome: _____

Documento de Identidade nº: _____ Sexo: _____

Data de Nascimento: __/_____/____

Endereço: _____

Bairro: _____ Cidade: _____

CEP: _____ Fone: (____) _____

2. Responsável Legal: _____

Natureza (Grau de parentesco, tutor, curador): _____

Documento de Identidade nº: _____ Sexo: _____

Data de Nascimento: __/_____/____

Endereço: _____

Bairro: _____ Cidade: _____

CEP: _____ Fone: (____) _____

II- Dados sobre a Pesquisa Científica:1. Título do Projeto: “Análise cinemática de tipos de chute do futebol feminino”2. Pesquisador Responsável: Sergio Augusto CunhaCargo / Função: Professor Assistente DoutorInstituição: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” –Campus Rio Claro Dep. Educação FísicaEndereço: Av. 24 A n. 1515 Bairro: Bela VistaCEP: 13506-900 Fone: (19) 3526-4350 Fax: (19) 3534-0009**III - EXPLICAÇÕES, EM LINGUAGEM ACESSÍVEL, DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL**

1. **JUSTIFICATIVA E OBJETIVO DA PESQUISA:**
A descrição de dois tipos de chute tem sido realizada, porém somente no âmbito masculino. O futebol feminino tem apresentado um crescimento em número de praticantes, mas não tem sido seguido pelo número de trabalhos científicos desenvolvidos. Este estudo tem como objetivo realizar a análise cinemática dos chutes realizados com a parte medial do pé (chute de chapa) e o chute realizado com a parte dorsal do pé (chute com o peito do pé), descrevendo os movimentos realizados pelo membro de chute que realiza a ação de chutar,.
2. **PROCEDIMENTOS A SEREM REALIZADOS:**
Inicialmente as participantes realizarão aquecimento e alongamento adequados para a atividade a ser realizada. Sua tarefa nesta pesquisa consistirá na realização duas séries de 5 chutes, com a parte medial do pé, e mais duas séries de 5 chutes, com a parte dorsal do pé, com intervalo de descanso entre as séries a critério do participante, utilizando chuteira, meia calça fio 80 de cor preta e meião.
3. **DESCONFORTOS E RISCOS POSSÍVEIS:**
O exercício realizado pelos participantes não terá uma intensidade acima da carga que estão acostumados, não acarretando maiores perigos para a saúde de cada participante. Mesmo assim, a participante estará sujeito a qualquer tipo de acidente proveniente da prática de uma atividade física.
4. **FORMA DE ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA:**
Caso ocorra qualquer tipo de acidente, como uma contusão, entorse, queda, escoriações, serão realizados os procedimentos de primeiros socorros. Caso necessário, o pesquisador solicitará o serviço de atendimento a emergências do município, bem como, todo e qualquer gasto referente ao acidente, caso ocorra durante a coleta de dados, será coberto pelo pesquisador.
5. **BENEFÍCIOS QUE PODERÃO SER OBTIDOS:**
A participação neste estudo será voluntária e não remunerada, contribuindo para dissertação de mestrado do pesquisador.
6. **GARANTIA DE ESCLARECIMENTOS, ANTES E DURANTE O CURSO DA PESQUISA:**
Eventuais dúvidas e reclamações sobre os procedimentos adotados nesta pesquisa podem ser encaminhados ao prof. Dr. Sergio Augusto Cunha, do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – Rio Claro-SP.
7. **LIBERDADE DE RECUSAR A PARTICIPAR OU ABANDONAR A PESQUISA, SEM PENALIZAÇÃO ALGUMA:**

A participante terá plena liberdade de retirar-se do experimento a qualquer momento que desejar.

8. GARANTIA DO SIGILO QUE ASSEGURE A PRIVACIDADE DO SUJEITO:
Os dados resultantes do desempenho da participante serão usados para propósitos científicos e permanecerão anônimos, de forma que sua identidade não será revelada sem prévio consentimento.

DECLARO que, após ter sido devidamente esclarecido(a) pelo (a) pesquisador(a) dos itens 1 ao 8, do inciso III, autorizo _____ a participar do projeto de pesquisa em questão.

DECLARO, ainda, que recebi cópia do presente Termo.

_____ de _____ de 2004

assinatura do indivíduo ou responsável legal

assinatura do pesquisador

Orientador: Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha.

Assinatura