
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

IDENTIFICAÇÃO DOS ÂNGULOS DO TORNOZELO DO MEMBRO DE SUPORTE, DISTÂNCIA ENTRE O PÉ DE APOIO E A BOLA E VELOCIDADE DE SAÍDA DA BOLA EM COBRANÇAS DE PÊNALTI NO FUTEBOL.

RENATO DE SOUZA LIMA JÚNIOR

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade, na área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

Novembro – 2007

IDENTIFICAÇÃO DOS ÂNGULOS DO TORNOZELO DO MEMBRO DE SUPORTE, DISTÂNCIA ENTRE O PÉ DE APOIO E A BOLA E VELOCIDADE DE SAÍDA DA BOLA EM COBRANÇAS DE PÊNALTI NO FUTEBOL.

RENATO DE SOUZA LIMA JÚNIOR

ORIENTADOR: PROF. DR. SERGIO AUGUSTO CUNHA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade, na área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

Rio Claro – São Paulo – Brasil

Novembro/ 2007

SUMÁRIO

	Páginas
DEDICATÓRIA.....	i
AGRADECIMENTOS.....	ii
RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	2
LISTA DE EQUAÇÕES.....	3
LISTA DE FIGURAS.....	4
LISTA DE TABELAS.....	7
1 INTRODUÇÃO.....	8
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1 O posicionamento do pé de apoio.....	11
2.2 Velocidade de saída da bola.....	13
2.3 Orientações de segmentos corporais e ângulos articulares.....	17
3 OBJETIVOS.....	21
3.1 Objetivo Geral.....	21
3.2 Objetivos Específicos.....	21
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	22
4.1 Participantes.....	22
4.2 Preparação dos participantes.....	23
4.3 Local de coleta.....	24
4.4 Posicionamento das câmeras para aquisição das imagens.....	25

4.5	Protocolo.....	28
4.6	Descrição das cobranças.....	29
4.7	Procedimentos para obtenção das variáveis cinemáticas.....	30
4.7.1	Captura das imagens.....	30
4.7.2	Desentrelaçamento e compactação das imagens.....	31
4.7.3	Sincronização.....	31
4.7.4	Medição.....	32
4.7.5	Calibração.....	32
4.7.6	Reconstrução tridimensional.....	33
4.8	Tratamento dos dados.....	34
4.8.1	Determinação da acurácia do sistema.....	34
4.8.2	Suavização.....	36
4.8.3	Definição e orientação dos segmentos.....	36
4.8.3.1	Base local da perna.....	38
4.8.3.2	Base local do pé.....	39
4.9	Ângulos articulares.....	40
4.10	Velocidade de saída da bola.....	44
4.11	Distância entre o pé de apoio e a bola.....	44
4.12	Velocidade angular.....	45
5	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	47
6.1	Ângulos articulares.....	47

6.1.1 Situação estática.....	47
6.1.2 Situação dinâmica.....	49
6.2 Velocidade de saída da bola.....	55
6.3 Distância entre o pé de apoio e a bola.....	59
6.4 Velocidade angular.....	61
6.5 Relação das cobranças com as regiões do gol.....	64
7 CONCLUSÕES.....	66
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
ANEXO I.....	75
ANEXO II.....	76
APÊNDICE A.....	78

DEDICATÓRIA

Com todo orgulho e prazer, aos meus pais Renato e Denise e ao meu grande irmão Felipe. Vocês são o meu exemplo de FAMÍLIA. Devo-lhes, além deste trabalho, a minha vida;

Com muita alegria e satisfação dedico este trabalho a duas pessoas muito importantes na minha vida. Liliane e Lara não foram companheiras imprescindíveis apenas nesta jornada, mas em todos os outros grandes momentos. Agradeço a Deus todos os dias pelo prazer e a alegria de tê-las ao meu lado;

A todos os meus familiares, em especial, às minhas tias Fátima e Léia que sempre torceram muito por mim. Ao meu Tio Milton, que além de ser um amigo e conselheiro, é sem dúvida alguma, um grande incentivador em todas as minhas tomadas de decisão;

Ao meu amigo e colega de profissão Anderson Thomaz, que sempre me apoiou na caminhada profissional e pessoal;

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por iluminar sempre o meu caminho e por ter feito de mim, parte de uma família tão maravilhosa.

Ao meu orientador Sergio Cunha, a quem respeito e admiro muito, um orientador que se tornou grande amigo. Ao professor Anizio Perissinotto pela paciência durante os ensinamentos. Em especial, a José Marques Novo Júnior, parte responsável por esta conquista.

Com muito carinho, aos meus amigos de laboratório, Felipe Moura, Fábio Barbieri, Martin Wisiak, Tatiane Thomaz, Lorena Marche e Paulo Roberto Pereira Santiago, por todo apoio científico e pessoal. Minha gratidão a vocês pela maneira como me receberam e compartilharam comigo os conhecimentos já adquiridos.

Em especial para os “irmãos”, Paulo e Danilo que, além de companheiros de república, tornaram – se pra mim exemplos profissionais e pessoais. É um prazer indescritível ter como amigos duas pessoas tão íntegras, exemplos de caráter, inteligentes e com um enorme senso de humor. O meu muito obrigado a vocês dois.

Aos meus mestres, em especial, à Prof.^a Lílian Gobbi, que tem em mim um grande admirador do seu trabalho. A todos os integrantes do LEPLO (Rodrigo (Pereira), Marcos (Marcolino), Joana, Ana Francisca, Maria, Carol, Jean, Bibiana, Frederico (Iko), Juliana, Leandro, Lilian, Carolina (Sant’ Ana), Rodrigo, Ana Paula).

Aos meus amigos Claudio e Fúlvia, Vanessa, Gustavo, Marcelo Papoti e Adelino, por toda ajuda, carinho e atenção dentro e fora do laboratório. Vocês são pessoas maravilhosas.

Aos meus grandes companheiros de república que durante estes anos tornaram-se minha família, a começar pelo Sr. Paulo e a Dona Luzia que me receberam de braços abertos. Paulo Roberto (Preto), Alexander (Ipatinga), Marcelo Papoti, Danilo Santiago, Marcelo Fontenla, Alessandro Zagatto, Fabiano Barbosa, Manoel Spiguel e Lucas, o meu muito obrigado por toda amizade, por me fazerem rir nos momentos difíceis e me apoiarem nas horas de decisões.

A todos os companheiros da academia Água Viva (Frank, Adriana, Cris, Tom, Daniele, Michele, Ana Paula, Carla, Carla (secretária), Adriana (Hidro), Ira, Rodrigo, Bruno, Lúcia, Kaique e Sr. Antônio) por confiarem no meu trabalho e apoiarem muito os meus estudos.

Aos colegas da república Santa Perikita, do futebol, das noites no TJ e às demais pessoas que passaram pela minha vida em Rio Claro.

Aos jogadores do time de futebol da UNESP - campus Rio Claro pela colaboração em participar do processo desta pesquisa.

Por fim, ao casal Esdras e Márcia, que se tornaram meus grandes amigos e verdadeiros PARCEIROS na conquista de mais esta etapa na minha vida.

***Muito obrigado a todos vocês. Todos foram muito importantes
nesta conquista e estarão sempre marcados na minha vida.***

RESUMO

As situações de cobranças de pênalti no futebol vêm se tornando um fator decisivo no resultado de muitos jogos e competições. Considerando que o número de cobranças de pênalti desperdiçadas em jogos oficiais seja de 25 a 33% das cobranças de pênalti realizadas e o aumento do número de cobranças de pênalti em jogos oficiais, torna-se evidente a necessidade de novas investigações que possam melhorar o aproveitamento do cobrador, com chutes mais precisos e eficientes sendo convertidos em gol. Portanto, o objetivo deste trabalho foi identificar, em cobranças de pênalti, os ângulos da articulação do tornozelo do membro de suporte, durante o posicionamento do pé de apoio, a distância entre o pé de apoio e a bola, a velocidade de saída da bola com chutes convertidos em gol ou desperdiçados. Para o cálculo dos ângulos utilizaram-se os ângulos de Euler. Foi utilizado um sistema de bases locais para perna e pé do membro de suporte, construídas a partir da fixação de marcadores passivos em seis proeminências ósseas de interesse. O estudo contou com dez jogadores e um goleiro, todos integrantes da equipe de futebol de campo da categoria adulta da Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro. Cada um dos jogadores realizou uma série de dez cobranças de pênalti. Entretanto, para análise das variáveis de interesse foram utilizadas apenas sete cobranças de cada participante em função da oclusão de marcadores. O evento analisado consistiu no posicionamento do pé de apoio do membro de suporte, dado pelo toque do calcanhar até o último contato do mesmo com o solo, durante as cobranças pênalti. As imagens foram registradas por quatro câmeras digitais para visualização dos marcadores passivos na perna e no pé dos participantes. Uma quinta câmera foi posicionada fora da grande área do goleiro com a finalidade de visualizar o gol para identificação de cobranças convertidas em gol ou desperdiçadas. Em seguida, as imagens das cobranças foram transferidas para um computador e as coordenadas cartesianas dos marcadores passivos foram obtidas com a utilização do software *DVIDEOW*. Identificou-se uma amplitude de $21,5^\circ$ para o movimento de flexão plantar e dorsiflexão compreendida no intervalo entre os ângulos de $97,2^\circ (\pm 7,6^\circ)$ e $118,7^\circ (\pm 9,0^\circ)$. Para o movimento de abdução e adução foi encontrada uma amplitude de $8,5^\circ$ compreendida entre os ângulos de $13,3^\circ (\pm 3,5^\circ)$ e $21,8^\circ (\pm 7,1^\circ)$. No movimento de pronação e supinação foi identificada uma amplitude de $6,8^\circ$ compreendida entre os ângulos de $-1,6^\circ (\pm 8,0^\circ)$ e $5,2^\circ (\pm 8,7^\circ)$. Os ângulos de pronação e supinação diferiram significativamente em 74% do evento analisado em cobranças convertidas em gol e desperdiçadas. Foi encontrada diferença significativa nos valores de velocidade de saída da bola para as mesmas situações, sendo maiores nas cobranças convertidas em gol. Os valores de distância entre o pé de apoio e a bola e velocidade de saída da bola apresentaram uma correlação significativa de $r = -0,33$ para $p < 0,05$. Com isso pode-se concluir que cobranças convertidas em gol são mais velozes que as desperdiçadas. Em consonância com essa afirmativa é possível afirmar que menores distâncias entre o pé de apoio e a bola levam as maiores velocidades de saída da bola e conseqüentemente maiores chances de aproveitamento.

Palavras-chave: Futebol, Pênalti, Pé de Apoio, Ângulos de Euler.

ABSTRACT

The soccer penalty kick has become a decisive factor in the result of many games and competitions. Considering that the number of penalty kicks wasted in official games is from 25 to 33% of the accomplished penalty kicks and the increase of the number of penalty kicks in official games, becomes evident the need of new investigations that can improve the kickers performance, with more necessary and efficient kicks being converted in goal. Therefore, the aim of this work was to identify, in penalty kicks, the joint angles of the ankle of the support member, during the positioning of the support foot, the distance between the support foot and the ball, the speed of exit of the ball with kicks converted in goal or wasted. The angles were calculated by the Euler angles. It was used a local bases system for the leg and foot of the support member, built starting from the fixation of passive markers in six bone prominences of interest. The study was composed by ten soccer players and one goalkeeper, all members of the adult soccer team of São Paulo State University – Rio Claro Campus. Each one of the players accomplished a series of ten penalty kicks. However, for analysis of the variables of interest only seven kicks of each participant were used in function of the occlusion of markers. The analyzed event consisted of the positioning of the support foot of the support member, given by the touch of the heel to the last contact to the ground, during the penalties kicks. The images were filmed by four digital cameras focusing the passive markers placed on the leg and foot of the participants. A fifty camera was placed out of goalkeeper's great area with the purpose of focus from goal area, the identification of the kicks converted in goal or wasted. Further on, the cameras images were transferred to a computer and the cartesian coordinates of the passive markers were obtained through *DVIDEO* software. It was identified an amplitude of 21.5° for the plantar flexion and dorsiflexion movements, include in the interval among the angles of $97,2^\circ (\pm 7,6^\circ)$ and $118,7^\circ (\pm 9,0^\circ)$. For the abduction and adduction movements it was found an amplitude of $8,5^\circ$ include among the angles of $13,3^\circ (\pm 3,5^\circ)$ and $21,8^\circ (\pm 7,1^\circ)$. In the supination and pronation movements the amplitude was of $6,8^\circ$ was identified include among the angles of $-1,6^\circ (\pm 8,0^\circ)$ and $5,2^\circ (\pm 8,7^\circ)$. The pronation and supination angles differed significantly in 74% from the event analyzed in kicks converted in goal and wasted. It was found significant difference in the values of speed of exit of the ball for the same situations, being larger in the kicks converted in goal. The distance values between the support foot and the ball and speed of exit of the ball presented a significant correlation of $r = - 0,33$ for $p < 0,05$. Based on that, it can be concluded that kicks converted in goal are faster than wasted ones. In consonance with that affirmative is possible to state that smaller distance between the support foot and the ball takes to largest speeds of exit of the ball and consequently greater chances of advantage.

Key-words: Soccer, Penalty, Supporting Foot, Euler angles.

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Cálculo da distância euclidiana entre duas coordenadas cartesianas.....	35
Equação 2 – Cálculo dos valores de precisão para obtenção da acurácia do sistema.....	36
Equação 3 – Cálculo dos valores de bias para obtenção da acurácia do sistema.....	36
Equação 4 – Cálculo da acurácia do sistema.....	36
Equação 5 – Cálculo do vetor auxiliar a para obtenção da base ortonormal da base da perna.....	38
Equação 6 – Cálculo do versor k da base ortonormal da perna.....	38
Equação 7 – Cálculo do versor j da base ortonormal da perna.....	38
Equação 8 – Cálculo do versor i da base ortonormal da perna.....	38
Equação 9 – Cálculo do vetor auxiliar b para obtenção da base ortonormal do pé.....	39
Equação 10 – Cálculo do versor k da base ortonormal do pé.....	39
Equação 11 – Cálculo do versor j da base ortonormal do pé.....	40
Equação 12 – Cálculo do versor i da base ortonormal do pé.....	40
Equação 13 – Cálculo dos ângulos descritos pelas rotações em torno do versor i que descrevem movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.....	43
Equação 14 – Cálculo dos ângulos descritos pelas rotações em torno do versor j que descrevem movimentos de adução e abdução.....	43
Equação 15 – Cálculo dos ângulos descritos pelas rotações em torno do versor k que descrevem movimentos de pronação e supinação.....	43

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Velcro adesivo preto fixado sobre a pele do participante para melhor visualização dos marcadores.....	23
Figura 2 – Visão anterior e posterior do posicionamento dos marcadores sobre as proeminências ósseas de interesse.....	24
Figura 3 – Modelo das câmeras digitais utilizadas para aquisição das imagens dos marcadores durante as cobranças de pênalti.....	25
Figura 4 – Representação do posicionamento das câmeras digitais.....	26
Figura 5 – Modelo da câmera analógica utilizada para aquisição das imagens do gol durante as cobranças de pênalti.....	27
Figura 6 – Representação do posicionamento da câmera analógica.....	27
Figura 7 – Ciclo de movimento analisado que tem início no toque do calcanhar do pé de apoio até o último contato do mesmo com o solo.....	29
Figura 8 – Divisão do gol em nove regiões iguais.....	30
Figura 9 – Objeto calibrador com dezesseis pontos, utilizado como sistema de referência.....	33
Figura 10 – Haste inextensível utilizada para mensurar a acurácia do experimento.	34
Figura 11 – Definição da base ortonormal da perna a partir de determinação de um vetor auxiliar (<i>a</i>).....	39

Figura 12 – Definição da base ortonormal do pé a partir de determinação de um vetor auxiliar (b).....	40
Figura 13 – Definição da sequência de rotação (Z, Y', X'').....	41
Figura 14 – Sistema de coordenadas utilizada na articulação do tornozelo para mensurar os ângulos nos três graus de rotação (calcâneo em relação à tibia).....	42
Figura 15 – Matriz de rotação em torno eixo k.....	43
Figura 16 – Matriz de rotação em torno eixo j.....	43
Figura 17 – Matriz de rotação em torno eixo i.....	43
Figura 18 – Matriz de rotação obtida através da multiplicação das matrizes descritas acima R_i , R_j e R_k	43
Figura 19 – Quadro de imagem utilizado para o cálculo da distância entre o pé de apoio e a bola.....	45
Figura 20 – Curva média (\pm desvio padrão) para o movimento de flexão plantar e dorsiflexão.....	50
Figura 21 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de flexão plantar e dorsiflexão para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	51
Figura 22 – Curva média (\pm desvios padrão) para o movimento de adução e abdução.....	51
Figura 23 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de adução e abdução para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	53
Figura 24 – Curva média (\pm desvio padrão) para o movimento de pronação e supinação.....	54
Figura 25 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de pronação e supinação para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	55
Figura 26 – <i>Boxplot</i> da diferença entre cobranças realizadas na região esquerda (RE) e direita (RD) do gol.....	57
Figura 27 – <i>Boxplot</i> da diferença entre cobranças convertidas e desperdiçadas para velocidade de saída da bola.....	58

Figura 28 – <i>Boxplot</i> da diferença entre cobranças convertidas e desperdiçadas para distância entre pé de apoio e a bola.....	60
Figura 29 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de flexão plantar e dorsiflexão para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	61
Figura 30 - Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de adução e abdução para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	62
Figura 31 - Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de pronação e supinação para as cobranças convertidas e desperdiçadas.....	63
Figura 32 - Número de cobranças de pênalti convertidas em gol e a porcentagem, de acordo com a região atingida pela bola.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores dos ângulos nos três eixos de rotação em situação estática para cada um dos participantes.....	48
Tabela 2 – Valores de velocidade de saída da bola para cada tentativa (T) de todos os participantes.....	56
Tabela 3 – Valores de distância entre o pé de apoio e bola para cada tentativa (T) de todos os participantes.....	59
Tabela 4 – Coordenadas reais mensuradas pelo pesquisador dos 16 marcadores utilizados no objeto calibrador para a reconstrução tridimensional e obtenção das coordenadas cartesianas dos marcadores fixados nas proeminências ósseas de interesse.....	78

1 INTRODUÇÃO

O pênalti tem sido no futebol um fator decisivo em disputas internacionais (WILLIAMS & BURWITZ, 1993; McMORRIS & HAUXWELL, 1997; FRANKS et al., 1999; McGARRY & FRANKS, 2000), com grande influência no resultado final de uma partida e na decisão de grandes competições (KUHN, 1988; MORYA et al., 2003).

Recentemente, diversos torneios vêm sendo definidos por meio de cobranças de pênaltis, incluindo a Copa do Mundo, evento mais importante desta modalidade (WILLIAMS e BURWITZ, 1993; McGARRY e FRANKS, 2000; MORYA et al., 2003; WISIAK e CUNHA, 2004).

Segundo WISIAK (2001), desde a Copa do Mundo de 1986, pelo menos três jogos em cada edição foram decididos por cobranças de pênalti.

Na Copa do Mundo de 1990, quatro dos dezesseis jogos da fase eliminatória tiveram seus resultados decididos através desta situação (WILLIAMS & BURWITZ, 1993). Nesta mesma edição, foram realizadas 38 cobranças das quais 28% foram desperdiçadas ou defendidas. Na competição de 1998 esse índice subiu para 35% em um número de 28 cobranças.

Além de campeonatos mundiais, outras grandes competições como Copa Toyota Libertadores da América, Eurocopa e Mundiais Interclubes tiveram seus vencedores conhecidos após as cobranças de pênaltis (WISIAK, 2001).

Considerando que o número de cobranças de pênalti desperdiçadas em jogos oficiais estar entre 25 e 33% (KUHN, 1988) e o número de decisões por pênalti estar aumentando, tornam-se evidentes a necessidade de investigações para identificar fatores que possam elevar o desempenho do cobrador, fazendo com que os chutes sejam convertidos em gol.

Apesar da perfeição com que os jogadores profissionais de futebol podem executar um chute (LEES e NOLAN, 2001), maior atenção tem que ser dada para o posicionamento do pé de apoio durante a cobrança de pênalti, pois este está presente em três das quatro fases do chute descritas por LARA JÚNIOR (2003).

Além disso, segundo MORYA et al. (2003) e VALETA (1998) outras variáveis como velocidade de saída da bola e distância do pé de apoio até a bola também possuem estreita relação com o aproveitamento do atleta.

Em consonância com o que foi dito anteriormente, a utilização da biomecânica aplicada à melhora do desempenho está diretamente relacionada à análise da técnica do movimento, calculando e avaliando as variáveis de interesse para identificar possíveis falhas técnico-motoras registradas no movimento (SANTOS, 1979).

Um dos métodos de medição de parâmetros quantitativos da biomecânica é a cinemetria, que busca a partir da aquisição de imagens da execução do movimento, observar variáveis dependentes, tais como: velocidade, deslocamento, posição e orientação de um corpo (AMADIO, 1996).

A análise de movimentos humanos em seqüências de imagens digitais muito tem contribuído em investigações de áreas do conhecimento. Cada vez mais se faz necessário e também se torna possível que o movimento humano seja estudado em detalhes, de maneira sistemática e como objeto de investigação científica.

O movimento humano está envolvido em ações essencialmente tridimensionais. Porém, para descrever tais ações é necessário modelar os segmentos corporais de interesse. Segundo ZATSIORSKY (1998), CHAO (1980), LEVANON & DAPENA (1998), considerar os segmentos corporais como corpos rígidos (sistemas de pontos materiais cujas posições relativas são constantes independentes do tempo) interligados por articulações é uma maneira de modelagem simples e que pode ser aplicada ao corpo humano. Pois, segundo AMADIO (1996) o corpo humano é um complexo sistema de segmentos articulados e, a partir de um modelo fidedigno é possível explicar como as formas de movimento do corpo humano acontecem na natureza.

A partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos para o estudo do movimento humano, a orientação de segmentos corporais, como perna e pé, possibilita obtenção de deslocamentos angulares causados por forças internas e externas. A utilização desta orientação na articulação do tornozelo do membro de suporte, em cobranças de pênalti, permite descrever ações envolvidas no posicionamento do pé de apoio.

Posicionar e orientar perna e pé, através da construção de sistema de bases locais (no segmento) e relacioná-las com um sistema de base global (no laboratório) nos possibilitam descrever os ângulos articulares em três graus de liberdade. Os valores obtidos com os ângulos de Euler nos descrevem os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação do tornozelo do membro de suporte.

A possibilidade de descrição dos ângulos, com a orientação de perna e pé, somada às variáveis cinemáticas, distância entre pé de apoio e a bola e a velocidade de saída da bola, contribuem para o enriquecimento do conhecimento teórico - científico e para bases do treinamento tático - técnico.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O posicionamento do pé de apoio

De acordo com SANTOS (1979) o pé de apoio é aquele que está em contato com o solo no momento do chute.

BEN-SIRA (1980) comparou atletas habilidosos e não habilidosos (caracterizando habilidade pela diferença em alguns componentes como: ângulo de aproximação, contato do pé com a bola e balanço do membro de suporte, entre outros) e concluiu que os habilidosos tendem a posicionar o pé de apoio ao lado e próximo à bola, enquanto os não habilidosos posicionam o pé atrás da bola.

McLEAN e TUMILTY (1993) investigaram a assimetria de membros inferiores em dois tipos de chute. Doze jogadores juniores do futebol australiano foram voluntários deste estudo. Os participantes foram instruídos a realizar quatro chutes com cada membro (direito e esquerdo). Dos quatros chutes, dois foram de precisão e dois de potência. Os autores utilizaram distâncias de 20 m e 35 m para caracterizar os dois tipos de chute. Caso a bola ultrapassasse a marca de 20 m estaria classificado como chute de precisão. E superando a marca de 35 m seria classificado como chute de potência. Para validação das tentativas, o vôle da bola tinha que ultrapassar as marcas definidas. Os autores verificaram que no chute executado com o membro inferior direito, a distância

entre o pé de apoio e o centro da bola foi de 38,6 cm e 36,9 cm para os chutes de precisão e potência respectivamente. Nos chutes com membro inferior esquerdo a distância foi de 46,2 mm e 45,8 mm para precisão e potência respectivamente. A distância do pé de apoio até a bola foi determinada através da videogrametria. O ponto que representa o pé está situado a $\frac{1}{3}$ do segmento, partindo da porção proximal para distal (calcâneo – quinto metatarso). Com relação à bola, o centro foi adotado para obter a distância.

Segundo HAY (1996), grande parte dos estudos reporta que o pé de apoio deve ser colocado a uma distância de 5 cm a 10 cm a esquerda da bola, assumindo que o cobrador seja destro. O pé de apoio colocado lateralmente a bola, com a porção medial do calcâneo perpendicular a uma linha imaginária que parte do centro da bola em direção ao gol, parece mais apropriada para um melhor desempenho do atleta. Outros autores sugerem que esta distância pode variar ainda mais, com valores entre 5 cm e 28 cm atrás da bola (LEES & NOLAN, 1998).

VALETA (1998) analisou o posicionamento do pé de apoio em relação à bola durante o chute realizado com o dorso do pé. Três crianças destros executaram chutes na marca do pênalti visando acertar um quadrante do gol pré-estabelecido. As filmagens foram divididas em duas etapas: pré-teste e pós-teste. No intervalo entre as duas etapas os participantes foram submetidos a um treinamento específico da tarefa. Os resultados apontaram que após o treinamento o posicionamento do pé de apoio se dava mais próximo da bola e houve uma melhora significativa no desempenho dos chutes das crianças analisadas. Portanto, pode-se afirmar que o treinamento gerou mudanças no posicionamento do pé de apoio em relação à bola, que possibilitou esta melhora no desempenho do chute no pós-teste em relação ao pré-teste.

LARA JÚNIOR (2003) analisou o posicionamento angular do pé de apoio e sua influência na direção da saída da bola durante o chute com bola parada no futebol. Nove jogadores juvenis (15 e 17 anos) executaram três séries de seis chutes a gol (cada série em uma determinada região do gol) com a parte medial do pé, partindo de uma distância de 3 m da bola. O autor concluiu que das fases de colocação do pé de apoio classificadas no estudo (fase de apoio do calcanhar, fase de total apoio no solo, fase do toque do pé de chute na bola e no instante da saída da bola), a fase de total apoio no solo apresentou maior relação com o ângulo de saída da bola. O autor afirma também que não há grande variação no ângulo de posição do pé de apoio durante a execução do movimento, ou seja, fixado o calcanhar, a posição do pé de apoio tende a permanecer até o final do chute.

A análise do posicionamento do pé de apoio em cobranças de pênalti associada a diferentes velocidades de saída da bola e a distância obtida entre o pé de apoio e a mesma, indicam que existe uma associação com o sucesso ou fracasso nesta situação (McLEAN e TUMILTY, 1993; BARFIELD, 1998).

2.2 Velocidade de saída da bola

PLAGENHOEF (1971) investigou os efeitos da corrida de aproximação do cobrador em relação à velocidade de saída da bola em chutes realizados com o dorso do pé. Os resultados mostraram que os valores de velocidade são superiores quando a aproximação do cobrador não é realizada na mesma direção em relação à trajetória descrita pela bola, atingindo $104,0 \text{ km.h}^{-1}$, enquanto verificou-se velocidade de $90,0 \text{ km.h}^{-1}$ para a aproximação na mesma direção.

ANJOS e ADRIAN (1986) mediram as forças de reação do solo no membro inferior de suporte de jogadores de futebol habilidosos e não habilidosos, durante chutes numa bola e comparou-as com suas velocidades. Dezoito jogadores (nove habilidosos e nove não habilidosos) que jogam futebol recreativamente participaram deste estudo. Através de uma plataforma de força foram registradas as forças máximas de reação do solo geradas pelos jogadores em três direções (normal, antero-posterior e látero-lateral). Também foram calculadas as forças nas três direções no momento de impacto do pé de chute com a bola. Os resultados encontrados mostraram que em todas as direções estudadas as forças de reação máximas foram maiores nos chutes dos jogadores habilidosos do que nos jogadores não habilidosos. O valor médio de velocidade encontrado para o grupo de habilidosos foi maior ($25,94 \text{ m.s}^{-1} \pm 0,56 \text{ m.s}^{-1}$) que para o grupo de não habilidosos ($23,47 \text{ m.s}^{-1} \pm 0,82 \text{ m.s}^{-1}$). Os autores também verificaram que as forças de reação nas direções antero-posterior horizontal e vertical correlacionaram-se significativamente com a velocidade da bola nos jogadores habilidosos. Sugerindo assim, que a habilidade em se realizar um chute com força máxima está diretamente relacionada com a velocidade de aproximação do jogador para o chute, calculada através do impulso (força/tempo) também nas três direções.

OPAVSKY (1988) procurou estabelecer características cinemáticas lineares e angulares em chutes com a parte dorsal do pé com e sem deslocamento. Foram filmados dois tipos de chutes de seis sujeitos a uma frequência de 60 Hz. Para os chutes com deslocamento, os sujeitos se posicionavam de seis a oito passos do local onde estava a bola. Cinco pontos foram analisados nas imagens: centro de gravidade do pé, da coxa, da perna, de todo o membro de chute e do pé com a perna. Nas análises da velocidade linear do evento podem ser identificadas três fases gerais. A primeira fase é

caracterizada pelo aumento da velocidade, a segunda é identificada pelo pico de velocidade e a terceira pela queda da velocidade. Em ambos os chutes os valores das velocidades apresentaram um comportamento parecido. Porém, nos chutes com deslocamento do cobrador, a velocidade da bola foi maior ($110,8 \text{ km.h}^{-1}$) em relação aos chutes sem deslocamento ($84,5 \text{ km.h}^{-1}$). Também foram verificados valores superiores da velocidade do tornozelo nos chutes com deslocamento.

KUHN (1988) também verificou a velocidade da bola diante das cobranças de pênaltis. Isso foi possível através da análise do tempo de deslocamento da bola entre o contato do pé de chute com o momento em que ela ultrapassa a linha do gol. Foram verificados valores de 400 ms de deslocamento, equivalente a uma velocidade de $100,0 \text{ km.h}^{-1}$, a 800 ms de deslocamento, representando uma velocidade de $50,0 \text{ km/h}$. O autor definiu como lentas, as cobranças com valores abaixo de $75,0 \text{ km.h}^{-1}$ e, rápidas, quando estes valores de velocidades estiverem acima.

RODANO e TAVANA (1993) investigaram o chute com a parte medial do pé em jogadores profissionais italianos. Participaram deste estudo dez atletas do AC Milan Football Club. Após uma fase de aquecimento, os jogadores realizaram cinco chutes precedidos por apenas duas passadas na corrida de aproximação. Os resultados mostraram que a velocidade da bola variou entre $22,3 \text{ m.s}^{-1}$ e $30,0 \text{ m.s}^{-1}$. Os maiores valores de velocidade da bola ($30,0 \text{ m.s}^{-1}$ e $28,8 \text{ m.s}^{-1}$) foram nos chutes dos dois jogadores mais fortes fisicamente, segundo a concepção do treinador.

LEVANON e DAPENA (1998) calcularam a velocidade da bola em dois tipos de chute. Seis jogadores experientes realizaram duas cobranças de pênalti, sendo uma com a parte medial do pé (chute de precisão) e a outra com o dorso do pé (chute de potência). Os autores encontraram que a velocidade da bola para os chutes de precisão

foi menor em relação aos chutes de potência ($22,5 \text{ m.s}^{-1} \pm 1,8 \text{ m.s}^{-1}$ e $28,6 \text{ m.s}^{-1} \pm 2,2 \text{ m.s}^{-1}$, respectivamente). A velocidade da bola nos chutes de potência corrobora com os apresentados por PLAGENHOEF (1971).

De acordo com o estudo de MORYA et al. (2003), a velocidade média da bola encontrada nos jogos da Copa do Mundo de 2002 foi de $115,2 \text{ km.h}^{-1} (\pm 21,6 \text{ km.h}^{-1})$, maiores que os $93,6 \text{ km.h}^{-1}$ obtidos em cobranças de jogos em campeonatos de clubes Europeus e Sul Americano, sendo também, bem superior à média encontrada por KUHN (1988) de $75,0 \text{ km.h}^{-1}$.

THOMAZ (2005) também analisou a velocidade da bola quando comparados os chutes de precisão (caracterizado pelo contato da região medial do pé com a bola) e potência (caracterizado pelo contato do dorso do pé com a bola) em indivíduos do gênero feminino. Os chutes foram simulações de pênalti. As participantes realizaram duas séries de cinco chutes, sendo a primeira com chutes de precisão e a segunda de potência. Em cada tentativa a participante tinha como objetivo acertar um alvo com dimensões de 1 m^2 fixado na região central do gol. A autora não verificou diferença significativa nos valores de velocidade da bola entre os dois tipos de chute.

DESIO et al. (2005) investigaram o desempenho de dois jogadores italianos profissionais numa simulação de pênalti no futebol de campo. Os jogadores chutaram uma bola oficial em direção de cinco alvos, dispostos horizontalmente numa altura de 1,7 m. Um alvo foi posicionado no centro do gol e os outros ficavam distantes lateralmente 1,46 m e 2,92 m para a direita e para esquerda. Os voluntários eram instruídos a chutar a bola da marca do pênalti em direção a um dos cinco alvos escolhidos aleatoriamente pelo experimentador. Todas as tentativas foram filmadas em vista lateral e posterior e em seguida as imagens foram analisadas quadro a quadro para

a investigação da precisão e velocidade da bola. O valor médio de velocidade da bola foi de $72,3 \text{ km.h}^{-1}$ ($\pm 7.91 \text{ km.h}^{-1}$), não havendo diferença significativa entre os alvos. Verificou-se que a velocidade da bola nos chutes, em que a prioridade eram a os alvos (precisão), foi menor que o valor médio de velocidade da bola ($115,0 \text{ km.h}^{-1}$) encontrado nas cobranças de penalti da Copa do Mundo de 2002.

2.3 Orientações de segmentos corporais e ângulos articulares

Diversos estudos da biomecânica tiveram como objetivo orientar os segmentos corporais durante a realização de tarefas motoras para analisar seus comportamentos. Deste modo, os movimentos articulares de rotações podem ser quantificados e alguns movimentos explicados de forma minuciosa, podendo-se até mesmo fazer a identificação da amplitude angular que ocorre em determinada articulação (CHAO, 1980; ZATSIORSKY, 1998).

Porém, para este tipo de análise o primeiro passo é considerar os segmentos analisados como corpos rígidos conectados por articulações e então, definir a posição neutra (posição ortostática), que melhor representa o modelo anatômico. Desta forma, podem-se obter os ângulos articulares dos movimentos no eixo frontal, sagital e longitudinal.

Em seguida é necessário escolher de que maneira quantificar e identificar estes ângulos. A maioria dos estudos utiliza as definições dos ângulos de Euler para este tipo de análise, permitindo assim, a comparação dos resultados entre os estudos (CHAO, 1980; YING e KIM, 2002; ANDRADE et al., 2004). Os ângulos de Euler são definidos

como uma seqüência de três rotações como adotado por CHAO (1980) e ZATSIORSKY (1998),

O movimento angular no espaço tridimensional por ângulos de Euler consiste em que qualquer rotação pode ser obtida utilizando três seqüências de rotações sucessivas. Assim, em doze possíveis seqüências de rotações é importante observar que a posição e a orientação estão associadas à seqüência escolhida (ARAÚJO, 2005; YING e KIM, 2002).

CHAO (1980) quantificou e orientou os segmentos em três eixos anatômicos diferentes, considerando-os como corpos rígidos. Para quantificar os ângulos articulares, o autor seguiu a definição dos ângulos de Euler, com as letras gregas ϕ representando a flexão/extensão, θ abdução/adução e ψ a rotação interna/externa. O eixo em que ocorrem os movimentos de flexão/extensão foram associados ao fêmur, o eixo em que ocorrem 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 método mostrou-se confiável para análises de tarefas diárias sem impacto, como também para atender a uma grande população.

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*¹. Com o conjunto de dados obtidos, os autores extraíram os ângulos articulares decompostos segundo a seqüência de Euler. Neste caso foi descrito 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.

YING e KIM (2002) utilizaram os ângulos de Euler para descrição dos movimentos articulares. Quatro adultos sem histórico de traumas ou de patologia foram voluntários deste estudo. Os participantes realizaram três movimentos de máxima flexão - plantar e dorsiflexão. Foram fixados, nos participantes, quatro marcadores na perna (Maléolo medial e lateral, Tuberosidade da tíbia e Cabeça da fíbula) e mais quatro marcadores não colineares no pé. A partir destes pontos criaram-se os dois sistemas de coordenadas (perna e pé). Aos sistemas foi aplicada a seqüência de rotação Z, Y' e X'' planos que definiram os sistemas de coordenada da perna e do pé e obtidos os graus de rotação nos eixos Z (flexão plantar e dorsiflexão), eixo Y (eversão e inversão) e no eixo X (rotação interna e externa). Os autores identificaram padrões semelhantes em todos os participantes. Os valores de rotação no eixo Z ficaram entre 58° e 62° graus, para o eixo Y ficaram entre 1° e 4° graus e por fim, para o eixo X os valores variaram de 8° a 10° graus de rotação.

THOMAZ (2005) construiu sistemas de coordenadas locais, utilizando marcadores fixados nos pontos anatômicos da pelve, coxa, perna e pé. Os segmentos de interesse foram considerados como corpos rígidos interligados pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo (ZATSIORSKY, 1998). Esses sistemas de bases locais

¹ *Vicon Motion Systems – Sistema de aquisição de imagem para a medição e análise de movimentos.*

definiram as orientações de cada segmento, e permitiram quantificar os graus de rotação realizados em cada articulação. O cálculo dos ângulos foi feito através da posição do sistema fixo no segmento distal em relação ao sistema fixo no segmento proximal. Para a obtenção dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo foram utilizados os ângulos de Euler. Entre as possíveis seqüências de rotação adotou-se como a primeira rotação aquela realizada em torno do eixo Z, a segunda rotação a realizada em torno do eixo Y', rodado anteriormente, e a terceira rotação foi considerada a realizada em torno do o eixo X'' rodado duas vezes anteriormente.

Diante da literatura apresentada os ângulos de Euler provam ser um método eficiente e não invasivo para a descrição de movimentos articulares através de sistema de bases locais que definam os segmentos de interesse.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Identificar os ângulos articulares do tornozelo, a distância entre pé de apoio e a bola e a velocidade de saída da bola em cobranças de pênalti no futebol.

3.2 Objetivos específicos

- Orientar a perna e o pé do membro de suporte utilizando sistema de bases locais;
- Calcular os ângulos do tornozelo do membro de suporte utilizando os ângulos de Euler;
- Calcular a distância entre o pé de apoio e a bola nas cobranças convertidas em gol (CC) e nas cobranças desperdiçadas (CD);
- Determinar os valores de velocidade de saída da bola nas situações de CC e CD;
- Determinar os valores de velocidade angular para cada eixo de rotação nas CC e CD.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Participantes

A amostra deste estudo foi composta de 11 participantes sendo 10 jogadores e um goleiro, integrantes da equipe adulta de futebol de campo da Universidade Estadual Paulista – UNESP – Campus Rio Claro. Todos os atletas treinavam regularmente duas vezes por semana há mais de um ano e já participaram de competições estaduais. A escolha dos participantes foi realizada de forma aleatória seguindo a premissa de serem destros em relação à dominância de membros inferiores.

Todos os participantes foram informados anteriormente sobre o protocolo experimental, e cada um atestando sua participação assinando um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo I).

Todo protocolo de pesquisa foi encaminhado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro (Ofício CEP 019/2006, protocolo 8451 – Anexo II).

4.2 Preparação dos participantes

Para a coleta de dados os participantes vestiram calça, meções pretos e chuteiras utilizadas por eles em dias de treino.

Foram utilizados marcadores esféricos brancos (1,5 cm de diâmetro) colados a bases de velcros adesivos pretos (Figura 1).

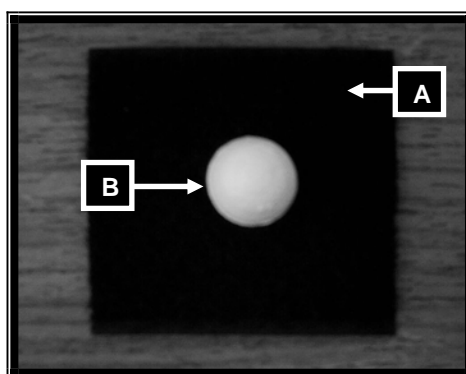


Figura 1 – (A) Velcro adesivo preto fixado na pele do participante. (B) Esfera branca de isopor utilizada como marcador.

Estas bases foram fixadas diretamente na pele dos participantes, sobre proeminências ósseas de interesse descritas abaixo, através de pequenos orifícios feitos na calça (Figura 2).



Figura 2 – (A) Visão posterior dos marcadores localizados no pé. (B) Visão anterior dos marcadores localizados na perna.

- **P1** - Calcâneo (porção lateral)
- **P2** - Quinta articulação metatarsofalangiana
- **P3** - Calcâneo (porção medial)
- **P4** - Maléolo lateral
- **P5** - Cabeça da fíbula
- **P6** - Maléolo medial

Para identificação das proeminências ósseas, foi utilizada a técnica de anatomia palpatória (FIELD, 2001) realizada sempre pelo próprio pesquisador.

4.3 Local de coleta

Todas as coletas foram realizadas no próprio campo de futebol da Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro. Em todos os dias de coleta a distância regulamentar de 11 metros foi medida pelo pesquisador.

4.4 Posicionamento das câmeras para aquisição das imagens

Para o registro das imagens das cobranças de pênalti foram utilizadas cinco câmeras. Todas elas posicionadas sobre tripés *Vanguard*[®].

A aquisição das imagens dos marcadores passivos foi obtida por quatro câmeras digitais *JVC*[®] modelo *GR - DVL9800* (Figura 3), ajustadas com frequência de 120 Hz, *shutter* de 1/250, balanço de branco e o foco definidos de forma manual.



Figura 3 – Modelo das câmeras digitais utilizadas para aquisição das imagens dos marcadores durante as cobranças de pênalti.

O posicionamento das câmeras digitais foi realizado de maneira que todos os marcadores passivos fossem visualizados por pelo menos duas das quatro câmeras (Figura 4).

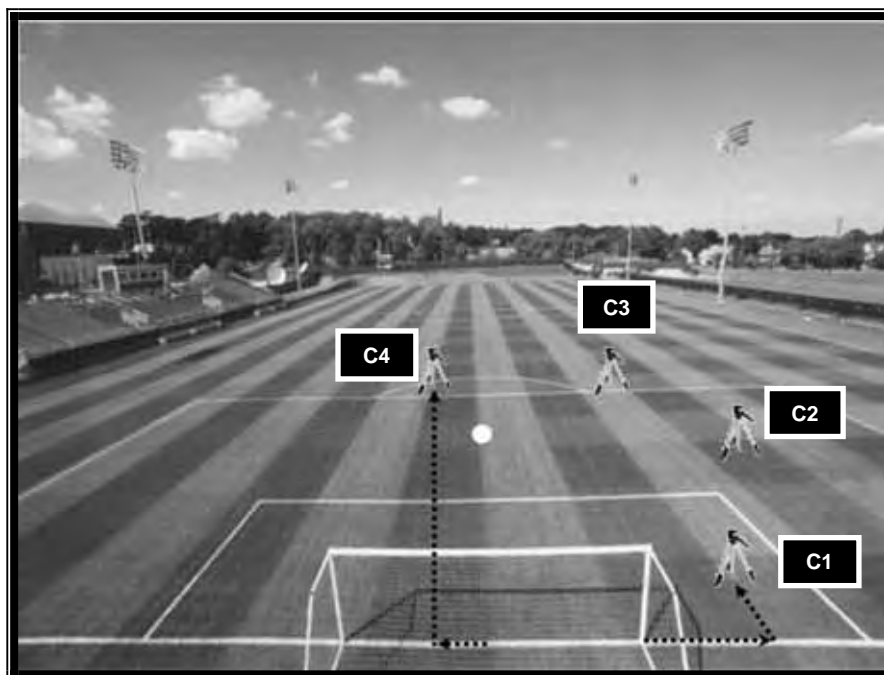


Figura 4 – Representação do posicionamento das câmeras digitais.

As câmeras C1, C2 e C3 foram posicionadas a partir de duas distâncias. A primeira paralela à linha de fundo tendo como origem a trave direita (na perspectiva do goleiro) e a segunda, perpendicular a linha de fundo em direção ao centro do campo: C1 (4,85 m; 2,40 m), C2 (5,15 m; 10,45 m), C3 (0,95 m; 19,50 m). A câmera C4 também foi posicionada a partir de duas distâncias, sendo a primeira também paralela à linha de fundo, à esquerda do centro do gol (também na perspectiva do goleiro) e a segunda, perpendicular à linha de fundo em direção ao centro do campo: C4 (0,60 m; 19,90 m).

A quinta câmera utilizada foi uma analógica *SONY*[®] modelo *CCD – TRV40* com o foco também ajustado manualmente (Figura 5).



Figura 5 - Modelo da câmera analógica utilizada para visualização da região do gol atingida pela bola.

A câmera C5 foi posicionada fora da grande área, a uma distância de 20,70 m da linha de fundo em direção ao centro campo passando pela marca do pênalti (Figura 6).



Figura 6 – Representação do posicionamento da câmera analógica.

4.5 Protocolo

Para este experimento foram necessários dois momentos na aquisição das imagens, sendo a primeira com uma tomada estática e a segunda com uma tomada dinâmica. Primeiramente, foi realizada a tomada estática para se obter os valores da posição neutra da articulação do tornozelo de cada participante. O indivíduo permaneceu em posição ereta, com pés paralelos e ligeiramente afastados e os membros superiores relaxados. Após o posicionamento correto dos participantes, a tomada estática teve uma duração de 10 segundos. Um sinal sonoro emitido por um apito foi utilizado no início e ao fim do tempo de aquisição.

Logo após a tomada estática, foram registradas as tomadas dinâmicas que consistiam nas cobranças de pênalti realizadas pelos participantes.

Os chutes foram precedidos por um breve aquecimento e alongamento. Cada um dos 10 participantes realizou uma seqüência de 10 cobranças com a bola parada e posicionada a uma distância de 11 metros da linha de fundo.

A corrida de aproximação e a estratégia de cobrança ficaram a critério do participante. Os participantes foram autorizados para as cobranças após um sinal sonoro emitido por um apito.

O evento de interesse utilizado para análise e obtenção dos dados cinemáticos foi definido entre o instante em que o calcanhar do membro de suporte tocava o solo (caracterizando o início do posicionamento do pé de apoio) até o último contato do pé e apoio com o solo (Figura 7).

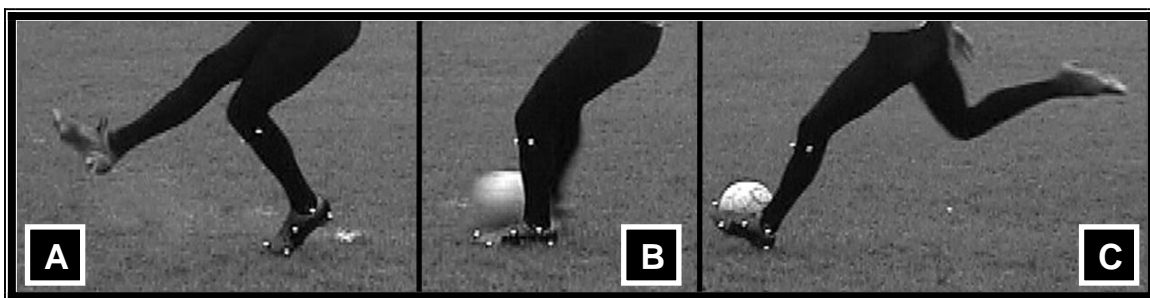


Figura 7 – Representa o ciclo do movimento analisado, tendo início com o toque do calcanhar do membro do pé de apoio no solo (C), passando pelo aplainamento total (B) e finalizando com a retirada do pé de apoio do solo (A).

4.6 Descrição das cobranças

Os participantes realizaram 10 cobranças de pênalti. No entanto, para análise das variáveis de interesse foram utilizadas 7 destas cobranças de pênalti de cada um dos 10 participantes, perfazendo um total de 70 cobranças. As cobranças em que houve oclusão ou perda de marcadores foram eliminadas.

As cobranças defendidas pelo goleiro, atiradas para fora do gol ou acertadas na trave foram computadas como cobranças desperdiçadas (CD). As demais foram consideradas cobranças convertidas em gol (CC).

Para auxiliar na análise das cobranças, inicialmente o gol foi dividido em 9 regiões imaginárias (R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8, R9). Em seguida, R1, R4 e R7 foram consideradas como região esquerda (RE), R2, R5 e R8 como região central (RC) e R3, R6 e R9 como região direita (RD) (Figura 8). A descrição destas regiões se deu através das imagens obtidas pela câmera 5. Com as imagens do gol durante as cobranças foi possível fixar uma folha milimetrada sobre a tela do computador e a partir desta folha dividir o gol em regiões iguais. A análise feita através das imagens também foi comparada com as anotações feitas pelo experimentador durante a coleta de dados.

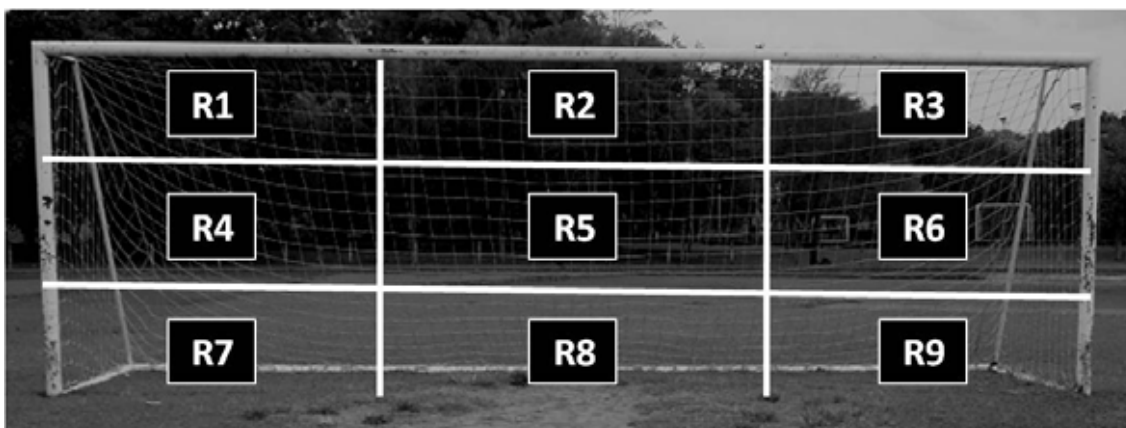


Figura 8 – Imagem do gol com as respectivas RE (R1, R4 e R7), RC (R2, R5 e R8) e RD (R3, R6 e R9) para classificação das cobranças.

A definição do gol em relação a região do gol em que foi direcionada a bola foi adaptada do sistema de análise de cobranças apresentado por MORYA et al. (2003). A definição das regiões, esquerda e direita, se fez na perspectiva do cobrador.

4.7 Procedimentos para obtenção das variáveis cinemáticas

4.7.1 Captura das imagens

Após a filmagem das cobranças as imagens foram transferidas das fitas para o computador utilizando-se uma placa de captura *Studio DV da Pinnacle*[®].

As etapas de desentrelaçamento, sincronização, medição, calibração e reconstrução tridimensional das imagens foram realizadas através do *software DVIDEO* (BARROS et al., 1999; FIGUEROA et al. 2006).

4.7.2 Desentrelaçamento e compactação das imagens

O processo de desentrelaçamento da imagem consiste em antepor os quadros pares e ímpares adquiridos em tempos distintos, que anteriormente estariam sobrepostos no mesmo campo de imagem.

Para compactação das imagens foi utilizado o codificador de vídeo “*Indeo Vídeo 5.11*®”.

4.7.3 Sincronização

Como a aquisição das imagens feitas pelas câmeras não são contínuas no tempo, mas sim discretas, a diferença entre estes registros realizados por câmeras diferentes, em um dado instante de tempo, pode ocasionar uma defasagem temporal entre elas. Considerando que a reconstrução tridimensional ocorre a partir da projeção dos pontos de interesse em cada uma das câmeras simultaneamente, a etapa de sincronização é utilizada para identificar o mesmo quadro registrado pelas câmeras. Neste estudo foram adotadas duas estratégias que permitem a sincronização. Uma delas foi a emissão de um sinal sonoro que é captado pelo sistema de áudio das câmeras, podendo ser facilmente identificado no *software* Dvideow. A segunda estratégia consistiu na análise visual do contato do pé de chute com a bola.

4.7.4 Medição

O processo de medição consistiu-se na localização dos pontos de interesse em uma seqüência de imagens previamente definida. Inicialmente foi realizada uma medição manual durante os dois primeiros quadros para a identificação visual dos pontos de interesse e o ajuste dos parâmetros de segmentação. Em seguida, foi realizada a medição automática, uma vez que o padrão inicial pode ser identificado. No caso de uma medida automática não muito satisfatória no rastreamento do marcador a correção por parte do pesquisador foi realizada novamente através da medição manual. No entanto, em situações que ocorreram oclusão de marcadores em dois ou mais quadros, a tentativa foi descartada.

4.7.5 Calibração

Para a calibração do espaço, utilizou-se um objeto volumétrico com dimensões previamente mensuradas, possuindo dezesseis marcadores de interesse com suas posições cartesianas absolutas conhecidas (Apêndice A).

Assim, o sistema de referência utilizado foi orientado com o eixo Z na direção vertical (orientada para cima), o eixo Y em direção ao gol (ortogonal a Z e a linha de fundo) e o eixo X com a sua direção e sentido definidos pelo produto vetorial de Y por Z. O marcador de número 1 do calibrador foi adotado como a origem do sistema de referências (Figura 9).

O calibrador foi filmado por todas as câmeras e suas imagens passaram também pelo processo de captura, desentrelaçamento e medição de todos marcadores para a aquisição dos arquivos de calibração utilizados na etapa da reconstrução tridimensional.

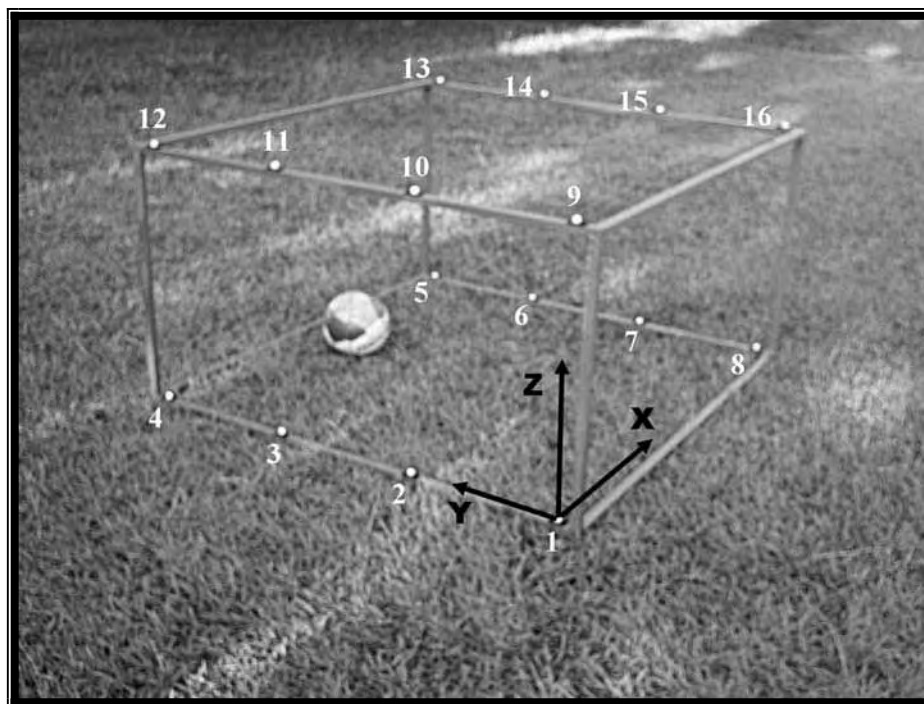


Figura 9 – Objeto calibrador com 16 marcadores e o sistema de referência adotado a partir do marcador número 1.

4.7.6 Reconstrução Tridimensional

Após as etapas citadas anteriormente os marcadores medidos foram reconstruídos tridimensionalmente pelo método do DLT (*direct linear transformation*) (ABDEL-AZIZ & KARARA, 1971). O método DLT é realizado através da aplicação de sistemas de equações lineares. Este sistema de equações é aplicado duas vezes, a primeira para quantificar os parâmetros da transformação (calibração) e a segunda para efetuar a reconstrução propriamente dita.

4.8 Tratamento dos Dados

O tratamento dos dados consistiu-se na verificação de quão acurado foi o sistema utilizado neste estudo, suavização das coordenadas cartesianas dos marcadores, determinação dos sistemas de bases locais da perna e do pé, cálculo dos ângulos articulares, velocidade angular da articulação do tornozelo, velocidade de saída da bola e a distância entre o pé de apoio e a bola. Para isso foi utilizado o *software Matlab*[®] 6.5 (*Mathworks*).

4.8.1 Determinação da acurácia do sistema

A acurácia do sistema é realizada para mensurar o quanto de erro existe no referido experimento. A determinação da acurácia é calculada através dos valores de *bias* (erros sistemáticos) e também pela precisão (erros aleatórios).

Para verificação da acurácia neste estudo utilizou-se uma haste de cor preta contendo dois marcadores passivos de 1,5 cm de diâmetro fixados nas extremidades (Figura 10).

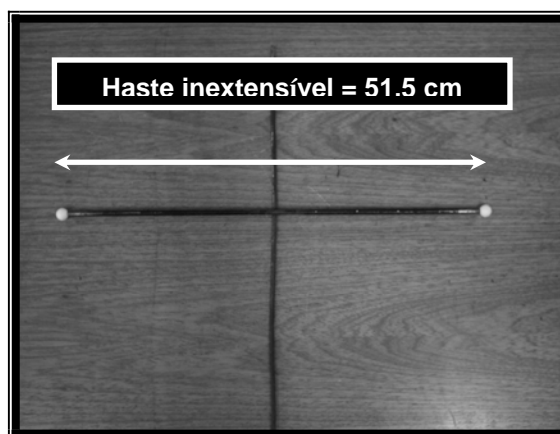


Figura 10 – Haste inextensível utilizada para mensurar o quanto acurado foram os dados do experimento.

A distância entre estes marcadores foi previamente mensurada pelo pesquisador utilizando uma fita métrica inextensível. O valor encontrado de 51,5 cm foi à média aritmética encontrada entre as três medidas realizadas pelo pesquisador. Essa distância foi adotada como valor real e representada por μ .

Em seguida, este objeto foi filmado sendo movimentado aleatoriamente no ambiente de coleta, por todo o espaço calibrado. Estas imagens passaram por todos os procedimentos de cinemetria descritos anteriormente.

A partir das coordenadas cartesianas dos dois marcadores, obtidas por reconstrução tridimensional, foram calculadas as distâncias Euclidianas entre os mesmos (equação 1).

$$d_{(i)} = \sqrt{(X_{2(i)} - X_{1(i)})^2 + (Y_{2(i)} - Y_{1(i)})^2 + (Z_{2(i)} - Z_{1(i)})^2} \quad (1)$$

A distância Euclidiana (d) é calculada a partir das coordenadas cartesianas do primeiro (X_1, Y_1, Z_1) e do segundo marcador (X_2, Y_2, Z_2) para cada instante de tempo (i), sendo $i = 1, 2, \dots, n$, onde n representa o número total de quadros obtidos durante o teste de acurácia do sistema.

Em seguida, foi calculada a média aritmética (\bar{d}) dos valores de $d_{(i)}$, para serem empregados no cálculo dos valores de precisão representados por p (equação 2). A equação 3 demonstra o cálculo dos valores de bias, representados por b , onde o valor real é subtraído por cada valor de $d_{(i)}$.

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

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

Então, a partir dos valores de precisão e bias foi possível calcular a acurácia (a) do referido estudo.

$$a = \sqrt{b^2 + p^2} \quad (4)$$

Deste modo, quanto menor o valor encontrado na soma do *bias* (erro sistemático do estudo) e da precisão (erro aleatório do estudo), mais acurado será o sistema utilizado e mais fidedigno serão os dados do referido estudo.

4.8.2 Suavização

As coordenadas cartesianas foram suavizadas pela função não paramétrica ponderada local robusta *LOESS* (CUNHA e LIMA FILHO, 2003).

4.8.3 Definição e orientação dos segmentos

Uma vez que o corpo humano é um sistema extremamente complexo, modelá-lo considerando suas características anatômicas é também uma tarefa bastante complexa.

No entanto, para análise cinemática de um corpo, sua modelagem é necessária (ANDRADE et al., 2004). Apesar de todos os corpos naturais serem deformáveis em maior ou menor grau, a aproximação como corpo rígido é, freqüentemente, muito boa e simplifica a análise do movimento no sistema (TIPLER, 1978).

De acordo com KAPANDJI (2000) a articulação tíbio-tarsiana é considerada uma tróclea, o que significa que só possui um grau de liberdade (Flexão e Extensão). Os movimentos de adução/abdução e pronação/supinação ocorrem num conjunto, das articulações subtalares formadas pelo talo e o calcâneo e com movimentos de rotação axial do joelho.

No entanto, o presente trabalho considerou os corpos rígidos perna e pé, interligados apenas pela articulação tíbio-tarsiana. A essa articulação, como representante de todo complexo articular do tornozelo, foram atribuídos movimentos nos três graus de liberdade.

Para cada segmento será definida uma base ortonormal, determinada pelos versores i, j, k com origem no ponto **O**.

As bases ortonormais da perna e do pé foram formadas através da operação de subtração e produto vetorial entre as coordenadas cartesianas dos pontos de interesse. Os pontos **P4** (maléolo lateral), **P5** (cabeça da fíbula) e **P6** (maléolo medial) foram utilizados para formar a base da perna. Já os pontos, **P1** (calcâneo porção lateral), **P2** (quinta articulação metatarsofalangiana) e **P3** (calcâneo porção medial) foram utilizados para formar a base do pé.

A seguir serão descritos os modelos de orientação utilizados para perna e pé.

4.8.3.1 Base local da Perna

A base ortonormal para a perna teve origem no vetor **P4**. Um versor auxiliar (**a**) foi formado pela diferença entre o vetor **P6** e **P4** (equação 5), com origem em **P4**. O versor **k**, por convenção, foi definido longitudinalmente à perna com sentido distal–proximal (equação 6), também com origem em **P4**. Através do produto vetorial de **k** por **a**, obteve-se o versor **j** (equação 7). E o versor **i** foi definido pelo produto vetorial de **j** por **k** (equação 8), formando assim a base ortonormal da perna (Figura 11).

$$\text{vetor auxiliar } \mathbf{a} = \frac{\mathbf{P6} - \mathbf{P4}}{\|\mathbf{P6} - \mathbf{P4}\|} \quad (5)$$

$$\text{versor } \mathbf{k} = \frac{\mathbf{P5} - \mathbf{P4}}{\|\mathbf{P5} - \mathbf{P4}\|} \quad (6)$$

$$\text{versor } \mathbf{j} = \frac{\mathbf{k} \times \mathbf{a}}{\|\mathbf{k} \times \mathbf{a}\|} \quad (7)$$

$$\text{versor } \mathbf{i} = \mathbf{j} \times \mathbf{k} \quad (8)$$

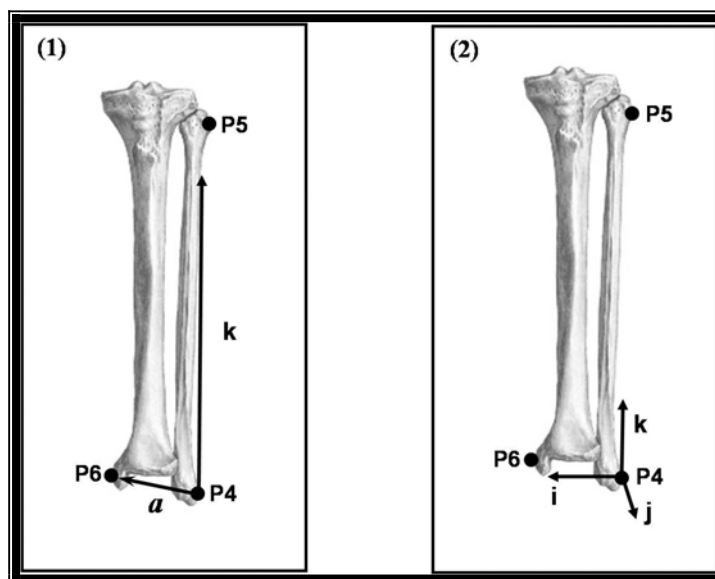


Figura 11 – (1) Determinação do versor auxiliar (a) e do versor k utilizados na definição da base ortonormal i, j, k da perna (2).

4.8.3.2 Base local do Pé

O sistema de coordenadas utilizado para formar a base ortonormal do pé teve origem em $\mathbf{P1}$ (Figura 12). Um versor auxiliar (b) resultou da subtração do vetor $\mathbf{P3}$ pelo vetor $\mathbf{P1}$ (equação 9). O versor k , foi definido longitudinalmente ao pé através da subtração do vetor $\mathbf{P1}$ pelo vetor $\mathbf{P2}$ (equação 10). O versor j foi definido a partir do produto vetorial de k por b (equação 11). Já o versor i foi definido a partir do produto vetorial de j por k (equação 12).

$$\text{vetor auxiliar } b = \frac{P3 - P1}{\|P3 - P1\|} \quad (9)$$

$$\text{versor } k = \frac{P1 - P2}{\|P1 - P2\|} \quad (10)$$

$$\text{versor } \mathbf{j} = \frac{\mathbf{k} \times \mathbf{b}}{\|\mathbf{k} \times \mathbf{b}\|} \quad (11)$$

$$\text{versor } \mathbf{i} = \mathbf{j} \times \mathbf{k} \quad (12)$$

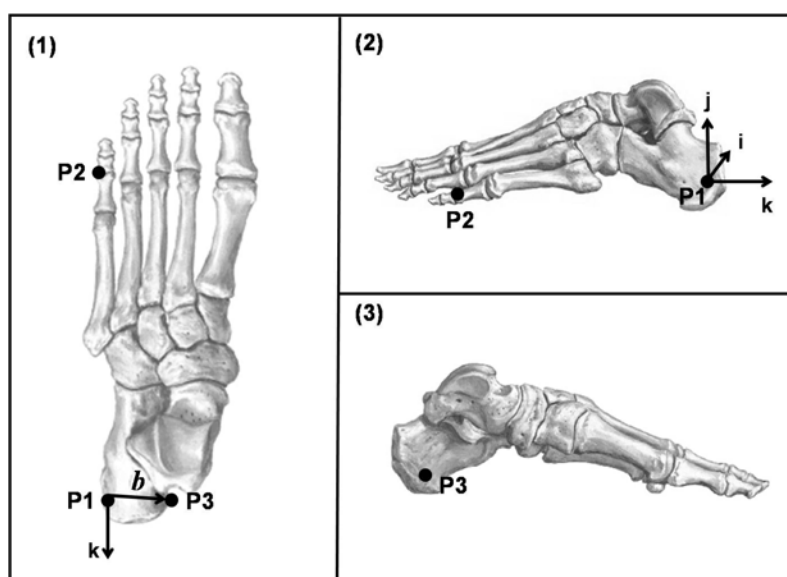


Figura 12 – (1) Vista superior do pé com a representação do vetor auxiliar (\mathbf{b}) e do versor \mathbf{k} . (2) Vista lateral da base ortonormal do pé \mathbf{i} , \mathbf{j} , \mathbf{k} com origem em P1. (3) Vista medial do posicionamento do P3.

4.9 Ângulos articulares

A análise tridimensional de uma articulação permite a medida de três movimentos angulares independentes relacionados aos três eixos de rotação especialmente orientados (CHAO, 1980).

Os valores das rotações obtidos nos três graus de liberdade foram calculados através dos ângulos de Euler. O ângulo de Euler se utiliza do fato de que qualquer rotação pode ser obtida através de três seqüências de rotações sucessivas em torno de

eixos coordenados. Em doze possíveis seqüências de rotações, o presente estudo adotou a primeira rotação em torno do eixo Z, a segunda rotação em torno do eixo Y' e a terceira, em torno do eixo X'' (Figura 13).

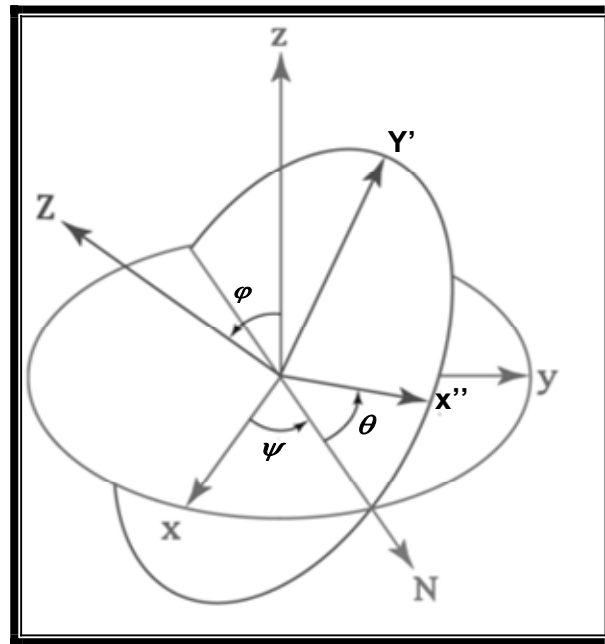


Figura 13 – Seqüência de rotação (Z, Y', X'') utilizada neste estudo (adaptado de CHAO, 1980).

Os três ângulos φ , θ , ψ foram definidos como os ângulos obtidos através das rotações em torno do eixo sagital (sobre o versor \mathbf{i}), transversal (sobre o versor \mathbf{j}) e longitudinal (sobre o versor \mathbf{k}), respectivamente, todos em relação ao pé.

Ângulos articulares são definidos como a medida de uma rotação do segmento distal em relação ao segmento proximal (VAUGHAN, 1992). Segundo Kapandji (2000), a definição geral das rotações de acordo com a nomenclatura clínica pode ser descrita como (Figura 14):

φ = ângulos descritos pelas rotações em torno do versor \mathbf{i} que descrevem os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão;

θ = ângulos descritos pelas rotações em torno do versor j que descrevem movimentos de adução e abdução;

ψ = ângulos descritos pelas rotações em torno do versor k que descrevem movimentos de pronação e supinação.

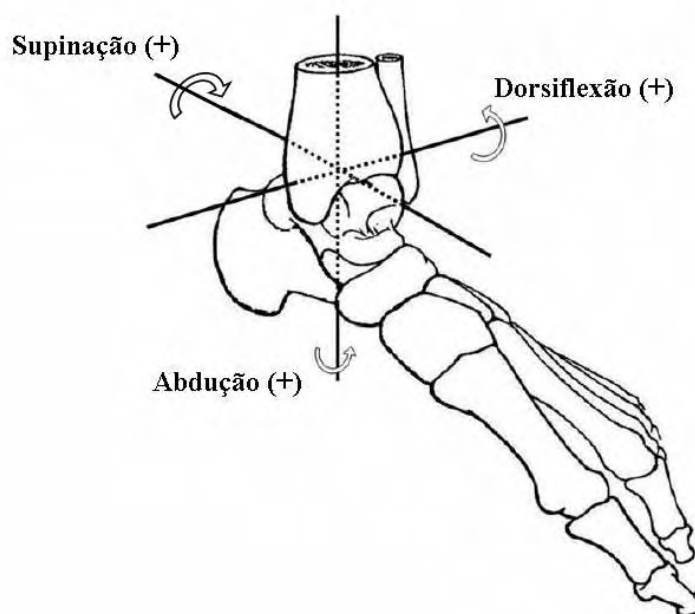


Figura 14 – Sistema de coordenadas utilizada na articulação do tornozelo para mensurar os ângulos nos três graus de rotação (calcâneo em relação à tibia).

A partir das matrizes de rotação R_k , R_j e R_i , (Figuras 15, 16 e 17 respectivamente), multiplicadas na seqüência descrita anteriormente, obtêm-se uma nova matriz de rotação denominada MR (Figura 18).

$$R_k = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\text{sen} \psi & 0 \\ \text{sen} \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Figura 15 – Matriz que descreve uma rotação em torno do eixo k.

$$R_j = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \text{sen} \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen} \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

Figura 16 – Matriz que descreve uma rotação em torno do eixo j.

$$R_i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & -\text{sen} \varphi \\ 0 & \text{sen} \varphi & \cos \varphi \end{bmatrix}$$

Figura 17 – Matriz que descreve uma rotação em torno do eixo i.

$$MR = \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \theta & -\text{sen} \psi \cos \varphi + \cos \psi \text{sen} \theta \text{sen} \varphi & \text{sen} \psi \text{sen} \varphi + \cos \psi \text{sen} \theta \cos \varphi \\ \text{sen} \psi \cos \theta & \cos \psi \cos \varphi + \text{sen} \psi \text{sen} \theta \text{sen} \varphi & -\cos \psi \text{sen} \varphi + \text{sen} \psi \text{sen} \theta \cos \varphi \\ -\text{sen} \theta & \cos \theta \text{sen} \varphi & \cos \theta \cos \varphi \end{bmatrix}$$

Figura 18 – Matriz de rotação obtida através da multiplicação das matrizes descritas acima, $MR = R_i \times R_j \times R_k$.

Os ângulos articulares φ , θ e ψ são calculados através das equações 13, 14 e 15, respectivamente, onde se utiliza determinados elementos da matriz MR .

$$\varphi = \text{arctg}(MR(3,2), MR(3,3)) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (13)$$

$$\theta = \text{arcsin}(-MR(3,1)) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (14)$$

$$\psi = \text{arctg}(MR(2,1), MR(1,1)) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (15)$$

4.10 Velocidade de saída da Bola

Após a passagem das imagens pelos processos de desentrelaçamento e sincronização, dez quadros, a partir do contato do pé de chute com a bola, foram medidos de forma manual. Em seguida foram realizadas as etapas de calibração e reconstrução tridimensional para obtenção das coordenadas cartesianas da bola (X, Y, Z).

A velocidade de saída da bola foi calculada através do seu deslocamento em função do tempo, aplicando-se uma regressão linear (reta) para as coordenadas dos eixos X e Y e uma regressão de segundo grau (parábola) para as coordenadas do eixo Z, adaptado de LEVANON e DAPENA (1998).

Os valores de velocidade de saída da bola foram analisados e comparados quanto as CC e CD. Também foram verificados os valores de velocidade da bola para as RE e RD.

4.11 Distância entre o pé de apoio e a bola

A distância entre o pé de apoio e a bola foi calculada pela distância Euclidiana (equação 1), entre as coordenadas cartesianas do vetor **P1** (calcâneo porção lateral) e do vetor que representa o centro da bola (como citado anteriormente). As coordenadas cartesianas foram obtidas em um único quadro, sendo este, o que antecede o contato do pé de chute com a bola (Figura 19).



Figura 19 – Quadro que antecede o contato do pé de chute com a bola utilizado para o cálculo da distância Euclidiana entre as coordenadas cartesianas de P1 (calcâneo porção lateral) e o centro da bola.

4.12 Velocidade angular

A velocidade angular nos três eixos de rotação (i, j, k) foi obtida através da diferença finita dos ângulos em função do tempo utilizando rotinas do ambiente Matlab[®]. Foram verificadas as diferenças para velocidade angular nos três graus de rotação entre CC e CD.

5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os ângulos do tornozelo nos três graus de rotação foram expressos em média e desvio padrão para cada instante de tempo.

Para verificar a diferença entre cobranças convertidas (CC) e desperdiçadas (CD) para os ângulos articulares e velocidade angular foi utilizado o intervalo de confiança da mediana com um nível de significância de $p < 0.05$ (McGILL et al., 1978). O mesmo teste estatístico, através da análise por *boxplot*, foi utilizado para verificar a diferença entre CC e CD, região esquerda (RE) e região direita (RD) para velocidade da bola (V_b) e entre CC e CD para distância entre o pé de apoio e a bola (D).

Para o teste de correlação entre as variáveis V_b e D, utilizou-se a função “*corrcoef*” com o nível de significância $p < 0,05$ através do *software Matlab*[®] 6.5 (*Mathworks*).

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A avaliação dos resultados foi feita inicialmente a partir de um teste de acurácia em relação à reconstrução da trajetória dos marcadores durante o evento analisado nas cobranças de pênalti. Este teste nos possibilita maior confiabilidade nos valores de ângulos obtidos. O valor médio encontrado para a distância esperada da haste foi de 51,6 cm.

No referido experimento foi encontrado para precisão um valor de 0,53 cm e para *bias* um valor de 0,45 cm, resultando em uma acurácia de 0,70 cm. Considerando que o diâmetro do marcador utilizado foi de 1,5 cm, pode-se considerar que o erro encontrado no estudo é aceitável, permitindo confiabilidade nos ângulos obtidos.

6.1 Ângulos articulares

6.1.1 Situação Estática

A Tabela 1 apresenta os valores de média, em cada eixo de rotação, de todos os participantes. Em seguida foram calculados os valores de média e desvio padrão de todos os dez participantes. Considerando que a situação estática como posição neutra para os eixos de rotação, adotou-se os valores negativos como sendo movimentos de adução e pronação, e valores positivos como sendo movimentos de abdução e

supinação. O movimento de flexão plantar e dorsiflexão não apresentaram valores positivos e negativos. No entanto a descrição clínica do movimento é feita em função do ângulo médio de $90,8^\circ$ apresentado também na tabela 1.

Os ângulos em posição estática encontrados neste estudo corroboram com os valores apresentados por ANDRADE (2002), mesmo considerando que em seu estudo, a orientação da perna e do pé possui o versor i como vetor longitudinal aos segmentos.

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos ângulos nos três eixos de rotação expressos em graus para cada participante.

Participantes	Posição Ortostática		
	Flexão Plantar (-) Dorsiflexão (+)	Adução (-) Abdução (+)	Pronação (-) Supinação (+)
A	92,2°	3,3°	- 9,1°
B	91,6°	5,1°	-0,6°
C	86,7°	-2,8°	-13,2°
D	90,9°	5,3°	-8,5°
E	89,5°	-5,2°	-12,4°
F	90,2°	-8,4°	-4,8°
G	89,8°	8,0°	-12,0°
H	92,2°	-9,0°	-0,1°
I	90,8°	5,9°	-7,6°
J	93,9°	4,9°	-8,5°
média (± dp)	90,8° (±1,9°)	0,7° (±6,4°)	-7,7° (±4,6°)

É importante lembrar que a média de $90,8^\circ (\pm 1,9^\circ)$ encontrada para o movimento de flexão plantar e dorsiflexão se dá ao fato da construção inicial das bases locais em perna e pé. Adotando-se a convenção do eixo k posicionado longitudinalmente ao segmento (tanto para perna como para o pé), faz com que o eixo i da base do pé já esteja rodado aproximadamente 90° .

Os valores de $0,7^\circ (\pm 6,4^\circ)$ e $- 7,7^\circ (\pm 4,6^\circ)$ encontrados no eixo j (adução e abdução) e eixo k (pronação e supinação) respectivamente, descrevem uma alta variabilidade entre a posição estática dos participantes. De acordo com KAPANDJI

(2000) os maléolos mediais e laterais possuem algumas diferenças que podem ser pontuadas e consideradas responsáveis pelos valores encontrados. A primeira implica no fato da face externa ser mais baixa que a interna e a segunda é que a face externa é mais posterior, justificando a ligeira obliquidade que pode chegar até 20° para fora e para trás em relação ao eixo i (eixo perpendicular ao plano sagital), variando entre-indivíduos.

6.1.2 Situação Dinâmica

Os ângulos do tornozelo durante as cobranças de pênalti são apresentados em média (\pm dp).

A Figura 20 representa o movimento de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo durante as cobranças de pênalti.

O tornozelo inicia o ciclo com um ângulo médio de 97,2° de dorsiflexão que tende a aumentar com o aplainamento total do pé no solo associado a uma progressão do corpo sobre o pé (ANDRADE, 2002). Este movimento de dorsiflexão é continuado e atinge o valor máximo aos 76% do ciclo de movimento, com um ângulo de 118,7°. A partir deste momento, inicia-se um movimento de flexão plantar até o final do evento analisado, chegando aos 100% do ciclo com 113,8° de flexão plantar.

Segundo KAPANDJI (2000), quando este ângulo é agudo, trata-se de uma flexão ou dorsiflexão, onde a amplitude é de 20° a 30°, como apresentado neste estudo. Para um ângulo obtuso pode-se afirmar que se trata de uma extensão ou flexão plantar e sua amplitude está entre 30° a 50°. A maior amplitude de movimento encontrada para

flexão plantar faz com que a diferença entre indivíduos varie aproximadamente 20° , o que não ocorre para o movimento de dorsiflexão.

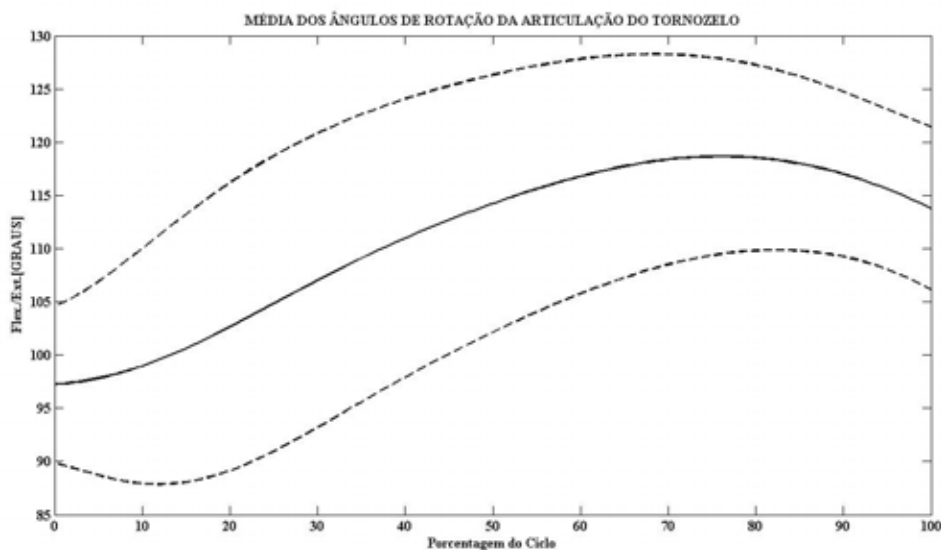


Figura 20 – Curva média (linha contínua) e \pm desvios padrão (linha tracejada) para o movimento de flexão plantar e dorsiflexão.

A partir da análise dos ângulos de flexão plantar e dorsiflexão para as tentativas em que as cobranças foram convertidas em gol (CC) e desperdiçadas (CD), foi possível observar que não houve diferença em todo o ciclo de movimento, pois se observa uma sobreposição dos valores de intervalo de confiança da mediana em todo o ciclo de movimento (Figura 21). A igualdade das curvas neste eixo de rotação (i) pode ser explicada pelo aplainamento total do pé (com cerca de 60% do ciclo) no solo. A partir deste aplainamento os ângulos de dorsiflexão são dados pelo movimento da perna que vai a frente e não pelo movimento voluntário do pé, isso faz com que uma característica individual seja identificada.

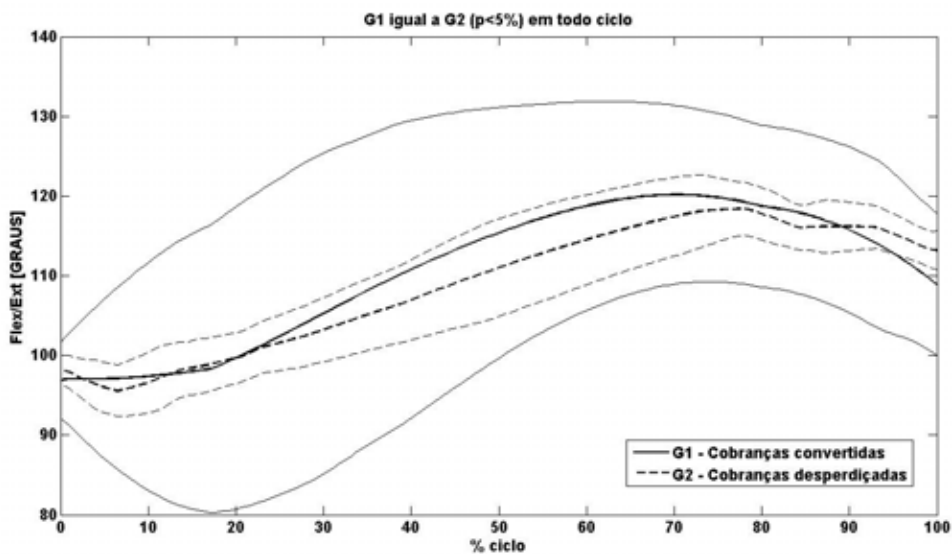


Figura 21 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de flexão plantar e dorsiflexão para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

Com relação aos ângulos de abdução e adução, pôde-se observar que o evento analisado teve início com uma abdução do pé de $13,7^\circ$ tendendo à aumentar até os 25% do ciclo quando atingiu o valor máximo de abdução de $21,8^\circ$ (Figura 22).

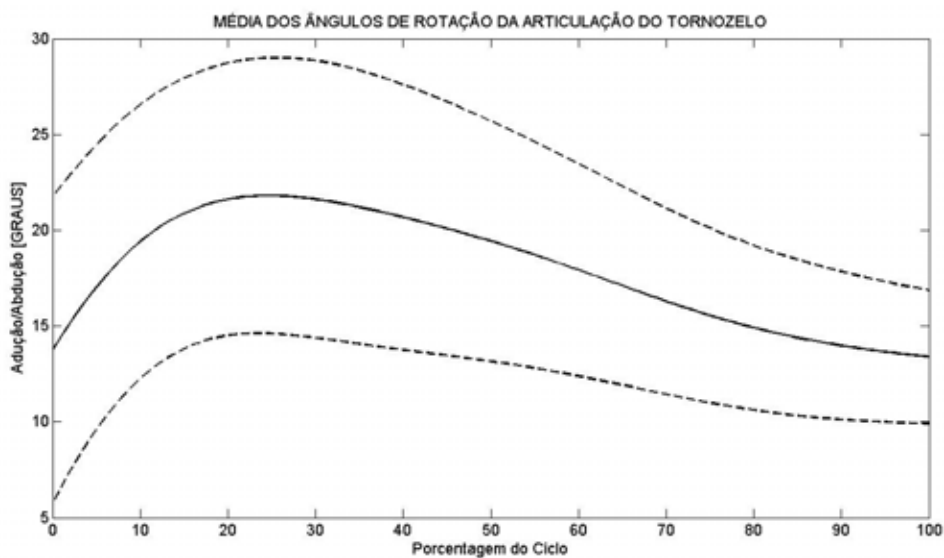


Figura 22 – Curva média (linha contínua) e \pm desvios padrão (linha tracejada) para o movimento de adução e abdução.

A partir de 25% do ciclo até o fim do evento foi possível verificar um movimento de adução da articulação do tornozelo.

O contínuo movimento de adução do tornozelo a partir dos 25% do ciclo foi observado até o final do evento analisado com um ângulo de $13,3^\circ$, fazendo com que a posição final tenha sido muito próxima da posição inicial no que diz respeito à rotação em torno do eixo j.

ANDRADE (2002) avaliou cinematicamente os ângulos do tornozelo do membro direito durante a marcha e observou uma manutenção do movimento de abdução no chamado primeiro apoio duplo (contato inicial do membro direito no solo e a retirada do pé esquerdo) e no apoio simples do membro inferior direito (entre a retirada da perna esquerda e o contato inicial da perna esquerda).

No presente estudo, o alto valor de abdução encontrado até os 25% do ciclo de movimento pode ser atribuído à carga mecânica a que foi exposta a articulação do tornozelo durante a corrida de aproximação, superior à carga gerada na marcha (AMADIO, 1996).

Considerando o maior ângulo encontrado para o movimento de abdução e o menor ângulo encontrado para o movimento de adução pode-se identificar uma amplitude angular em torno do eixo j de $8,5^\circ$.

Assim como no movimento de rotação em torno do eixo i, não foi identificada diferença dos ângulos de abdução e adução entre as curvas que representam as CC e CD (Figura 23).

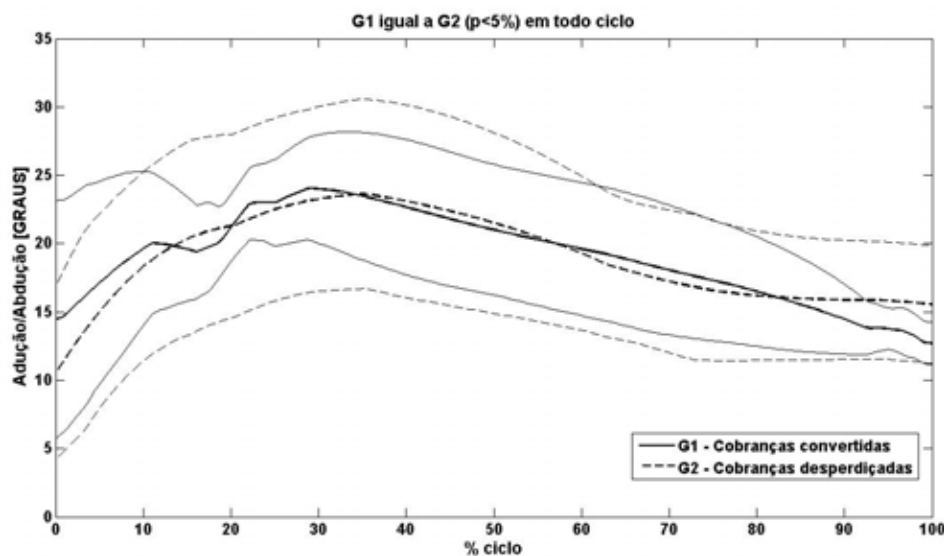


Figura 23 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de abdução e adução para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

A variabilidade nos ângulos de abdução e adução está bastante associada à rotação axial do joelho em posição flexionada (KAPANDJI, 2000). Segundo o autor, a rotação axial do joelho só pode ser realizada com o mesmo flexionado. A rotação interna do joelho, que direciona a ponta do pé “para dentro”, intervém de forma importante para o movimento de adução do pé. Do mesmo modo que, a rotação externa do joelho, direcionando a ponta do pé “para fora”, causa interveniência no movimento de abdução do pé.

Considerando o evento analisado, foi possível observar (visualmente) que a articulação do joelho no membro de suporte não atinge um ângulo alto de flexão, o que não nos permite observar grandes variações nos ângulos de rotação interna e externa.

A Figura 24 mostra os ângulos de pronação e supinação do tornozelo. A articulação do tornozelo inicia um movimento de supinação com ângulo de $-1,6^\circ$ que se acentua até os 65% do ciclo alcançando um ângulo de $5,2^\circ$. Em seguida, a articulação inicia um movimento de pronação que se estende até o final do ciclo.

A amplitude angular encontrada no movimento de pronação e supinação foi de 6,8°.

Os dados obtidos neste trabalho com relação aos ângulos de pronação e supinação corroboram com os valores apresentados por YING e KIM (2002) onde em um movimento de máxima flexão plantar para máxima dorsiflexão está intimamente ligado ao movimento de supinação. Foi possível observar que os movimentos de dorsiflexão e supinação aumentam até quase a mesma porcentagem do ciclo.

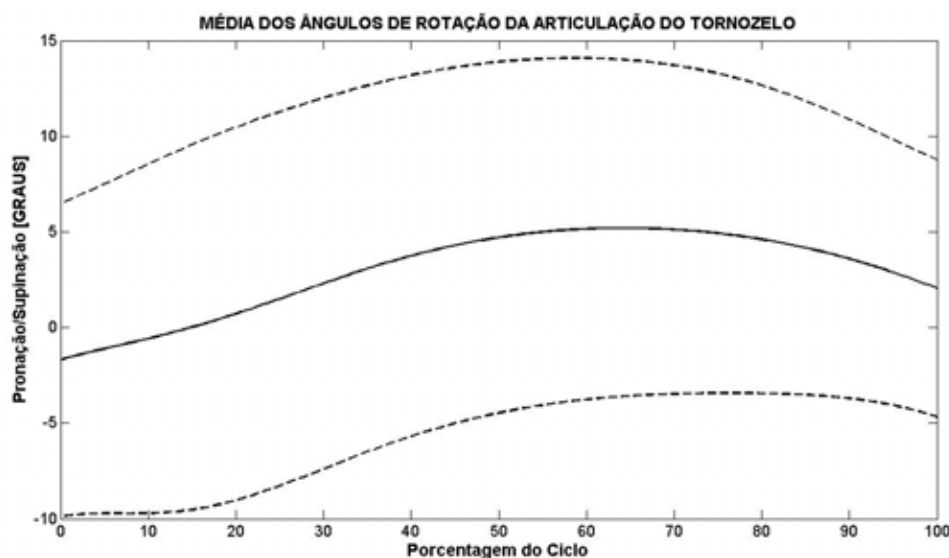


Figura 24 – Curva média (linha contínua) e \pm desvios padrão (linha tracejada) para o movimento de pronação e supinação.

SIEGLER et al. (1988) constataram que os movimentos de dorsiflexão estão acompanhados de supinação da articulação do tornozelo.

Foi possível observar no presente estudo que o aumento do movimento de dorsiflexão é acompanhado pelo aumento da supinação e adução, embora tenha sido observado o movimento de abdução entre o início do movimento até os 25% do ciclo.

A maior diferença entre CC e CD pode ser encontrada nos ângulos de pronação

e supinação, observada em 74% do ciclo de movimento (Figura 25). As CC apresentaram valores razoavelmente maiores que nas CD, o que representa maiores graus de supinação para as CC, principalmente entre os 50% e 80% do ciclo.

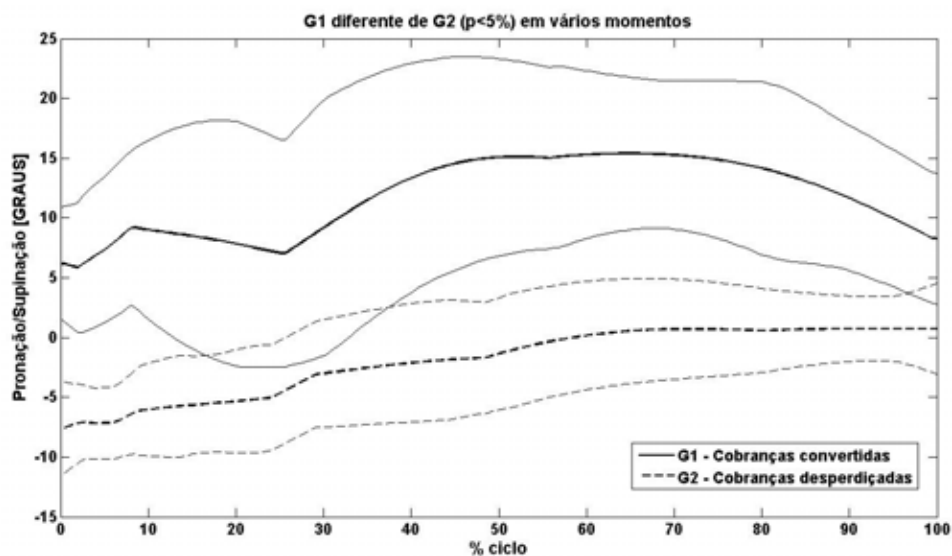


Figura 25 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança dos ângulos de pronação e supinação para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

6.2 Velocidade de saída da Bola

A Tabela 2 mostra a velocidade de saída da bola em todas as sete tentativas de cada participante e a média das velocidades com seus respectivos desvios padrão.

Tabela 2 – Valores de velocidade de saída da bola para cada tentativa (T) e valor de média e desvio padrão para cada participante.

Participantes	Velocidade da Bola (m.s ⁻¹)							Média (± DP)
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	
A	28,2	27,6	26,3	26,2	24,5	25,6	26,1	26,4 (± 1,2)
B	22,7	23,5	19,3	25,9	20,1	19,9	21,2	21,8 (± 2,4)
C	21,1	22,7	23,2	27,6	18,9	21,9	22,9	22,6 (± 2,6)
D	23,4	19,8	22,7	20,7	23,4	26,9	24,5	23,1 (± 2,4)
E	22,1	22,4	23,6	25,5	23,7	24,8	23,9	23,7 (± 1,2)
F	25,8	25,9	26,2	27,8	26,3	26,2	27,4	26,5 (± 0,8)
G	20,4	24,2	22,7	22,8	24,5	27,7	23,1	23,6 (± 2,2)
H	20,9	23,3	21,5	22,9	21,5	19,6	23,8	21,9 (± 1,5)
I	22,4	22,9	21,6	21,6	21,9	25,4	21,9	22,5 (± 1,3)
J	25,5	26,1	24,0	27,8	24,1	27,8	28,6	26,3 (± 1,9)

Os valores encontrados neste estudo corroboram com os apresentados pela literatura. A média de todas as cobranças foi de 23,8 m.s⁻¹ (± 1,8 m.s⁻¹), que são superiores aos apresentados por KUHN (1988) de 20,8 m.s⁻¹.

Já RODANO e TAVANA (1993) encontraram valores que variam entre 22,3 m.s⁻¹ e 30,0 m.s⁻¹. No entanto, este valor está abaixo dos apresentados por PLAGENHOEF (1971), que variam entre 25 m.s⁻¹ e 28,8 m.s⁻¹ e, principalmente dos 31,9 m.s⁻¹ encontrados por MORYA et al. (2003) na Copa do Mundo de 2002.

Considerando o fato de todos os participantes envolvidos no estudo serem destros, um dado bastante interessante pôde ser analisado.

De acordo com PLAGENHOEF (1971), que analisou chute com o dorso do pé, a velocidade de saída da bola e da perna de chute é menor quando a aproximação do cobrador é realizada na mesma direção em relação à trajetória descrita pela bola. Sendo assim, cobradores destros imprimem maior velocidade à bola quando dirigem a mesma para a região direita em relação ao goleiro.

WISIAK (2006) comparando a velocidade da bola entre as cobranças direcionadas para região do gol de lado oposto ao membro de chute (CO) e direcionadas para região do gol de lado favorável ao membro de chute (CF), constatou uma diferença significativa entre os dois grupos, onde CO apresentou valor médio de $101,2 \text{ km.h}^{-1}$ enquanto que para CF a velocidade média foi de $93,6 \text{ km.h}^{-1}$.

Apesar das cobranças realizadas na RE apresentarem maior valor da mediana em relação às cobranças realizadas na RD, a análise dos intervalos de confiança da mediana não descrevem nenhuma diferença significativa em relação ao lado em que as cobranças são direcionadas (Figura 26).

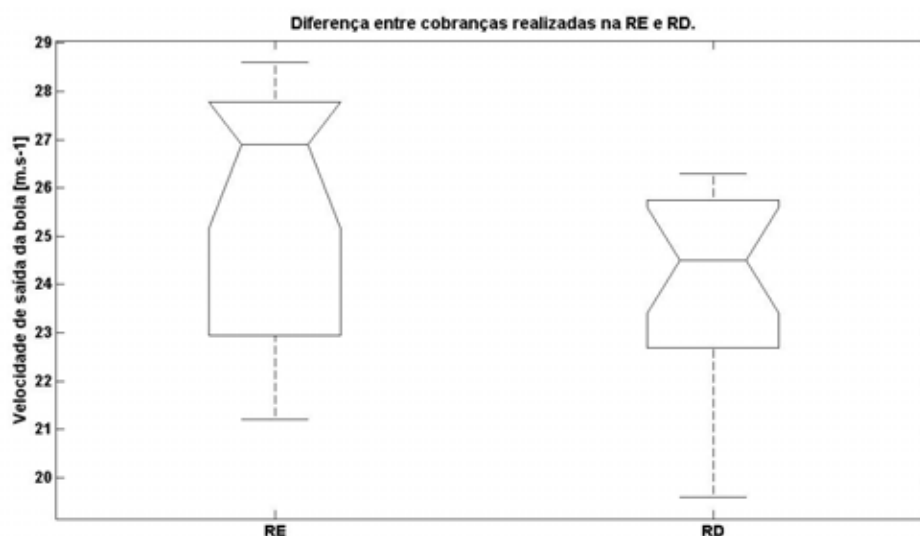


Figura 26 – Boxplot para verificar a diferença de velocidade de saída da bola entre cobranças realizadas na RE e RD.

Quando comparadas as os valores da mediana de velocidade de saída da bola em CC ($26,2 \text{ m.s}^{-1}$) e CD ($23,0 \text{ m.s}^{-1}$) é possível observar uma diferença significativa

($p < 0,05$) entre os grupos analisados, considerando que os intervalos de confiança das medianas não se sobrepõem (Figura 27).

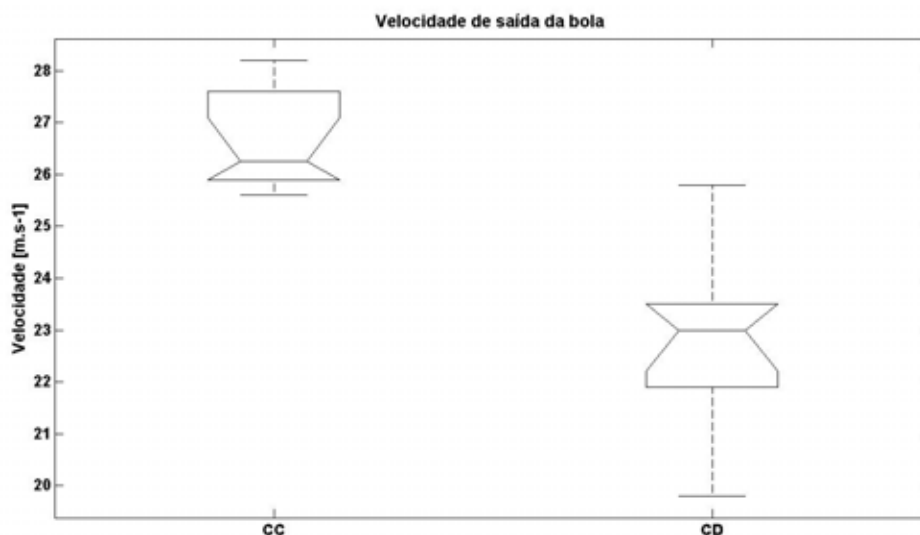


Figura 27 – Boxplot para verificar a diferença de velocidade de saída da bola nas situações de cobranças convertidas em gol e cobranças desperdiçadas.

Os resultados apontados neste estudo, com relação à velocidade de saída da bola em CC e CD, diferem dos valores apresentados por WISIAK (2006). Em seu estudo não foi identificada diferença significativa nos valores de velocidade de saída da bola para cobranças convertidas e defendidas. Vale ressaltar que o autor considerou como CD apenas aquelas que foram defendidas pelo goleiro. No entanto, chegou a 41% o número de cobranças desperdiçadas quando somadas as tentativas que foram acertadas na trave ou chutadas para fora do gol.

6.3 Distância entre o pé de apoio e a bola

Os participantes tiveram uma média de distância entre o pé de apoio e a bola de 0,37 m ($\pm 0,04$ m) (TABELA 3). Os valores obtidos neste estudo corroboram com os valores apresentados por McLEAN e TUMILTY (1993), onde na comparação entre membros, direito e esquerdo, em chutes de precisão e potência, os autores encontraram uma distância de 0,38 m nos chutes de precisão e 0,39 m nos chutes de potência, ambos com o membro direito.

No entanto, a menor distância obtida entre o pé de apoio e a bola foi de 0,31m ($\pm 0,03$ m), valor superior ao sugerido por HAY (1981) que pode variar entre 0,05 m e 0,28 m.

Tabela 3 – Valores de distância entre o pé de apoio e a bola para cada tentativa (T) e valor de média e desvio padrão para cada participante.

Participantes	Distância entre o pé de apoio e a bola (m)							Média (\pm DP)
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	
A	0,36	0,40	0,28	0,28	0,32	0,35	0,38	0,34 ($\pm 0,05$)
B	0,27	0,28	0,32	0,34	0,33	0,28	0,33	0,31 ($\pm 0,03$)
C	0,52	0,43	0,45	0,36	0,59	0,39	0,36	0,44 ($\pm 0,08$)
D	0,42	0,36	0,38	0,41	0,36	0,38	0,38	0,38 ($\pm 0,02$)
E	0,39	0,39	0,41	0,33	0,45	0,36	0,46	0,40 ($\pm 0,05$)
F	0,29	0,39	0,34	0,37	0,31	0,37	0,37	0,35 ($\pm 0,04$)
G	0,38	0,39	0,40	0,38	0,40	0,37	0,44	0,39 ($\pm 0,02$)
H	0,37	0,43	0,37	0,41	0,32	0,38	0,42	0,39 ($\pm 0,04$)
I	0,47	0,45	0,46	0,46	0,44	0,40	0,49	0,45 ($\pm 0,03$)
J	0,31	0,35	0,33	0,35	0,34	0,31	0,34	0,33 ($\pm 0,02$)

O estudo não verificou diferença significativa entre CC e CD no que se refere aos valores de D (Figura 28). Com os valores medianos de 0,34 mm e 0,36 mm para CC e CD respectivamente, a distância entre o pé de apoio e a bola, não se mostrou um fator interveniente no sucesso ou fracasso durante uma cobrança de pênalti.

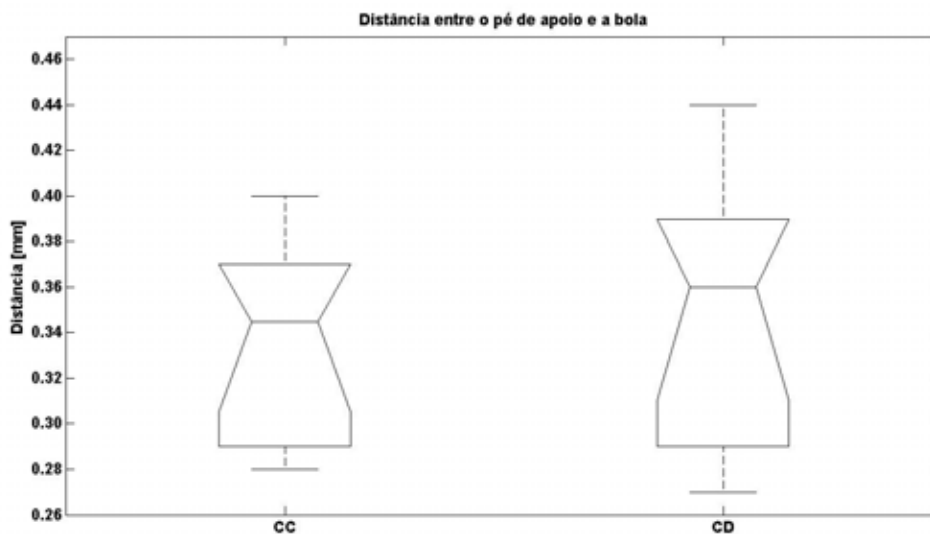


Figura 28 – Boxplot para verificar a diferença de distância entre o pé de apoio e a bola nas situações de cobranças convertidas em gol e cobranças desperdiçadas.

No entanto, ao correlacionar os valores de média e desvio padrão das variáveis V_b ($23,8 \pm 2,5 \text{ m.s}^{-1}$) e D ($0,37 \pm 0,05 \text{ m}$) em todas as cobranças realizadas, obteve-se correlação baixa e negativa de $r = -0,33$, porém significativa ($p < 0,05$) entre V_b e D .

A correlação encontrada nos mostra que as variáveis D e V_b são inversas. Sugerindo que quanto menor a distância entre o pé de apoio e a bola, maior a velocidade de saída da bola.

Considerando que as CC apresentaram velocidades de saída da bola significativamente maiores que as CD e, uma correlação inversa foi encontrada entre V_b e D , sugere-se que para um melhor aproveitamento do atleta, o pé de apoio esteja mais próximo da bola para que a mesma saia com velocidades maiores.

Entretanto, deve-se ressaltar que outros fatores podem estar envolvidos na capacidade do atleta em imprimir maior velocidade à bola. Segundo ASAMI et al. (1968), uma alta velocidade de extensão do joelho do membro de chute tem forte contribuição para o aumento da velocidade de saída da bola.

Já RODANO e TAVANA (1993) observaram que as duas maiores velocidades de saída da bola obtidas em seu estudo foram de dois atacantes identificados pelo treinador como os mais bem preparados fisicamente (mais fortes).

6.4 Velocidade angular

Quando analisadas as curvas de velocidade angular para as CC e CD em torno do eixo i (ω_i), podemos verificar um comportamento semelhante nas duas situações. As diferenças foram encontradas apenas em dois momentos do ciclo, entre 2 e 12% e 87% até final do evento, considerando a soma dos 77% restantes do ciclo de movimento os grupos não apresentaram diferenças significativas. É possível observar que o maior valor de velocidade angular encontrada foi para o grupo das CC de $35,1^\circ$ graus/s, enquanto que para o grupo das CD esse valor foi de $29,7^\circ$ graus/s (Figura 29).

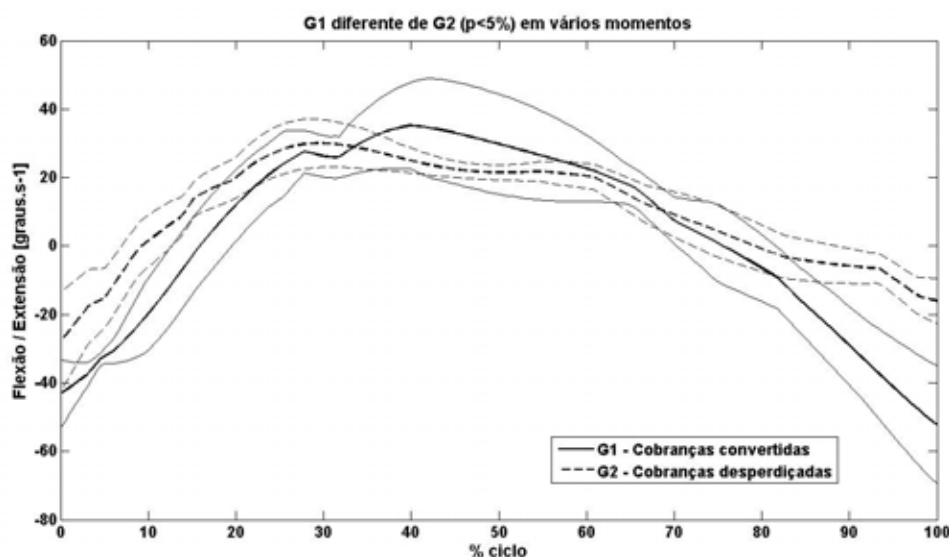


Figura 29 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de flexão plantar e dorsiflexão para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

A semelhança entre as curvas de velocidade angular podem ser encontradas também no eixo j (ω_j), que descreve os movimentos de adução e abdução. É possível identificar uma diferença entre os grupos CC e CD apenas entre 17% e 36% do ciclo de movimento. Em grande parte do ciclo (81%) os grupos não apresentaram diferença significativa. Os maiores valores de ω_j , para ambos os grupos, foram identificados no início do ciclo, sendo 54,9° graus/s e 48,7° graus/s para CC e CD respectivamente (Figura 30). Novamente o grupo CC apresentou maior valor de velocidade angular.

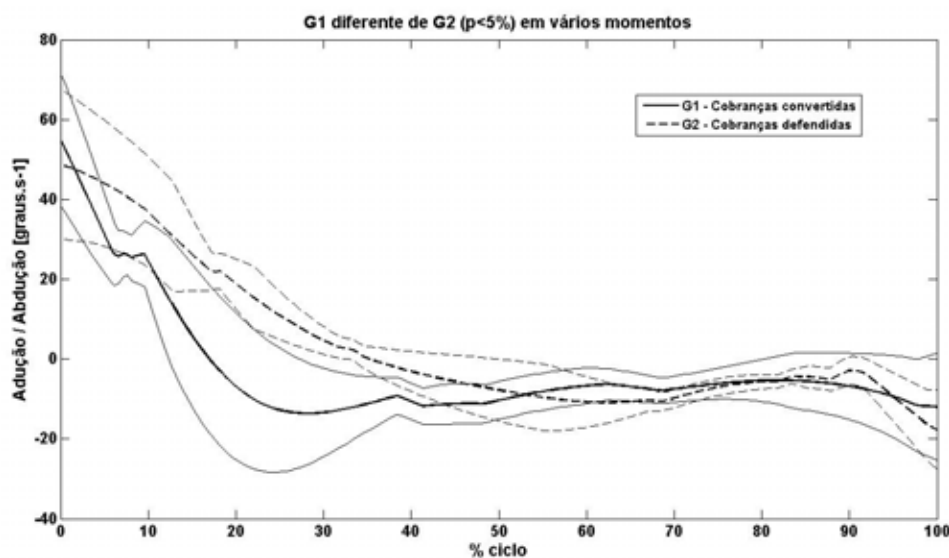


Figura 30 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de adução e abdução para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

Maiores diferenças foram encontradas nos valores de velocidade angular em torno do eixo k (ω_k). Os grupos, CC e CD apresentaram diferenças significativas em vários momentos do ciclo (entre 0 e 4%; 28 e 35% e 74 e 100%), atingindo um total de 37% do evento analisado (Figura 31). A maior diferença pôde ser observada do início do movimento até 12% do ciclo, onde os grupos apresentam valores de ω_k diferentes.

O grupo CC novamente apresentou maior valor de ω_k de 18,9° graus/s, enquanto que CD o máximo valor foi de 14,1°graus/s. É importante ressaltar que os picos de ω_k foram identificados para CC e para CD, aos 32% e ao primeiro momento do ciclo de movimento, respectivamente.

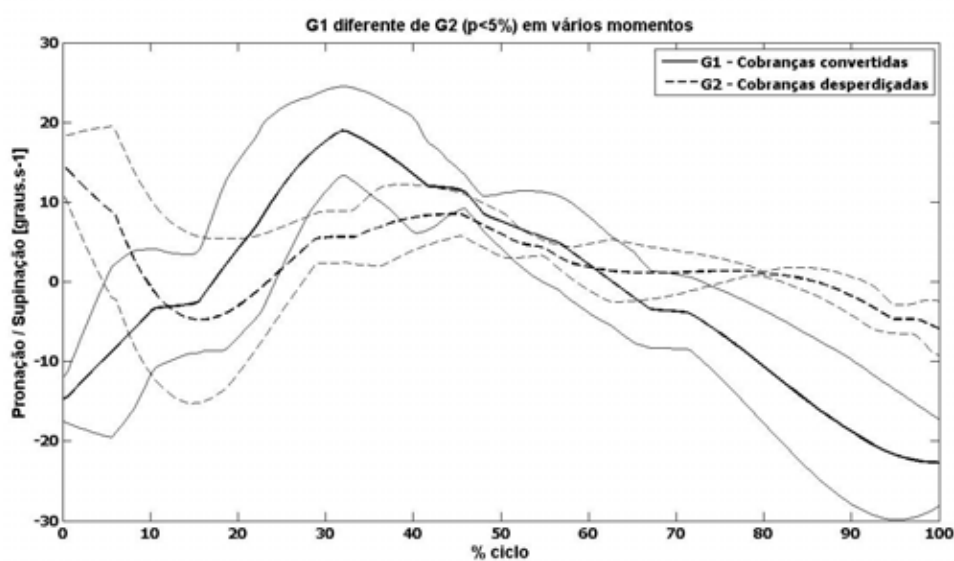


Figura 31 – Valores de mediana e seus respectivos intervalos de confiança da velocidade angular no movimento de pronação e supinação para as cobranças convertidas e desperdiçadas.

Ao analisar a relação entre a direção de saída da bola e o posicionamento angular do pé de apoio em chutes com a bola parada, LARA JUNIOR (2003) classificou em quatro fases a colocação do pé de apoio durante a realização de um chute. O autor em seu estudo, afirma que não existe grande variação no ângulo de posição do pé de apoio ao longo da execução do movimento, ou seja, após a fixação do calcanhar no solo a posição do pé tende a permanecer até o final do chute.

6.5 Relação das cobranças com as regiões do gol

O número de cobranças convertidas em gol e os valores de suas porcentagens estão expressos na Figura 32 onde, das 70 cobranças analisadas, um número surpreendente de 23 (33,0%) cobranças foram desperdiçadas (defendidas, trave ou fora do gol).

R1 7 (10,0%)	R2 4 (5,7%)	R3 7 (10,0%)
R4 5 (7,1%)	R5 1 (1,4%)	R6 6 (8,5%)
R7 7 (10,0%)	R8 3 (4,3%)	R9 7 (10,0%)

Figura 32 – Número de cobranças de pênalti convertidas em gol e a porcentagem, de acordo com a região atingida pela bola. Das 70 cobranças analisadas, 47 foram em direção ao gol e 23 consideradas desperdiçadas, chutadas para fora do gol ou na trave.

As regiões mais preferidas pelos participantes foram as quatro extremidades R1, R3, R7 e R9, cada uma com 7 (10,0%) cobranças convertidas.

WISIAK (2006) apresenta uma situação muito similar no seu estudo. Em 39 cobranças de pênalti, 17 (44%) cobranças foram em direção a região esquerda (em relação ao cobrador), 16 (41%) cobranças foram direcionadas à região direita (também em relação ao cobrador) e apenas 6 (15%) cobranças foram realizadas na região central do gol.

Essa preferência é observada também em outros estudos (BIGATÃO et al., 2003; MORYA et al., 2003a; WISIAK e CUNHA, 2004; WISIAK et al., 2004).

No entanto, com relação às cobranças desperdiçadas (para fora do gol ou na trave), os números encontrados neste estudo são bem superiores aos encontrados por WISIAK (2006). De todas as 44 cobranças realizadas apenas 5 foram chutadas para fora do gol ou bateram na trave (WISIAK, 2006) o que representa apenas 11% das cobranças. No presente estudo, este número fica acima do dobro. De um total de 70 cobranças de pênalti, 23 são chutadas para fora ou acertadas na trave, o que representa cerca de um terço das cobranças (33%). A porcentagem de cobranças desperdiçadas encontrada neste estudo corrobora com os valores apresentados por KUHN (1988), afirmando estar ente 25% e 33% as cobranças mal sucedidas.

O número de cobranças desperdiçadas neste estudo também está acima dos valores apresentados por JORDET et al. (2007). Com 409 cobranças de pênalti analisadas, sendo 133 realizadas na Copa América, 123 em campeonatos Europeus e 153 em Copas do Mundo, os autores observaram que 21% (86) das cobranças foram desperdiçadas.

7 CONCLUSÕES

É freqüentemente adotada pela comunidade do futebol a analogia feita entre o resultado das cobranças de pênalti e o resultado de uma loteria e, sendo assim, estes chutes não podem ser precisados. As análises deste trabalho contradizem esta posição e mostram que os resultados de cobranças de pênalti envolvem fatores que podem ser influenciados por prática sistemática e preparação.

Os atletas que realizam uma cobrança de pênalti podem decidir em chutar a bola nos cantos direito ou esquerdo ou então no centro do gol; podem chutar no alto ou realizarem uma cobrança baixa; e podem escolher antecipadamente onde chutar a bola ou esperar e chutar depois do movimento dos goleiros. Entretanto, qualquer que seja a decisão adotada pelo cobrador, deve ser realizada de forma eficiente de modo que a cobrança seja convertida em gol. O presente estudo encontrou informações muito relevantes sobre o posicionamento do pé de apoio e sua influência no sucesso de uma cobrança de pênalti.

No que tange ao posicionamento angular do tornozelo, foi possível verificar uma similaridade entre as curvas que descrevem os ângulos dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão e adução e abdução para as cobranças convertidas em gol e

desperdiçadas. O mesmo não foi encontrado para as curvas dos ângulos que descrevem os movimentos de pronação e supinação.

Pode-se concluir que nas cobranças convertidas o pé de apoio está mais supinado em relação ao seu posicionamento nas cobranças desperdiçadas. O movimento de supinação e pronação do pé de apoio também possui grande relação com velocidade de saída bola, pois de acordo com os dados deste estudo, as cobranças de pênalti convertidas em gol são mais velozes que as cobranças desperdiçadas. Já a distância entre o pé de apoio e a bola não demonstrou ser um fator determinante para o sucesso ou o fracasso durante a situação de cobrança de pênalti. No entanto, contribui de forma significativa para uma maior velocidade de saída da bola.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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. (Coord.). **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996.

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, p. 33-40, 2004.

ANJOS, L. A.; ADRIAN, M. Forças de reação do solo na perna de sustentação de jogadores habilidosos e não habilidosos durante chutes numa bola de futebol. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.8, p.129-33, 1986

ARAÚJO, N. G. A.; ANDRADE M. L.; BARROS L. M. R. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v. 11, n. 1, p. 3-10, 2005

ASAMI, T.; NOLTE, V. Analysis of powerful ball kicking. In: **Biomechanics VIII-B** (ed. H. Matsui e K. Kobayashi), Champaign: Human Kinetics Publishers, p.695-700, 1983.

- BARFIELD, W. R. The biomechanics of kicking in soccer. In: **Clinics in Sport Medicine**, Charleston, v. 17, n. 4, 1998.
- 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.
- BEM-SIRA D.; A comparison of the mechanical characteristics of the instep kick between skilled soccer players and novices. **Unpublished doctoral dissertation**, 1980.
- BIGATÃO, H.; MORYA, E.; RANVAUD, R. An analysis of penalty kicks in the 2002 soccer world cup. **Revista Motriz**, Rio Claro, v. 9, n. 1, suplemento, p. 41-41, 2003.
- CHAO, E. Y. S. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. **Journal of Biomechanics**, v. 13, p. 989-1006, 1980.
- 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.
- DESIO, C.L.C.; MORYA, E.; TORRI.; RANVAUD, R. Análise de precisão em cobranças de pênalti no futebol. **Revista Motriz**, Rio Claro, v. 11, n. 1, suplemento, p. 59-59, 2005.
- FIELD, D.; Anatomia Palpatória. 2^a ed., Rio de Janeiro. Editora Monole, 2001.
- FIGUEROA, P.J., LEITE, N.J., BARROS, R.M.L. Tracking soccer players aiming their kinematical motion analysis. **Computer Vision and Image Understanding**, 101,2, 122-135, 2006.
- FRANKS, I.M., MCGARRY, T. and HANVEY, T. From notation to training: analysis of the penalty kick. *Insight*, 2, 24–26, 1999.

- HAY, J.G. **Biomecânica das técnicas desportivas**. 2^a ed., Rio de Janeiro: Interamericana, p. 02-94, 1981.
- HAY, J.G. **The Biomechanics of Sports Techniques** – Fourth Edition. Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall, 1996.
- HUNGHERS, C. *The winning formula: The football association soccer tactics and skills*. William Collins Sons & Co Ltd. London, 1990.
- JORDET G., HARTMAN E., VISSCHER C., & LEMMINK K. A. P. M. Kicks from the penalty mark in soccer: The roles of stress, skill, and fatigue for kick outcomes. **Journal of Sports Science**, 25 (2), p. 121-129, 2007.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Membro inferior**. 5. ed. São Paulo: Editora médica Panamericana, 2000.
- KUHN, W. Penalty-kick strategies for shooters and goalkeepers. In: **Science and Football** (edited by T. Reilly, A. Lees, K. Davids and W.J. Murphy), pp. 489–492. London: E & FN Spon, 1988.
- LARA JÚNIOR, A. A. Cinemática do chute com bola parada no futebol. **Dissertação de Mestrado** – Universidade do Estado de Santa Catarina - Florianópolis, 2003.
- LEES, A. and NOLAN, L. Three-dimensional kinematic analysis of instep kick under speed and accuracy conditions. In: **Science and Football IV** (edited by T. Reilly, W. Spinks and A. Murphy), pp. 16–21. London: E & FN Spon, 2001.
- LEES, A., NOLAN, L. The biomechanics of soccer: a review. **Journal of Sports Science**, v. 16, n. 4, p. 211-234, 1998.
- 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.

- McGILL, R., TUKEY, J. W., LARSEN, W. A.; Variations of Boxplot. **The American Statistician**, vol. 32, n. 1, p 12 – 16, Fevereiro, 1978.
- McGARRY, T. and FRANKS, I.M.. On winning the penalty shoot-out in soccer. **Journal of Sports Sciences**, 18, 401–409, 2000.
- McLEAN, B. D., TUMILTY, D. McA. Left-right asymmetry in two types of soccer kick. **British Sport Medicine**, v. 27, n.4, p. 260-2. 1993.
- McMORRIS, T. and HAUXWELL, B. Improving anticipation of soccergoalkeepers using video observation In: **Science and Football** (edited by T. Reilly, A. Lees, K. Davids and W.J. Murphy), pp. 290–294. London: E & FN, 1997.
- MORYA, E.; BIGATÃO, H.; LEES, A.; RANVAUD, R. Evolving penalty kick strategies: world cup and club matches 2000-2002. **5th World Congress on Science and Football**, Lisbon, Portugal, 11-15 April, 2003.
- OPAVSKY, P. An investigation of linear and angular kinematics of the leg during two types of soccer kick. In: REILLY, T.; LEES, A.; DAVIDAS, K.; MURPHY, W.J.(Ed.). **Science and football**. London: E&FN Spon, p.456-459, 1988.
- 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, p.1029 – 1034, 2000.
- PLAGENHOEF, S. Patterns of human motion, cinematographic analysis. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1971.
- RODANO, R.; TAVANA, R. Three dimensional analysis of the instep kick in professional soccer players. In: **Science and Football II** (ed. T. Reilly, J. Clarys and A. Stribbe) London: E&FN Spon, p.357-361, 1993
- SANTOS, E. Caderno técnico-didático: Futebol, Brasília, SEED/DDD, 1979.

- SIEGLER, S., CHEN, J., SCHNECK, C. D. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: kinematics. **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, 110, 364–373, 1988.
- SPIEGEL, M. R. Análise Vetorial: resumo da teoria. São Paulo, McGraw – Hill do Brasil editora, 1976.
- THOMAZ, T. Descrição e comparação de dois tipos de chute no futebol feminino através de variáveis angulares. **Dissertação de mestrado apresentada ao Instituto de Biociências para obtenção do título de mestre em Ciências da Motricidade**. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP – Campus Rio Claro, 2005.
- TIPLER, P. A. **Física**. Rio de Janeiro : Guanabara Dois, vol. 1, pp. 294, 1978.
- VALETA, L. N. Análise biomecânica da posição do pé de apoio do chute no futebol. Rio Claro, **Monografia apresentada ao Instituto de Biociências-UNESP**, 1998.
- VAUGHAN C. L., BRIAN D. L., O’CONNOR J. C. Dynamics of human gait. Champaign [IL, USA]: Human Kinetics; 1992.
- WILLIAMS, A. M. & BURWIRTZ, L. Advance cue Utilization in Soccer. In: **Science and Football II** (editado por T. Reilly, J. Clarys y A. Stibbe), p. 239-244. Londres: E & FN Spon, 1993.
- WISIAK, M. Análise temporal da antecipação do goleiro nas situações de cobranças de pênalti. **Monografia (Graduação em Educação Física)** - Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2001.
- WISIAK, M.; CUNHA, S. A. **Análise da antecipação do goleiro em cobranças de pênaltis**. Revista Motriz, Rio Claro, v. 10, n. 1, p. 29-34, 2004.

YING, N., KIM, W. Use of dual Euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex. **Journal of Biomechanics**, V. 35 p. 1647-1657, 2002.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinematics of human motion**. Human Kinetics: Champaign, 1998.

ANEXO

ANEXO I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP de Rio Claro.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Estou ciente das seguintes circunstâncias abaixo descritas:

Farei parte de um estudo experimental intitulado “DESCRIBÇÃO DOS ÂNGULOS DO TORNOZELO DO MEMBRO DE SUPORTE, DISTÂNCIA ENTRE O PÉ DE APOIO E A BOLA E VELOCIDADE DE SAÍDA DA BOLA EM COBRANÇAS DE PÊNALTI NO FUTEBOL.” relacionado ao estudo do movimento humano, o qual será conduzido por Renato de Souza Lima Júnior, Mestrando em Ciências da Motricidade – área Biodinâmica da Motricidade Humana da UNESP, sob a orientação do Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha, docente do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista – Rio Claro-SP.

Este estudo tem por objetivo descrever os ângulos do tornozelo do membro de suporte nos três eixos de rotação para obtenção dos valores de flexão plantar e dorsiflexão, adução e abdução e pronação e supinação durante cobranças de pênalti no futebol. Outras variáveis como velocidade de saída da bola e a distância entre o pé de apoio e a bola também serão descritos para busca de uma possível relação com o desempenho do atleta.

Particparei da pesquisa de forma voluntária e não remunerada, tendo livre arbítrio para me retirar do experimento em qualquer momento que desejar. Concordo com o protocolo experimental adotado e que este seja registrado para efeito de pesquisa científica, podendo ser divulgado, desde que seja resguardada minha privacidade. Tenho conhecimento de que os métodos utilizados não trazem prejuízo à minha saúde e, caso desejar.

Afirmo que recebi uma cópia deste termo de consentimento.

Nome: _____ Sexo: Masculino

RG: _____ Data de nascimento: _____

Endereço: _____

Tel. para contato: (____) _____ (____) _____

E-mail: _____

Assinatura

Pesquisador responsável: Prof. Renato de Souza Lima Júnior

Orientador: Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha

ANEXO II – Protocolo de pesquisa foi encaminhado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro



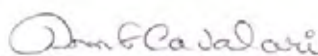
Rio Claro, 22 de março de 2006.

Ofício CEP 019/2006

Prezado Senhor,

Informo que em reunião realizada em 21.03.2006, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Câmpus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado "*Análise cinemática do posicionamento do pé de apoio em chutes no futebol*", sob sua responsabilidade, protocolo 8451, datado de 19/12/2005 e, tendo como orientador o Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha.

Atenciosamente,


Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari
Coordenadora do Comitê

Ilmo. Sr.
RENATO DE SOUZA LIMA JUNIOR
Rua 4-A, 349
13506-661 Rio Claro - SP

APÊNDICE

APÊNDICE A

Tabela 4 – Coordenadas reais mensuradas pelo pesquisador dos 16 marcadores utilizados no objeto calibrador para a reconstrução tridimensional e obtenção das coordenadas cartesianas dos marcadores fixados nas proeminências ósseas de interesse.

Marcadores	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
1	0	0	0
2	0	453	0
3	0	907	0
4	0	1356	0
5	1466	1355	0
6	1466	903	0
7	1466	451	0
8	1466	0	0
9	0	0	781
10	0	450	781
11	0	903	781
12	0	1353	781
13	1466	1352	781
14	1466	902	781
15	1466	447	781
16	1466	0	781