



Instituto Politécnico de Santarém
2014

Variáveis Cinemáticas como Indicadores de Performance
do Pontapé Livre em Jogadores Profissionais do Futebol 11

Paulo Oliveira

Variáveis Cinemáticas como Indicadores
de Performance do Pontapé Livre em Jogadores
Profissionais do Futebol 11

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em
Desporto com especialização em Treino Desportivo

Paulo Oliveira

Orientadora
Doutora Rita Alexandra Prior Falhas
Santos Rocha

2014

Instituto Politécnico de Santarém

Escola Superior de Desporto de Rio Maior

MESTRADO EM DESPORTO - ESPECIALIZAÇÃO EM TREINO DESPORTIVO

Dissertação de Mestrado

***Variáveis Cinemáticas como Indicadores de Performance do Pontapé-
livre em Jogadores Profissionais de Futebol 11***

Paulo Ricardo Miranda Oliveira

Orientadora: Professora Doutora Rita Santos-Rocha

Rio Maior, 19 de junho de 2014

Agradecimentos

À professora Rita Santos-Rocha, pela aceitação e colaboração a 100% em relação aos conteúdos, contatos e conhecimentos a inserir na Dissertação de Mestrado e por aceitar a minha colaboração na bolsa de investigação como monitor na área da Biomecânica, na Escola Superior de Desporto de Rio Maior no âmbito do Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional, Quadro de Referência Estratégico Nacional e ao INALENTEJO.

Ao professor Orlando Fernandes, pelas correções, avisos e cuidados a ter em relação às temáticas desenvolvidas na Dissertação de Mestrado. Pela ajuda na resolução do problema que obtive quando pretendia calcular os ângulos entre segmentos.

Ao professor Hugo Louro, pelas correções e questões que efetuei ao longo do texto.

Ao professor Marco Branco, por todo o apoio, colaboração, conselhos, discussões, partilha de conhecimento e pelo tempo que perdeu desde do primeiro dia que a Dissertação de Mestrado iniciou.

À professora Fátima Ramalho, pela total disponibilidade em relação à Dissertação de Mestrado e por aconselhar novos caminhos que de certa forma ajudaram a Dissertação de Mestrado a ser mais objetiva.

Ao professor João Paulo Costa, pelos conselhos, de explicar como é um ambiente de alto rendimento e com isto ajudar na objetividade do desenho experimental a entregar aos treinadores dos clubes a estudar.

Ao professor Félix Romero pelos conselhos dados na validação do instrumento em termos estatísticos.

Ao professor Virgílio Ferreira, treinador do Futebol Clube de Arouca, pela forma que tornou possível o contacto com o treinador Pedro Emanuel e os jogadores estudados.

Ao Treinador Pedro Emanuel e sua equipa técnica, pela ótima receção no clube e todos os indicadores positivos que deram sobre a temática em estudo.

Aos jogadores Bruno Amaro, Luís Tinoco e Cristian Ceballos, pela colaboração, isto porque sem eles não seria possível a realização do trabalho de investigação.

Ao amigo, colega e treinador Rui Mota, por interligar o clube Sporting Clube de Portugal à Dissertação de Mestrado e pela ótima receção que tive dentro da Academia e por me ter permitido perceber como é que um clube da dimensão do Sporting Clube de Portugal trabalha.

Ao Treinador Augusto Inácio, pela aceitação e permissão do estudo na Academia de Alcochete.

Ao Treinador Abel Ferreira e aos seus elementos da equipa técnica, por aceitar a temática num clube tão grandioso como o Sporting Clube de Portugal.

Aos jogadores Iuri Medeiros e Tobias Figueiredo, pela colaboração, isto porque sem eles não seria possível a realização do trabalho de investigação.

Ao amigo, colega e Treinador Miguel Moreira, por interligar o clube Gil Vicente Futebol Clube à Dissertação de Mestrado e pela ótima receção que tive dentro do clube, onde me mostrou o mundo real de um clube profissional.

Ao Treinador João de Deus e aos seus elementos da equipa técnica, por aceitar a temática num clube tão histórico com o Gil Vicente Futebol Clube.

Aos jogadores Paulinho, Cláudio Pitbull e ao Atvo, pela colaboração, isto porque sem eles não seria possível a realização do trabalho de investigação.

Ao autor Luís Teixeira, por facultar os artigos pedidos.

Ao autor Adrián Lees, pelas excelentes comunicações no MovLab Spring Scholl e por facultar os artigos desenvolvidos por eles na área de estudo da Dissertação de Mestrado.

À colega e amiga, Daniela Caseiro, por se disponibilizar na leitura e na crítica do documento.

Ao amigo, João Alexandre, que na primeira fase ajudou imenso no inglês.

À Cláudia, namorada e amiga, pela paciência, força, por estar sempre ao meu lado e conseguir perceber esta última fase deste objetivo.

A todos meus familiares e amigos, por todo o apoio nos momentos mais difíceis da Dissertação e nunca permitirem que baixasse os braços de forma a conseguir alcançar mais uma etapa tão desejada na minha vida.

À Escola Superior de Desporto de Rio Maior, pelas ótimas condições, em relação aos recursos humanos e materiais de forma a se conseguir realizar a Dissertação de Mestrado.

Apoio

A presente dissertação de mestrado está enquadrada no projeto de investigação e desenvolvimento: Parque de Ciência e Tecnologia do Alentejo - Laboratório de Investigação em Desporto e Saúde (Unidade de Fisiologia e Biomecânica do Desporto), apresentado pela Escola Superior de Desporto de Rio Maior (ESDRM) e pela Escola Superior de Saúde de Santarém (ESSS) do Instituto Politécnico de Santarém (IPS), cofinanciado por fundos nacionais através do Programa Operacional do Alentejo 2007-2013 (ALENT-07-0262-FEDER-001883), tendo como investigadora responsável a Professora Doutora Rita Santos Rocha.



Índice Geral

Agradecimentos	i
Apoio	iii
Índice Geral	i
Índice de Figuras	iv
Índice de Tabelas.....	vi
Índice de Equações.....	viii
Lista de Abreviaturas.....	ix
Resumo.....	x
Abstract	xi
1. Introdução	2
1.1. Enquadramento.....	3
1.1.1. Descrição da técnica do remate de Futebol.....	3
1.1.2. Revisão de Estudos.....	5
1.1.3. Análise cinemática.....	22
i) Recolha dados cinemáticos tridimensionalmente	24
ii) Captura do movimento	27
iii) Transformação Linear Direta Tridimensional (3DDLT)	28
iv) Descrição da posição.....	29
v) Graus de liberdade (DOF).....	31
vi) Cinemática linear.....	32
vii) Cinemática angular.....	32
1.2. Apresentação do Problema.....	36
1.3. Objetivos	37
1.4. Hipóteses.....	37
1.5. Organização do Trabalho	38
2. Precisão de Sistemas de Análise de Movimento através de Matemática Computacional	39

Resumo.....	40
2.1. Introdução.....	41
2.2. Objetivos	42
2.3. Métodos	42
Sistemas de análise de movimento testados	42
Análise estática.....	42
Análise dinâmica	43
Procedimentos para medir a precisão	43
Análise estática.....	43
Análise dinâmica	44
Desenho experimental - Análise estática.....	46
a) Protocolos & Procedimentos	46
b) Plano Operacional de Variáveis.....	47
c) Análise Descritiva	48
Desenho experimental - Análise dinâmica.....	49
a) Protocolos & Procedimentos	49
b) Análise Estatística.....	49
2.4. Resultados	50
Análise estática.....	50
Análise dinâmica	53
2.5. Discussão	53
Análise estática.....	53
Análise dinâmica	55
2.6. Conclusão	56
3. Variáveis Cinemáticas como Indicadores de Performance do Pontapé-livre em Jogadores Profissionais de Futebol 11	58
Resumo.....	59
3.1. Introdução.....	60

3.2. Objetivos	61
3.3. Métodos	61
Caracterização da Amostra	61
Equipamentos e Materiais Utilizados.....	62
Tarefas, Procedimentos e Protocolos	64
Desenho Experimental	65
a) Limitações.....	65
b) Plano Operacional de Variáveis.....	66
c) Análise Estatística.....	68
3.4. Resultados	68
a) Caraterização do Remate de pontapé livre.....	69
b) Variáveis espaço-temporais	69
c) Variáveis Cinemáticas Lineares	74
d) Variáveis Cinemáticas Angulares.....	81
e) Análise Estatística.....	91
3.5. Discussão	99
3.6. Conclusões.....	102
4. Conclusões.....	105
5. Recomendações	106
Referências Bibliográficas	107

Índice de Figuras

Figura 1 – Esquema descritivo sobre o método principal para a realização de uma análise cinemática.....	23
Figura 2 – Exemplo de um marcador luminoso fixado na pele desenvolvido pelo LID-ESDRM .	24
Figura 3 – P3 e P4 são os pontos de referência anatómico; A ligação entre o P3 e P4 é o segmento que define a tíbia.	25
Figura 4 – Exemplo de recolha de dados tridimensionais em terreno e com câmaras digitais..	26
Figura 5 – Exemplo de um volume de calibração num contexto prático, onde foram utilizados 18 pontos de controlo.....	27
Figura 6 – Planos e eixos do movimento (Hall, 2012)	27
Figura 7 - Sistema global de coordenadas, definido pela ISB, Robertson (2004)	30
Figura 8 - Colocação do LCS na articulação do joelho.....	30
Figura 9 - Ângulo ALPHA entre a coxa e a tíbia	33
Figura 10 - Vista de cima do desenho experimental usado para a análise estática	43
Figura 11 - Localização dos pontos de referência da câmara 4	44
Figura 12 - Vista de cima do desenho experimental usado para a análise dinâmica	45
Figura 13 - Estrutura utilizada para volume de calibração.....	46
Figura 14 – Esquematização das fases do estudo no que se refere à análise estática	47
Figura 15 – Esquematização das fases do estudo no que se refere à análise dinâmica	49
Figura 16 – Exemplo do desenho experimental utilizado.....	62
Figura 17 - Volume de calibração utilizado no estudo.....	63
Figura 18 - Pontos anatómicos de referência	63
Figura 19 - Barreira utilizada no estudo.....	64
Figura 20 - Desenho experimental utilizado no estudo	65
Figura 21 – Velocidade média da articulação do tornozelo para cada atleta (média dos 10 remates) - Eixo do movimento (Z).....	79
Figura 22 – Velocidade média da articulação do joelho para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z)	80
Figura 23 – Velocidade média da articulação da anca para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z)	80
Figura 24 - Aceleração média da articulação do tornozelo para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z).....	81
Figura 25 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento pé e a tíbia (média dos 10 remates) – Plano Sagital	82

Figura 26 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento tíbia e coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital	83
Figura 27 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento da coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital	84
Figura 28 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento pé e a tíbia (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	85
Figura 29 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento tíbia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	86
Figura 30 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital	87
Figura 31 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento pé e a tíbia (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	88
Figura 32 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento tíbia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	89
Figura 33 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital	90

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Revisão de estudos sobre análise cinemática do remate no Futebol	6
Tabela 2 – Resumo sobre as características cinemáticas em função das fases do remate	20
Tabela 3 - Variáveis cinemáticas lineares (Robertson et al., 2004).....	32
Tabela 4 - Variáveis cinemáticas angulares (Robertson et al., 2004).....	35
Tabela 5 - Valores reais para os 12 pontos de referência, em cm	44
Tabela 6 - Características da amostra (um sujeito) utilizada no estudo.....	45
Tabela 7 - Valores reais para os 18 pontos de referência, em cm	46
Tabela 8 – Descrição das variáveis analisadas na análise estática.....	47
Tabela 9 - Resultados globais para verificação da precisão dos sistemas utilizados	50
Tabela 10 - Resultados para verificação da precisão por coordenada	51
Tabela 11 - Características da amostra utilizada no estudo - * Jogadores da principal liga profissional portuguesa; ** Jogadores da segunda liga profissional de futebol.	61
Tabela 12 - Coordenadas do volume de calibração em cm.	62
Tabela 13 - Variáveis analisadas no estudo	67
Tabela 14 - Caracterização do Remate de pontapé livre - Sucesso (O) ou Insucesso (X)	69
Tabela 15 - Características espaço-temporais do atleta A.....	70
Tabela 16 - Características espaço-temporais do atleta B.....	70
Tabela 17 - Características espaço-temporais do atleta C.....	71
Tabela 18 - Características espaço-temporais do atleta D	71
Tabela 19 - Características espaço-temporais do atleta E	72
Tabela 20 - Características espaço-temporais do atleta F	72
Tabela 21 - Características espaço-temporais do atleta G	73
Tabela 22 - Características espaço-temporais do atleta H	74
Tabela 23 - Características cinemáticas lineares do atleta A.....	74
Tabela 24 - Características cinemáticas lineares do atleta B.....	75
Tabela 25 - Características cinemáticas lineares do atleta C.....	75
Tabela 26 - Características cinemáticas lineares do atleta D.....	76
Tabela 27 - Características cinemáticas lineares do atleta E	77
Tabela 28 - Características cinemáticas lineares do atleta F	77
Tabela 29 - Características cinemáticas lineares do atleta G.....	78
Tabela 30 - Características cinemáticas lineares do atleta H.....	78
Tabela 31 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação maléolo – Plano Sagital	81

Tabela 32 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação joelho – Plano Sagital	82
Tabela 33 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação coxofemoral – Plano Sagital	83
Tabela 34 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento do pé e a tibia (média dos 10 remates) – Plano Sagital	84
Tabela 35 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento tibia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	85
Tabela 36 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento da coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital	86
Tabela 37 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento pé e a tibia (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	87
Tabela 38 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento tibia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital.....	88
Tabela 39 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital	89
Tabela 40 - Variáveis espaço-temporais - análise estatística de comparação - (***)tem diferenças significativas).....	91
Tabela 41 - Variáveis cinemática lineares - análise estatística de comparação (**diferenças significativas).....	92
Tabela 42 – Estatística descritiva (resultados)	94

Índice de Equações

Equação 1 – Coeficientes de DLT (11 Coeficientes de L1 a L11) (Kwon, 1998).....	28
Equação 2 – Método 3DDLT (Robertson et al., 2004).....	29
Equação 3 – Matriz V (D. G. E. Robertson et al., 2014).....	31
Equação 4 – Transformar o ponto P localizado em LCS'' em LCS' (D. G. E. Robertson et al., 2014)	31

Lista de Abreviaturas

- 2D – Bidimensional
- 2D DLT – *2D Direct Linear Transformation* - Transformação Linear Direta Bidimensional
- 3D - Tridimensional
- 3D DLT – *3D Tridimensional Direct Linear Transformation* - Transformação Linear Direta Tridimensional
- APAS – *Ariel Performance Analysis System*
- CV – Coeficiente de Variação
- DOF – *Degrees of Freedom* - Graus de Liberdade
- GCS – *Global Coordinate System* – Sistema de Coordenadas Global
- HS – *High Speed*– Alta-velocidade
- Hz – Hertz
- ICC – *Interclass Correlation* - Correlação Interclasses
- ISB – *International Society of Biomechanics* - Sociedade Internacional de Biomecânica
- LCS – *Local Coordinate System* - Sistema de Coordenadas Local
- LID – Laboratório de Investigação em Desporto
- m – Metros
- m/s – Metros por Segundo
- m/s^2 – Metros por Segundo ao Quadrado
- mm – Milímetros
- ms – Microssegundos
- rad – Radianos
- rad/s – Radianos por Segundo
- rad/s^2 – Radianos por Segundo ao Quadrado
- RMS – *Root Mean Square* – Raiz Média Quadrada
- ROM – *Range of motion* – Amplitude do Movimento
- SD – *Standard Deviation* - Desvio Padrão

Resumo

O remate de pontapé livre é uma técnica que pretende realizar o objetivo do jogo de futebol, o golo, esta consiste em a bola estar numa posição estacionária e o jogador pontapear a bola com o intuito de fazer o golo. Tem como constrangimentos a barreira formada por jogadores e um guarda-redes.

Foi objetivo deste trabalho realizar uma análise cinemática tridimensional do remate do pontapé livre, usando o sistema de análise de movimento (Kinovea, Tracker, APAS) que obtenha os melhores valores de precisão.

Os métodos utilizados para obter o sistema de análise do movimento foi a precisão que consiste em calcular o erro do sistema. Para o segundo estudo, os métodos utilizados basearam-se nos conceitos teóricos para realizar uma análise cinemática tridimensional e por conseguinte analisar a técnica de remate do pontapé livre.

Como principais resultados no primeiro estudo, a precisão obtida para os três sistemas foi similar. Então o critério de seleção passou pelo tempo de execução do programa e por o sistema ser gratuito. No segundo estudo os principais resultados são os indicadores de *performance* sugeridos, tais como, o ângulo de aproximação, a estabilização dos membros superiores e o reforço da articulação coxofemoral.

Em conclusão, realizar uma análise cinemática tridimensional do remate do pontapé livre, usando sistemas de análise do movimento foi possível, com resultados semelhantes com a literatura para ambos os estudos.

Abstract

The free kick is a technique that aims to realize the goal of a football game. The ball is in a stationary position and the player kicking the ball in order to make the goal are the free kick features. To realize the technique is need to beat the constraints, the barrier formed by players and a goalkeeper.

The aim of this study was to perform a free kick three-dimensional kinematic analysis, using the motion analysis system (Kinovea, Tracker, APAS) to get the best precision values.

The methods used to obtain the motion analysis system was the precision that is to calculate the error of the system. And the second study were based on theoretical concepts to perform a three-dimensional kinematic analysis.

In first study, the accuracy obtained similar results for the three systems. Then the selection criteria passed by the runtime of the program and by the system is free. In the second study, the main results are the performance indicators suggested, such as the angle of approach, the stabilization of the upper limbs and strengthening the hip joint.

In conclusion conduct a free kick three-dimensional kinematic analysis, using a motion analysis systems was possible, with similar results with the literature, for both studies.

CAPÍTULO 1

1. Introdução

O futebol é assistido e praticado em toda a parte do mundo, esta modalidade envolve milhões intervenientes (Ekstrand & Gillquist, 1983). De uma forma resumida este desporto é caracterizado por duas equipas com onze elementos cada, em que durante o tempo de jogo (90 minutos), ambas disputam a posse de bola, com o intuito de criarem oportunidades de forma a concretizar o objetivo do jogo, o golo. Durante o período de tempo, as duas equipas têm de respeitar as regras de jogo (Lees & Nolan, 1998). Um dos fatores que mais empolga os adeptos, tornando o futebol como o desporto número um em todo o mundo são as habilidades/técnicas que os jogadores executam (Shan & Zhang, 2011). Tendo em conta o fator adeptos/praticantes, prevê-se um número elevado de trabalhos de investigação realizados sobre as habilidades/técnicas do futebol, mas isto não foi visível quando comparado com outras modalidades. As razões limitativas para o aumento da investigação no futebol deve-se à complexidade envolvida nas habilidades/técnicas realizadas pelos jogadores de futebol durante o jogo e pelo facto do futebol ser um desporto coletivo onde as habilidades/técnicas são vistas apenas como um meio para alcançar o objetivo de jogo (Shan & Westerhoff, 2005). Tendo em conta os últimos anos, o interesse no estudo das habilidades/técnicas realizadas no futebol tem aumentado (Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011) e o seu foco principal está nas habilidade/técnicas que foquem o objetivo de jogo, no entanto também verificam-se estudos onde foquem habilidades/técnicas com outros objetivos, mas em número diminuto (Lees & Nolan, 1998). Analisando de uma forma resumida os estudos de investigação acerca das habilidades/técnicas envolvidas no futebol, há um realce na técnica de remate no futebol, mais precisamente, o remate numa posição estática (Lees, Asai, Andersen, Nunome, & Sterzing, 2010). Estas condições permitiram aos autores controlar fatores como a posição da bola e a distância à bola. Na maioria dos estudos apresentados, a técnica do remate no penalti é analisado, isto deve-se à sua menor complexidade quando comparada com as restantes técnicas e devido ao objetivo de jogo, o golo, estar englobado. O remate de penalti encontra-se a uma distância de onze metros, onde o único opositor entre a bola e a baliza é um guarda-redes (FIFA, 2013/2014). Barfield (2002), Lees (2002), Kellis (2004), Lees (2005), Lees (2009) e Potthast (2010) são alguns exemplos de autores que estudaram as características biomecânicas do remate de penalti em diversas condições, tais como, maior distância à bola, máxima força na bola e maior precisão do remate. Em relação aos remates a uma distância maior, simulando o remate de pontapé livre, também se encontram na literatura, mas em números inferiores, serve como exemplo os estudos de Browder (1991) e Brown (1993). De uma forma conclusiva, a maioria dos estudos sobre as habilidades/técnicas do futebol foram sobre a técnica de remate na zona de

penalti, onde de certa forma pode-se indicar que esta, em termos de variáveis biomecânicas, está bem definida. Conclui-se, que o foco para outras técnicas no futebol deve acontecer, derivado aos poucos estudos. Embora, Browder (1991) e Brown (1993) tenham estudado a técnica de remate no pontapé livre, as suas conclusões foram úteis, mas pouco conclusiva em termos biomecânicos. Através desta informação podemos indicar que a realização de uma análise cinemática na técnica de remate no pontapé livre seria fundamental para a obtenção de resultados, de forma a prestar informação útil ao treinador e jogador, com o intuito de aumentar o rendimento da técnica de uma maneira mais eficiente.

1.1. Enquadramento

1.1.1. Descrição da técnica do remate de Futebol

O remate no futebol é uma das técnicas fundamentais na modalidade devido a esta possibilitar obter o golo. Através do estudo de revisão sobre a biomecânica no futebol de Lees (1998) é possível analisar de uma forma qualitativa o comportamento dos membros inferiores da técnica de remate no penalti. No membro inferior de apoio foi verificado a posição do pé e este é colocado ao lado e ligeiramente atrás da bola. Em relação ao membro inferior de ação, primeiro ocorre um estiramento para trás da perna e consoante flexão do membro sobre a articulação do joelho. O movimento para a frente deste membro é alcançado quando o pé de apoio entra em contato com o chão, o que vai permitir que a rotação da pélvis inicie sobre a perna de apoio, mantendo o joelho fletido. Esta coordenação permite deslocar a coxa para a frente até ao contato com a bola, durante este período verifica-se uma desaceleração da coxa, o que permite que a tíbia estenda vigorosamente sobre o joelho e a extensão máxima da perna de ação é alcançada quando esta entra em contato com a bola. Após o contato com a bola, o membro inferior de ação continua com o movimento para a frente, fazendo o pé subir acima da anca e a técnica finaliza quando o pé de ação alcança o chão. Através desta descrição, o autor Marqués-Bruna (2007) criou uma ferramenta qualitativa para avaliar a técnica de remate e verifica-se que subdividiu-a em cinco fases, o padrão de aproximação (*Approach pattern*), o braço contrário ao movimento (*opposite arm movement*), a colocação do pé de suporte (*foot placement*), o padrão do contato na bola (*ball contact pattern*) e o seguimento da técnica (*follow through*).

Embora algo complexo, mas através dos meios certos é possível obter parâmetros biomecânicos para quantificar uma técnica ou habilidade, difícil tem sido correlacionar a técnica com a sua *performance*, portanto reunir um conjunto de indicadores biomecânicos e interliga-

los à *performance* pode ser útil para melhorar o desempenho da técnica/atleta. Os indicadores de *performance* são definidos por Hughes & Bartlett (2002) como uma seleção ou combinação de ações de variáveis que pretendem definir alguns ou todos os aspetos da *performance*. Desta forma, para se tornarem úteis, o sucesso ou não da técnica deve ser reportada. Os indicadores biomecânicos interligados à *performance* consistem na maioria das vezes na análise de parâmetros, como, deslocamentos, velocidades e acelerações lineares e angulares (Hughes & Bartlett, 2002). A aplicação da análise cinemática¹ é criticada nas modalidades coletivas, devido ao estudo das técnicas/habilidades serem efetuadas de forma isolada ao jogo e por a maioria dos estudos cinemáticos não analisarem o fator de sucesso ou insucesso no resultado do jogo. De forma a se obter uma melhor estruturação e compreensão dos parâmetros cinemáticos, é recomendado analisar a habilidade/técnica por fases, podendo assim normalizar os resultados por fases (Hughes & Bartlett, 2002). Em suma, os indicadores biomecânicos de *performance* de uma técnica pretende identificar os aspetos negativos e positivos da mesma, isto permite efetuar uma análise comparativa entre indivíduo e/ou entre grupos de indivíduos. Desta forma é possível sugerir quais os indicadores de *performance* para executar a técnica mais eficiente (Hughes & Bartlett, 2002).

¹ Cinemática - Descrição o movimento linear e/ou angular através das posições, velocidades e acelerações, sem fazer referências às forças (Nigg & Herzog, 2007).

1.1.2. Revisão de Estudos

A Biomecânica no remate de futebol é objetivo de estudo há vários anos, os estudos de Isokawa (1988), Luhtanen (1988), Opavsky (1988), Browder (1991), Brown (1993), Rodano (1993), Barfield (2002), Lees (2002), Kellis (2004), Lees (2005), Shan (2005), Kellis (2007), Lees (2009), Shan (2009), Potthast (2010), Sakamoto (2011) são exemplos disso. A tabela 1 demonstra o tipo de amostra estudado, os aspetos metodológicos, as variáveis analisadas, os resultados obtidos e as principais conclusões que foram obtidos ao longo destes anos de investigação na técnica de remate no futebol.

Tabela 1 – Revisão de estudos sobre análise cinemática do remate no Futebol

Estudo	Objetivo	Amostra	Métodos	Variáveis cinemáticas analisadas	Tarefa realizada	Fases analisadas	Principais resultados cinemáticos	Principais conclusões		
Opavsky (1988)	- Estabilizar as características de um remate com e sem corrida de aproximação. - Comparar as variáveis cinemáticas de remates com e sem aproximação.	- 6 Sujeitos do sexo masculino.	-1 Câmara (60 Hz); - Bola estática; - 5 Pontos digitalizados (Centro de gravidade do pé, da perna inferior, da perna superior, do pé-perna inferior e da perna inteira).	- Velocidade e aceleração linear dos pontos; - Deslocamento, velocidade e aceleração angular entre a perna inferior e a perna superior.	- 6 a 8 passos no remate com aproximação.	Não definido.		- Velocidade linear do remate com corrida > (Análise do ponto isolada); - Velocidade linear do remate sem corrida > (Análise do ponto contido no corpo) => + força muscular; - Velocidade angular semelhante nos dois tipos de remate para o pé; - Velocidade angular > na perna inferior e superior no remate com aproximação; - Aceleração angular > no remate sem corrida => força >.		
							Velocidade (m/s)			
									Parado	Corrida
							Anca		0,75	3,28
							Joelho		4,10	8,20
							Tornozelo		9,69	13,42
							Bola		23,48	30,78
Luhtanen (1988)	- Estudar a velocidade de saída da bola do remate em máxima velocidade em futebolistas de formação. - Explicar a resultante das forças produzidas e os movimentos das articulações da perna de remate e as forças de reação no apoio na perna de suporte.	- 29 Jogadores EF - 9-11 CD - 12-14 AB - 15-18	- 1 Câmara (65 Hz) (perpendicular ao plano do movimento); - 3 Marcadores pretos colocados no corpo (Grande trocânter, epicôndilo lateral do fémur, maléolo lateral do tornozelo); - Análise estatística: análise de variância de uma via e correlação múltipla.	- Localização do centro de massa; - Inclinação angular dos segmentos; - Velocidade de saída da bola; - Velocidade, velocidade máxima e aceleração angular, tempo das variáveis assinaladas.	- Remate executado com 2 passos na fase de aproximação.	- Primeiro contato da perna de suporte no chão até ao contato do pé com a bola.		- O grupo mais velho obteve acelerações maiores e mais rápidas. - O tempo do padrão da técnica não teve diferenças significativas entre grupos. - A velocidade de saída da bola obteve uma forte relação com os momentos máximos produzidos durante a flexão da anca, extensão do joelho e tornozelo da perna de ação; - Forte relação nas velocidades de saída da bola com a idade, mas menos com a altura e peso.		
							Velocidade de saída da bola (m/s)			
							AB		22,5 ± 2,3	
							CD		18,4 ± 2,3	
							EF		14,9 ± 1,7	

Isokawa (1988)	<ul style="list-style-type: none">- Determinar a relação entre os dados cinemáticos e velocidade da bola nos diferentes ângulos de aproximação.- Determinar a relação entre os dados cinéticos e a velocidade da bola nos diferentes ângulos de aproximação.	- 6 Jogadores de futebol	<ul style="list-style-type: none">- Três remates para cada ângulo de aproximação (0, 15, 30, 45, 60, 90 graus);- Marcador de referência com distância conhecida;- 1 Câmara (150 Hz) (posicionada do lado direito do remate).	<ul style="list-style-type: none">- Pico da velocidade do pé, do tornozelo, do joelho, da anca e da bola.	<ul style="list-style-type: none">- Remate na máxima velocidade com uma corrida de aproximação de um passo.	<ul style="list-style-type: none">- Não definido.	<ul style="list-style-type: none">- Pico da velocidade da anca – máxima (3,13±0,45 m/s) no ângulo a 15°;- Pico da velocidade do joelho – máximo (7,36±0,51) no ângulo 0° - ocorre 30-40ms depois da anca.- Pico da velocidade do tornozelo e pé – máximo () no ângulo 30° - ocorre 40-50 ms após o joelho.- A velocidade da bola foi máxima (20,14±1,58) no ângulo de 4°5.	<ul style="list-style-type: none">- Ângulos de aproximação – pico de velocidade máxima: <u>Perna de ação</u> - 0-30°, mas em média foi o ângulo de 30°.<u>Bola</u> - 30° - 45°.- Considerou-se o ângulo de 45° devido ao pico máximo da velocidade da bola, embora os ângulos de aproximação de 0 e 30° tenham obtido picos máximos para a perna de ação.																																
Browder (1991)	<ul style="list-style-type: none">- Descrever o tempo, a sequência e a interação dos segmentos num movimento tridimensional de um modelo de três segmentos.- Investigar a invariância dos parâmetros mecânicos associados aos três remates.	- 7 Atletas intercolégiais do sexo feminino.	<ul style="list-style-type: none">- 18 Marcadores anatómicos;- 2 Câmaras (HS);- 3DDLT (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D);- Análise estatística: ANOVA com medidas repetidas de uma via.	<ul style="list-style-type: none">- Rotação pélvica (PLR);- Flexão e extensão da anca (HFE);- Flexão e extensão do joelho (KFE);- Abdução e adução da anca (HAB);- Tempo total (TT);- Velocidade resultante da bola (RBV).	<ul style="list-style-type: none">- Realizar 3 remates de características diferentesLD – Menor conduçãoMD – Máxima distânciaHD – Alta condução (2tentativas cada);	Não definido.	<table><tr><td colspan="4">Amplitude do movimento (ROM) (°)</td></tr><tr><td></td><td>LD</td><td>MD</td><td>HD</td></tr><tr><td>PLR</td><td>18,3</td><td>18,3</td><td>13,2</td></tr><tr><td>HFE</td><td>37,8</td><td>45,9</td><td>57,9</td></tr><tr><td>KFE</td><td>19,1</td><td>17,2</td><td>18,3</td></tr><tr><td>HAB</td><td>74,5</td><td>70,7</td><td>94,5</td></tr><tr><td>TT</td><td>152</td><td>158</td><td>165</td></tr><tr><td>RBV</td><td>17,0</td><td>16,2</td><td>13,5</td></tr></table>	Amplitude do movimento (ROM) (°)					LD	MD	HD	PLR	18,3	18,3	13,2	HFE	37,8	45,9	57,9	KFE	19,1	17,2	18,3	HAB	74,5	70,7	94,5	TT	152	158	165	RBV	17,0	16,2	13,5	<ul style="list-style-type: none">- Rotação da pélvis > e flexão/extensão da anca e do joelho < --> velocidades resultantes da bola >;- A anca e a coxa iniciam o movimento, verifica-se o movimento <i>pushlike</i> (Pequenos atrasos em tempo e uma larga percentagem de auxílio positivo);- Pélvis e coxa, sugeridos para a ajuda no remate de precisão;- Coxa e a parte inferior da perna sugeridos para o remate à máxima velocidade.
Amplitude do movimento (ROM) (°)																																								
	LD	MD	HD																																					
PLR	18,3	18,3	13,2																																					
HFE	37,8	45,9	57,9																																					
KFE	19,1	17,2	18,3																																					
HAB	74,5	70,7	94,5																																					
TT	152	158	165																																					
RBV	17,0	16,2	13,5																																					

Brown (1993)	- Analisar os parâmetros cinemáticos da técnica de remate de pontapé livre com a oposição de uma barreira.	- 4 Sujeitos do sexo masculino destros, altamente habilitados e selecionados pelo treinador do Instituto de Desporto Australiano.	- 2 Câmaras (100 Hz); - 3DDLT (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D); - Análise estatística: Correlação entre o ângulo de aproximação e a precisão.	- Ângulo de aproximação; - Posição do pé de apoio; - Colocação do pé de ação na bola; - Velocidade resultante da bola; - Ângulo do segmento em relação ao plano X-Z, Y-Z; - Ângulo do segmento em relação ao espaço;	- Remate de pontapé livre a 18,29m. - Analisou-se apenas o remate com sucesso.	Não definido.	- Média da projeção da bola. 7,2. <table><tr><th colspan="3">Média dos ângulos de projeção (°)</th></tr><tr><th></th><th>Plano X-Y</th><th>Plano Y-Z</th></tr><tr><td>Pé DRT</td><td>9,75</td><td>33,25</td></tr><tr><td>Tíbia DRT</td><td>78,25</td><td>104,00</td></tr><tr><td>Coxa DRT</td><td>35,50</td><td>70,75</td></tr><tr><td>Pé ESQ</td><td>85,00</td><td>175,75</td></tr><tr><td>Tíbia ESQ</td><td>45,00</td><td>94,50</td></tr><tr><td>Coxa ESQ</td><td>75,25</td><td>94,50</td></tr><tr><td>Tronco</td><td>75,25</td><td>25,50</td></tr></table>	Média dos ângulos de projeção (°)				Plano X-Y	Plano Y-Z	Pé DRT	9,75	33,25	Tíbia DRT	78,25	104,00	Coxa DRT	35,50	70,75	Pé ESQ	85,00	175,75	Tíbia ESQ	45,00	94,50	Coxa ESQ	75,25	94,50	Tronco	75,25	25,50	- Fase de aproximação muito consistentes. - Cada jogador tem o seu próprio estilo; - A velocidade resultante e os ângulos de aproximação similares nos remates que acertaram na baliza; - Padrão de aproximação semelhante; - Pouca correlação entre os parâmetros de aproximação e a precisão; - No impacto - orientação dos segmentos do corpo e projeção da bola – similares.
Média dos ângulos de projeção (°)																																			
	Plano X-Y	Plano Y-Z																																	
Pé DRT	9,75	33,25																																	
Tíbia DRT	78,25	104,00																																	
Coxa DRT	35,50	70,75																																	
Pé ESQ	85,00	175,75																																	
Tíbia ESQ	45,00	94,50																																	
Coxa ESQ	75,25	94,50																																	
Tronco	75,25	25,50																																	
Rodano (1993)	- Realizar uma descrição tridimensional das variáveis cinemáticas na técnica de remate e as forças de reação no apoio da perna da perna de suporte e relacionar com a velocidade da bola.	- 10 Jogadores profissionais do AC Milan.	- 5 Pontos anatómicos (Crista ilíaca, grande trocânter, maléolo externo, 5º metatarso e epicôndilo lateral do fémur), através de marcadores passivos refletos; - 2 Câmaras (100 Hz); - Realizado em laboratório.	- Velocidade da bola; - Posição e velocidade angular das articulações da crista ilíaca, anca, joelho, tornozelo e pé. - Relação velocidade da bola e o 5º metatarso.	- Remate de penalti. - Os jogadores precederam de um aquecimento.	Não definido.	<table><tr><td>Velocidade da bola (m/s)</td></tr><tr><td>22,3 - 30</td></tr><tr><td>Relação velocidade da bola e o 5º metatarso</td></tr><tr><td>0,69</td></tr><tr><td>Flexão da anca (°)</td></tr><tr><td>8,6</td></tr><tr><td>Velocidade angular da anca (rad/S)</td></tr><tr><td>146</td></tr><tr><td>Velocidade angular do joelho (rad/S)</td></tr><tr><td>1169</td></tr><tr><td>Velocidade angular do tornozelo (rad/S)</td></tr><tr><td>-65</td></tr></table>	Velocidade da bola (m/s)	22,3 - 30	Relação velocidade da bola e o 5º metatarso	0,69	Flexão da anca (°)	8,6	Velocidade angular da anca (rad/S)	146	Velocidade angular do joelho (rad/S)	1169	Velocidade angular do tornozelo (rad/S)	-65	- O coeficiente de correlação da velocidade da bola e do maléolo + → condição mecânica mais favorável; - Os ângulos da flexão da anca, do joelho e do tornozelo no impacto → > no melhor remate; - Correlação entre a velocidade da bola e velocidade do pé > → coordenação motora melhora; - Correlação estatística das variáveis de cinemáticas e dinâmicas → a ação do remate é liderada pelas características motoras de cada jogador, apesar do alto nível técnico dos jogadores.															
Velocidade da bola (m/s)																																			
22,3 - 30																																			
Relação velocidade da bola e o 5º metatarso																																			
0,69																																			
Flexão da anca (°)																																			
8,6																																			
Velocidade angular da anca (rad/S)																																			
146																																			
Velocidade angular do joelho (rad/S)																																			
1169																																			
Velocidade angular do tornozelo (rad/S)																																			
-65																																			

Lees (2002)	- Determinar selecionadas características cinemáticas tridimensionais, incluindo, a anca, o tronco e os ombros.	- 2 Jogadores profissionais de futebol.	- 2 Câmaras (100 Hz);	- Velocidade de aproximação, da anca, joelho, tornozelo, 5º metatarso, bola.	- Cada sujeito realizou 10 remates a 11 m (remate de penalti).	- Analisado o remate até ao impacto com a bola.	Velocidade da bola (m/s)	- Remates de precisão - menor velocidade;
	- Determinar a sua variabilidade, através do aumento da precisão.		- 18 Marcadores anatómicos;	- Relação velocidade da bola e o 5º metatarso.	- 5 Em velocidade e 5 em precisão.		26,1 – 28,4 (max vel)	- Sequência proximal-distal, nos picos de velocidade angular;
	- Identificar as mudanças cinemáticas quando se reduz a velocidade e se aumenta a precisão.		- 3DDLT (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D);	- Ângulo das articulações do tornozelo, joelho, anca (coxa – tronco), coxa – pélvis, inclinação do tronco (no plano sagital e frontal), da anca – ombro e a rotação da pélvis;	- Precisão do remate (número de acerto dos cinco remates realizados).		Baixou 6 m/s (precisão)	- Quando o comprimento do passo é maior, a velocidade também é maior;
	- Desenvolver um modelo 3D para o remate.		- Análise estatística: Teste T	- Velocidade angular do tornozelo, joelho e anca (coxa-tronco);			Relação velocidade da bola e o 5º metatarso	- Este aumento permite que a rotação da pélvis seja maior, devido à “puxada” para trás da perna de ação;
							1,3	- O aumento da velocidade de remate está associado ao aumento do movimento pélvis, anca, joelho e pé (sequência proximal – distal).
							CV	
							1 - 10%	
							Velocidade angular da anca (rad/S)	
							146	
							Velocidade angular do joelho (rad/S)	
						1169		
						Velocidade angular do tornozelo (rad/S)		
						-65		

Barfield (2002)	- Identificar as diferenças cinemáticas do remate com o membro dominante (D) e com o membro não dominante (ND) entre atletas do sexo feminino (F) e atletas do sexo masculino (M).	- 8 Jogadores de elite no futebol; - 6 Sexo feminino (Todas - Pé dominante – direito); - 2 Sexo masculino (1 - pé dominante direito; 1 - pé dominante esquerdo).	- 2 (120 Hz); - 24 Pontos de calibração (2x1,5x2,5m); - 3DDLT (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D); - 21 Marcadores anatómicos, mais o centro da bola; - Filtro <i>Butterworth</i> - 10 Hz; - Análise estatística: Análise de variância	- Velocidade máxima do pé – entre o contato do pé de suporte no chão e o contato do pé de ação com a bola; - Velocidade do pé - o ponto distal do pé entra em contato com a bola (BC); - Velocidade média de pé – entre o contato do pé de suporte no chão e o contato do pé de ação com a bola; - Aceleração média do pé - entre o contato do pé de suporte no chão e o contato do pé de ação com a bola; - Velocidade do tornozelo - o ponto distal do pé entra em contato com a bola; - Velocidade angular do joelho - o ponto distal do pé entra em contato com a bola;	- Remate na zona do penalti (11 metros); - Máxima velocidade, com dois passos e um ângulo de aproximação (entre os 45° - 60°); - Selecionado apenas os 3 remates com maiores velocidades.	- Até ao contato com a bola.	Velocidade da bola (m/s)			- Velocidade da bola – F<M; - Variáveis cinemáticas – Em geral – F<M, à exceção da velocidade angular do joelho do membro dominante; - Sexo F - ocorreu uma anormalidade - F1>M para a velocidade da bola do lado dominante e velocidades de pé no contato (Vel. Tornozelo foi similar aos M); - No geral, as acelerações do pé são superiores nos M; - Embora F>M, para a velocidade angular do joelho - não houve diferenças significativas entre sexos. - Os jogadores de futebol de elite → Vel. Angular do joelho >, supondo > valores cinemáticos; - Segmento Pé → Gera o remate com maior velocidade. - Velocidade angular do joelho – F>M → Menor extensão sugere menor lesão (F - mais suscetíveis) - M – Remates + fortes → Sugere análise ao tipo de treino do sexo feminino e às questões antropométricas.
							M. – 25,3 (D) – 23,6 (ND) F. – 21,5 (D) – 18,9 (ND)			
							Pé - D	M.	F.	

Vel. Max. Pé	20,4	18,7
Vel. Pé - BC	18,9	16,2
Vel. Média Pé	13,9	13,5
Acel. Média Pé	78,3	77,2
Vel. Tornozelo	13,8	11,9
Vel. Ang. Joelho	19,4	19,8
Pé - ND	M.	F.
Vel. Max. Pé	18,5	16,2
Vel. Pé - BC	17,7	14,8
Vel. Média Pé	12,9	12,2
Acel. Média Pé	63,3	61,3
Vel. Tornozelo	12,2	9,9
Vel. Ang. Joelho	16,4	16,1

- A velocidade do pé BC do F – foi 86% (D) e 84% (ND) dos M.

Kellis (2004)	<ul style="list-style-type: none"> - Examinar a articulação joelho e as características musculares (Vasto Medial (VM), Vasto Lateral (VL) e Bíceps femoral (BF)) do remate na máxima velocidade em três ângulos de aproximação diferentes. 	<ul style="list-style-type: none"> - 10 Jogadores amadores de futebol. 	<ul style="list-style-type: none"> - 2 Câmaras (120 Hz - tripés (1,4m de altura, 95° entre elas e a 8m de distância da bola; - 3DDLTL (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D); - 20 Marcadores anatómicos (5ª Metatarso, calcâneo, medial da tibia, maléolo, epicôndilo femoral, medial da coxa, grande trocânter, ântero-superior da espinha ilíaca, sacro e ombro direito e esquerdo); - 8 Pontos de calibração (1,8m³); - Análise estatística: Teste ANOVA de uma via e duas vias com medidas repetidas; 	<ul style="list-style-type: none"> - Variáveis lineares: velocidade da bola. - Variáveis temporais: tempo até ao contato com a bola, durante a bola e total. - Variáveis angulares: velocidade angular do joelho (Flexão/Extensão; Rotação interna/externa (abdução/adução); Ângulo do tornozelo (plantar flexão e dorsiflexão); Ângulo da anca e do joelho (Flexão/Extensão). 	<ul style="list-style-type: none"> - 3 Remates a 11m (Cada um realizado com um ângulo de aproximação de K0, K45, K90); - Atleta a 1,5 m da bola. 	Não definido.	<ul style="list-style-type: none"> - Joelho → Ângulo de aproximação>, maior deslocamento de rotação externa e velocidade angular; - Não houve diferenças significativas; - Comparação entre o ângulo de aproximação e a extensão/flexão e abdução/adução do joelho; - No K90 - flexão do joelho <; - No K0 → Ocorre uma elevada dorsiflexão do tornozelo, antes do contato da bola → Surge uma alteração do padrão cinemático (≠ K45 e K90); 	<ul style="list-style-type: none"> - Houve diferenças significativas: - Remate K0 → Rotação externa da tibia em relação ao fémur → Aumento do movimento da perna de ação e torna-o mais cómodo. - No K45 e K90 → >Abdução/adução e uma velocidade de rotação do joelho sugere manutenção do equilíbrio; - K90> K0 - flexão da anca da perna de suporte → Tronco inclinado para a frente, simultaneamente com o movimento da tibia → Preparando a aterragem do pé ao lado da bola; - Velocidade da bola → Designado como indicador de performance → Não houve diferenças significativas entre a velocidade da bola e o ângulo de aproximação com uma passada → Não se verifica.
----------------------	---	---	--	---	--	---------------	---	---

Lees (2005)	<ul style="list-style-type: none">- Quantificar as características tridimensionais cinemáticas da perna de ação, do tronco e da parte superior do tronco do remate na máxima força através de um sistema ótico eletrónico;- Analisar a relação entre as variáveis medidas com o contexto do modelo de remate;- Avaliar a adequação do sistema de análise automática para a tarefa designada.	<ul style="list-style-type: none">- 8 Jogadores experientes.	<ul style="list-style-type: none">- 16 Marcadores anatómicos (12 segmentos);- 6 Câmaras pro-reflex – (240 Hz);- Velocidade da bola calculado através de radar;- Filtro <i>Butterworth</i> - 15 Hz;- Análise estatística: (Programa SPSS) Análise de correlação de inter-relação das variáveis.- Para cada variável – calculou-se a média de cada participante.	<ul style="list-style-type: none">- <u>Variáveis lineares:</u> Comprimento da última passada; Velocidade da corrida de aproximação; Velocidade da bola; Rácio entre a velocidade da bola e do pé; Velocidade máxima e de impacto da anca, do joelho, do tornozelo e do 5º metatarso;- <u>Variáveis angulares:</u> Ângulo no impacto da articulação do joelho, da anca, do tronco (inclinação frente/atrás e esquerda/direita); Rotação pélvica; Pélvis (P. Frontal); Ombro; Velocidade angular máxima no impacto da articulação tornozelo, do joelho e da anca.	<ul style="list-style-type: none">- 5 Remates máximos na zona de penalti, com ângulos e distância de aproximação previamente definidos;- Colocação de um alvo para o remate.	Não definido.	<table><tr><td></td><td>Média</td></tr><tr><td>Velocidade de aproximação (m/s)</td><td>3,7</td></tr><tr><td>Velocidade da bola (m/s)</td><td>24,7</td></tr><tr><td>Ratio bola/pé</td><td>1,57</td></tr><tr><td colspan="2">Velocidade máxima - articulação (m/s)</td></tr><tr><td>Anca</td><td>4,9</td></tr><tr><td>Joelho</td><td>9,8</td></tr><tr><td>Tornozelo</td><td>16,3</td></tr><tr><td>Pé</td><td>19,5</td></tr><tr><td colspan="2">Velocidade no impacto com a bola (m/s)</td></tr><tr><td>Anca</td><td>2,6</td></tr><tr><td>Joelho</td><td>3,3</td></tr><tr><td>Tornozelo</td><td>14,3</td></tr><tr><td>Pé</td><td>16,1</td></tr><tr><td colspan="2">Média da amplitude do movimento (ROM) (graus)</td></tr><tr><td>Comprimento da última passada (m)</td><td>1,73</td></tr><tr><td>Tornozelo</td><td>33,8</td></tr><tr><td>Joelho</td><td>62,8</td></tr><tr><td>Anca</td><td>55,6</td></tr><tr><td>Rotação do ombro</td><td>-15,2</td></tr><tr><td>Pélvis</td><td>35,5</td></tr></table>		Média	Velocidade de aproximação (m/s)	3,7	Velocidade da bola (m/s)	24,7	Ratio bola/pé	1,57	Velocidade máxima - articulação (m/s)		Anca	4,9	Joelho	9,8	Tornozelo	16,3	Pé	19,5	Velocidade no impacto com a bola (m/s)		Anca	2,6	Joelho	3,3	Tornozelo	14,3	Pé	16,1	Média da amplitude do movimento (ROM) (graus)		Comprimento da última passada (m)	1,73	Tornozelo	33,8	Joelho	62,8	Anca	55,6	Rotação do ombro	-15,2	Pélvis	35,5	<ul style="list-style-type: none">- Velocidades superiores da anca e do joelho> no estudo Lees (2002) → Jogadores profissionais → Sugerindo estas diferenças.- A inclinação do tronco foi para cima e para a direita → ≠ Estudo de Lees (2002) (alvo no canto superior direito)→ Alvo no chão;- Velocidade dos segmentos da anca e do joelho> → Menor tempo de reação para o guarda-redes;- A maior correlação joelho com a velocidade da bola → Chave determinante de performance (sugerida como a articulação mais importante);- Grande variabilidade na articulação do tornozelo → Cada atleta utilizou a sua técnica;
	Média																																																	
Velocidade de aproximação (m/s)	3,7																																																	
Velocidade da bola (m/s)	24,7																																																	
Ratio bola/pé	1,57																																																	
Velocidade máxima - articulação (m/s)																																																		
Anca	4,9																																																	
Joelho	9,8																																																	
Tornozelo	16,3																																																	
Pé	19,5																																																	
Velocidade no impacto com a bola (m/s)																																																		
Anca	2,6																																																	
Joelho	3,3																																																	
Tornozelo	14,3																																																	
Pé	16,1																																																	
Média da amplitude do movimento (ROM) (graus)																																																		
Comprimento da última passada (m)	1,73																																																	
Tornozelo	33,8																																																	
Joelho	62,8																																																	
Anca	55,6																																																	
Rotação do ombro	-15,2																																																	
Pélvis	35,5																																																	

Shan (2005)	<ul style="list-style-type: none">- Capturar o movimento tridimensionalmente, através de um modelo completo do remate na máxima força;- Aplicar um modelo de 15 segmentos;- Verificar os efeitos do treino através da comparação de jogadores inexperientes com jogadores experientes.	<ul style="list-style-type: none">- 2 Grupos de jogadores;- 1 Grupo de 8 elementos inexperiente- 1 Grupo de 7 elementos experiente.	<ul style="list-style-type: none">- 42 Marcadores e 15 Segmentos;- 9 Câmaras VICON (120 Hz);- Qualidade do remate - avaliado através da velocidade da bola;- Análise estatística: Teste T para verificar as diferenças entre os jogadores inexperientes e os jogadores experientes.	<ul style="list-style-type: none">- Variáveis cinemáticas lineares: mudanças de posição, velocidades e acelerações;- Variáveis cinemáticas angulares: mudanças de posição, velocidades, acelerações, rotação internas/externas do tronco, flexões/extensões do tronco;	<ul style="list-style-type: none">- 6 Remates na máxima velocidade, três com cada pé (Analisou apenas os remates do pé dominante).- Corrida de aproximação com 3 passos e um ângulo entre os 0.	Não definido.	<table><tr><th colspan="3">Perna de ação</th></tr><tr><th>Aproximação -</th><th>Inexp. PSag.</th><th>Exper. PSag.</th></tr><tr><td>Ombro</td><td>64</td><td>61</td></tr><tr><td>Cotovelo</td><td>15</td><td>24</td></tr><tr><td>Anca</td><td>60</td><td>93</td></tr><tr><td>Joelho</td><td>64</td><td>80</td></tr><tr><td>Tornozelo</td><td>33</td><td>34</td></tr><tr><td>Remate</td><td></td><td></td></tr><tr><td>Ombro</td><td>60</td><td>62</td></tr><tr><td>Cotovelo</td><td>18</td><td>16</td></tr><tr><td>Anca</td><td>72</td><td>130</td></tr><tr><td>Joelho</td><td>80</td><td>108</td></tr><tr><td>Tornozelo</td><td>33</td><td>38</td></tr></table>	Perna de ação			Aproximação -	Inexp. PSag.	Exper. PSag.	Ombro	64	61	Cotovelo	15	24	Anca	60	93	Joelho	64	80	Tornozelo	33	34	Remate			Ombro	60	62	Cotovelo	18	16	Anca	72	130	Joelho	80	108	Tornozelo	33	38	<ul style="list-style-type: none">- Abdução-adução do tornozelo↓ → Tornozelo estabiliza ao longo do movimento;- O modelo de corpo inteiro, com um sistema de análise tridimensional → Jogadores experientes têm uma coordenação multiarticular muito aprimorada → + Eficiência do remate;- Através do <i>tension arc</i>²→ Jogadores inexperientes têm maiores dificuldades em controlar o tronco;- Velocidade angular máxima de extensão do joelho e dorsiflexão do joelho> → Velocidade máxima do pé>;- A distância entre o ombro do lado oposto da perna de ação e a anca do lado da perna de ação é sugerido como avaliador da técnica.
							Perna de ação																																								
Aproximação -	Inexp. PSag.	Exper. PSag.																																													
Ombro	64	61																																													
Cotovelo	15	24																																													
Anca	60	93																																													
Joelho	64	80																																													
Tornozelo	33	34																																													
Remate																																															
Ombro	60	62																																													
Cotovelo	18	16																																													
Anca	72	130																																													
Joelho	80	108																																													
Tornozelo	33	38																																													
<ul style="list-style-type: none">- A velocidade de saída da bola → 24,2m/s (experientes), 16,9m/s (inexperientes).- Diferenças significativas entre jogadores inexperientes e jogadores experientes:- Parte superior do corpo;- Variáveis cinemáticas do tronco na corrida de aproximação na fase de remate;- Flexão-extensão do joelho; os dois grupos de estudo- Flexão-extensão do tornozelo na fase de aproximação;																																															

² O *tension arc* - é um movimento com características particulares, isto é, consiste no aumento dos comprimentos dos fletores do tronco, anca e quadricípites antes da contração, gerando uma maior força muscular, sugerindo um aumento da eficiência do remate. Este movimento não se encontra nos jogadores inexperientes, associando este como um dos fatores chave para executar remates com a máxima potência (Shan (2005)).

Nunome (2006b)	<ul style="list-style-type: none">- Representar os dados cinemáticos do movimento do membro inferior durante o remate usando altas taxas de amostragem e apropriados filtros de dados;- Determinar os efeitos de uma alta taxa de amostragem e frequência de filtro nos aspetos cinemáticos do remate;- Reexaminar a relação entre diversas variáveis cinemáticas associadas com o contato com a bola e a velocidade resultante.	<ul style="list-style-type: none">- 9 Jogadores masculinos experientes.	<ul style="list-style-type: none">- 6 Pontos anatómicos (cabeça do 5º metatarso, lado lateral do calcâneo, maléolo lateral, cabeça lateral do perónio, tuberosidade tibial, lado lateral do joelho (centro rotacional da articulação);- Antes do remate, filmou-se os pontos anatómicos na condição estática;- 6 Câmaras ProReflex, Qualisys (1000 Hz);- Deslocamento da bola, calculado 30 ms antes e depois do impacto da bola;- 4 Filtros com frequências de corte diferentes – 83,3 Hz (WGN), 200 Hz (BWF), 250 Hz (RSR), 10 Hz (RSF);- Análise estatística: Teste Dunnett; Correlação de Pearson).	<ul style="list-style-type: none">- Velocidade angular absoluta do pé e da tibia;- Velocidade angular relativa;- Acelerações angulares;- Velocidade e aceleração linear da cabeça do 5º metatarso, joelho e tornozelo;- Aceleração da bola (através das coordenadas não filtradas) – o momento inicial do impacto da bola definiu-se na <i>frame</i> antes de onde existiu uma clara aceleração (acima dos 200 m/s²) e o momento final definiu-se na última <i>frame</i> em que aceleração estava acima dos 200 m/s²;- Velocidade da bola (calculou-se 5 <i>frames</i> após o contato).	<ul style="list-style-type: none">- Nove, (9), remates, para um alvo com 1 m², com sucesso foram analisados;	<ul style="list-style-type: none">- Fase de contato com a bola (5 <i>frames</i> após o contato da bola).	<table><tr><td>Média da velocidade resultante da bola (m/s)</td></tr><tr><td>26,3 ± 3,4m/s</td></tr><tr><td>Tempo de contato</td></tr><tr><td>9,1 ± 0,7ms.</td></tr></table>	Média da velocidade resultante da bola (m/s)	26,3 ± 3,4m/s	Tempo de contato	9,1 ± 0,7ms.	<ul style="list-style-type: none">- Resultados diferentes aos anteriores estudos analisados;- Antes do impacto com a bola → Tíbia a acelerar angularmente; Tornozelo acelerado linearmente; Picos obtidos no impacto com a bola;- Após o pé não estar em contato com a bola → Tíbia a desacelerar angularmente → Pode dever-se ao momento de ação proximal; E/ou ao momento de inércia da tibia estar presente;- Rápida flexão plantar → Sugerida como passiva → Absorve a principal força → Depender das condições iniciais do remate;- Flexão plantar, após o impacto com a bola em todos os participantes → Quebra o foco da articulação tornozelo do treinador em obter maiores velocidades;- Frequência de 1000 Hz → Permite obter informações relevantes sobre uma fase muito repentina (Fase de contato com a bola).
Média da velocidade resultante da bola (m/s)												
26,3 ± 3,4m/s												
Tempo de contato												
9,1 ± 0,7ms.												

Lees (2009)	- Compreender a função do membro inferior através da análise cinemática e cinética durante o remate na máxima velocidade de forma a explicar as caraterísticas observáveis;	- 10 Jogadores de futebol que rematam com pé direito e habilitados (Amadores de topo ou semiprofissionais).	- 8 Câmaras Qualysis (240Hz); - Programa Visual 3D; - Filtro de 4ª ordem <i>Butterworth</i> (12 Hz); - Marcadores anatómicos refletores + <i>clusters</i> ; - A baliza com alvo; - A velocidade da bola (distância da bola ao alvo e de dois microfones); - O sistema de coordenadas locais → Parte proximal do centro do segmento.	- Velocidade linear da bola; - Posição, velocidade e aceleração angular do pé, joelho, anca e pélvis.	- 10 Remates com sucesso analisados; - Aquecimento de 15 minutos + prática do remate; - Corrida de aproximação normal para a marcação do penalti.	- Eventos: - Fase de levantar o pé direito (RFTO); - Fase de baixar o pé de suporte (LFTD); - Fase de contato com a bola (CONTACT); - Fase de levantar o pé de suporte (LFTD); - RFTO (5º metatarso está a 0,1m do chão); - LFTD – Calculado na plataforma de força - Força vertical> 20N.	<table><tr><td>Média da velocidade resultante da bola (m/s)</td></tr><tr><td>25.7 ± 2.4m/s</td></tr><tr><td>Tempo de contato - Fases</td></tr><tr><td>LFTD – 26%</td></tr><tr><td>CONTACT – 58%</td></tr><tr><td>Tornozelo</td></tr><tr><td>Valores angulares – 9,2° Velocidade angular - 5,75rad/s.</td></tr><tr><td>Joelho – (LFTD-CONTACT) Média</td></tr><tr><td>42±7° (Fletido)</td></tr><tr><td>Pélvis</td></tr><tr><td>Plano Sagital – Inclinação para a frente</td></tr><tr><td>Plano Frontal – Nivelada, mas ligeiramente inclinada para o lado da perna de ação.</td></tr></table>	Média da velocidade resultante da bola (m/s)	25.7 ± 2.4m/s	Tempo de contato - Fases	LFTD – 26%	CONTACT – 58%	Tornozelo	Valores angulares – 9,2° Velocidade angular - 5,75rad/s.	Joelho – (LFTD-CONTACT) Média	42±7° (Fletido)	Pélvis	Plano Sagital – Inclinação para a frente	Plano Frontal – Nivelada, mas ligeiramente inclinada para o lado da perna de ação.	- <u>Perna de ação:</u> A flexão do joelho é sugerida como um mecanismo de proteção da articulação; - <u>Pelvis:</u> É sugerida para estabilizar a base e avaliar o comportamento da perna de ação. - <u>Perna de suporte:</u> É sugerido como estabilizador dinâmico, de forma a controlar os efeitos perturbadores da perna de ação. - <u>Questões de performance:</u> A anca tem o papel principal no remate, enquanto os joelhos têm um papel complexo, sendo sugeridos como importantes no melhoramento do rendimento. O tornozelo têm uma contribuição diminuta. Este nível relevância pode ser um bom indicador para o treino.
	Média da velocidade resultante da bola (m/s)																			
	25.7 ± 2.4m/s																			
	Tempo de contato - Fases																			
	LFTD – 26%																			
	CONTACT – 58%																			
	Tornozelo																			
	Valores angulares – 9,2° Velocidade angular - 5,75rad/s.																			
	Joelho – (LFTD-CONTACT) Média																			
	42±7° (Fletido)																			
Pélvis																				
Plano Sagital – Inclinação para a frente																				
Plano Frontal – Nivelada, mas ligeiramente inclinada para o lado da perna de ação.																				

Shan (2009)	- Capturar o movimento do corpo inteiro do remate entre 4 grupos de adulto. - Determinar o padrão do controlo muscular através da eletromiografia. - Estabilizar o corpo inteiro do modelo de 15 segmentos para determinar a influência do gênero e treino.	- 22 Indivíduos masculinos; - 22 Indivíduos femininos; - Divididos por idades em relação à experiência (média – 12 anos).	- Os participantes realizaram aquecimento entre 15 a 20 minutos; - 9 Câmaras Vicon a gravar (120Hz); - 42 Marcadores anatómicos refletores (modelo de 15 segmentos (cabeça/pescoço, tronco superior e inferior, ambos os braços, antebraços, mãos, coxas, tíbias e pés); - 3 Marcadores definiram a bola. - Análise estatística: Médias e desvios padrões; ANOVA de duas vias – diferenças entre gênero e experiência; Student Newman-Keuls post hoc.	- <u>Fatores de qualidade do remate:</u> Centro de gravidade (Posição normal e máxima); Ângulo de corrida de aproximação em direção à bola; Flexão do tronco durante o remate; Rotação do tronco; - <u>Fatores do movimento <i>tension arc</i></u> Ombro (do lado oposto do pé dominante); Anca; Joelho; Velocidade da bola.	- Os remates analisados foram executados com o pé dominante.	Não definido.	<table><tr><th colspan="3">Feminino</th></tr><tr><th></th><th>Inex</th><th>Exp</th></tr><tr><td>Ângulo de aproximação</td><td>11,7</td><td>49,5</td></tr><tr><td>ROM – flexão tronco</td><td>8,0</td><td>46,3</td></tr><tr><td>ROM - rotação tronco</td><td>8,7</td><td>23,8</td></tr><tr><td>Velocidade de saída da bola</td><td>13,2</td><td>19,6</td></tr><tr><th colspan="3">Masculino</th></tr><tr><th></th><th>Inex</th><th>Exp</th></tr><tr><td>Ângulo de aproximação</td><td>9,3</td><td>23,7</td></tr><tr><td>ROM – flexão tronco</td><td>8,9</td><td>6,6</td></tr><tr><td>ROM - rotação tronco</td><td>9,2</td><td>20,8</td></tr><tr><td>Velocidade de saída da bola</td><td>16,9</td><td>24,2</td></tr></table>	Feminino				Inex	Exp	Ângulo de aproximação	11,7	49,5	ROM – flexão tronco	8,0	46,3	ROM - rotação tronco	8,7	23,8	Velocidade de saída da bola	13,2	19,6	Masculino				Inex	Exp	Ângulo de aproximação	9,3	23,7	ROM – flexão tronco	8,9	6,6	ROM - rotação tronco	9,2	20,8	Velocidade de saída da bola	16,9	24,2	- Atletas femininos e masculinos executam técnicas diferentes (Antropometria); - No final do movimento, os atletas masculinos dissipam a energia através de um pequeno salto; - As atletas femininas adotam um técnica diferente que evitam este salto. - No grupo de experientes verifica-se uma maior rotação e flexão do tronco - O <i>tension arc</i> é uma característica visível apenas no grupo de atletas experientes.
	Feminino																																											
		Inex	Exp																																									
	Ângulo de aproximação	11,7	49,5																																									
	ROM – flexão tronco	8,0	46,3																																									
	ROM - rotação tronco	8,7	23,8																																									
	Velocidade de saída da bola	13,2	19,6																																									
	Masculino																																											
		Inex	Exp																																									
	Ângulo de aproximação	9,3	23,7																																									
ROM – flexão tronco	8,9	6,6																																										
ROM - rotação tronco	9,2	20,8																																										
Velocidade de saída da bola	16,9	24,2																																										

Potthast (2010)	- Analisar se a desaceleração do centro de gravidade do jogador durante a última passada está relacionado com a velocidade da bola no remate de máxima velocidade.	- 19 Jogadores do sexo masculino.	- 2 Câmaras (100Hz); - Os pontos anatómicos (cabeça, c7, lado direito e esquerdo do ombro, do cotovelo, da mão, da anca, do joelho, do tornozelo, do calcanhar e dos pés) foram digitalizados pelo VICON MOTUS 9.2; - O centro de massa foi calculado; - A performance do remate foi analisado através da velocidade do remate.	- Velocidade do remate; - Desaceleração do impulso do centro de gravidade = massa do jogador * mudança da velocidade de corrida de aproximação durante a fase de apoio.	- 5 Remates na zona de penalti para a zona central da baliza; - O remais rápido e que acertou no a baliza foi selecionado.	Não definido.	Apresentados como, média \pm SD; - Velocidade de remate = $100 \pm 7,3$ Km/h; - Impulso de desaceleração = $144,5 \pm 32,5$ Kg*m/s; - Aumento do impulso angular da coxa = $3,2 \pm 1,1$ Kg*m/s; - Coeficiente de correlação = 0,6 para um n=19, assim 36% da variância da velocidade do remate é explicado através do impulso de desaceleração do centro de gravidade.	- A redução da velocidade do centro de gravidade está correlacionado com as elevadas velocidades da bola; - Elevados impulsos angulares da coxa podem beneficiar os remates rápidos.
--------------------	--	-----------------------------------	--	--	---	---------------	---	---

Sakamoto (2011)	<ul style="list-style-type: none">- Comparar as características cinemáticas do impacto da bola entre os jogadores masculinos e femininos para extrair características mecânicas e técnicas das atletas de sexo feminino.	<ul style="list-style-type: none">- 17 Indivíduos femininos, pelo menos 5 anos de experiência;- Dezassete, 17, indivíduos masculinos, pelo menos 10 anos de experiência;	<ul style="list-style-type: none">- 13 Pontos anatómicos – 4 na perna; 5 no lado do pé e 4 no topo do pé;- 3 Câmaras de alta velocidade (1000 Hz);- 3DDLT (converte pixéis-medidas reais e as coordenadas 2D-3D);- Análise estatística: Média e SD; Análise de variância.	<ul style="list-style-type: none">- Média da velocidade do pé;- Velocidade da bola – As 5 <i>frames</i> após o contato com a bola;- Deslocamento angular – diferença entre a posição máxima e mínima;	<ul style="list-style-type: none">- 10 Remates feito com o pé dominante, máxima força em direção à baliza. (Comparar os indivíduos que realizaram o remate com a parte de dentro do pé e os que realizaram o remate com a parte de fora do pé).	<table><tr><td>Velocidade média da bola (m/s)</td></tr><tr><td>Feminino</td></tr><tr><td>Parte de dentro do pé - 22,0 ± 2,6</td></tr><tr><td>Parte de fora do pé - 19,0 ± 2,1</td></tr><tr><td>Masculino – 17% e 13% superiores, respetivamente.</td></tr><tr><td>- Velocidade média do pé imediatamente antes do contato com a bola (m/s)</td></tr><tr><td>Feminino</td></tr><tr><td>Parte de dentro do pé - 18,0 ± 1,8</td></tr><tr><td>Parte de fora do pé - 14,0</td></tr><tr><td>Masculino - 12% e 10% superiores, respetivamente.</td></tr><tr><td>- Entre grupos houve diferenças significativas no gênero e na técnica.</td></tr><tr><td>Rácio de repulsão média do remate com a parte de dentro do pé</td></tr><tr><td>1,23 ± 0,16</td></tr><tr><td>Masculino - 6% superior</td></tr></table>	Velocidade média da bola (m/s)	Feminino	Parte de dentro do pé - 22,0 ± 2,6	Parte de fora do pé - 19,0 ± 2,1	Masculino – 17% e 13% superiores, respetivamente.	- Velocidade média do pé imediatamente antes do contato com a bola (m/s)	Feminino	Parte de dentro do pé - 18,0 ± 1,8	Parte de fora do pé - 14,0	Masculino - 12% e 10% superiores, respetivamente.	- Entre grupos houve diferenças significativas no gênero e na técnica.	Rácio de repulsão média do remate com a parte de dentro do pé	1,23 ± 0,16	Masculino - 6% superior	<ul style="list-style-type: none">- <u>Características mecânicas no impacto:</u>- Sugere que o tornozelo das jogadoras exibiu uma menor massa e uma menor rigidez dinâmica;- A técnica de remate tem uma menor relação de repulsão no momento de impacto no sexo feminino na articulação do tornozelo;- Distância de impacto e o rácio de repulsão dos remates com a parte interior do pé e com a parte exterior do pé aumenta perto do centro de gravidade do pé.- O impacto da bola no centro de gravidade do pé é sugerida como importante → Tanto para os femininos e os masculinos, os remates com a parte interna ou exterior do pé → Rácio de repulsão aumenta.
Velocidade média da bola (m/s)																					
Feminino																					
Parte de dentro do pé - 22,0 ± 2,6																					
Parte de fora do pé - 19,0 ± 2,1																					
Masculino – 17% e 13% superiores, respetivamente.																					
- Velocidade média do pé imediatamente antes do contato com a bola (m/s)																					
Feminino																					
Parte de dentro do pé - 18,0 ± 1,8																					
Parte de fora do pé - 14,0																					
Masculino - 12% e 10% superiores, respetivamente.																					
- Entre grupos houve diferenças significativas no gênero e na técnica.																					
Rácio de repulsão média do remate com a parte de dentro do pé																					
1,23 ± 0,16																					
Masculino - 6% superior																					

Tal como verificado no estudo de Marqués-Bruna (2007), a técnica de remate pode ser dividida por fases. Com o objetivo de clarificar quais as variáveis cinemáticas mais estudadas e quais ainda não foram estudadas, apresenta-se a tabela 2. Desta forma pode-se conferir quais os principais resultados cinemáticos para cada fase descrita por Marqués-Bruna (2007). Através deste resumo podemos também verificar quais dos parâmetros cinemáticos analisados são indicadores de *performance*.

Tabela 2 – Resumo sobre as características cinemáticas em função das fases do remate

Fase	Caraterísticas qualitativas	Principais resultados cinemáticos	Considerações
<u>Padrão de aproximação</u> <u>(Approach pattern)</u>	<ul style="list-style-type: none"> - Aproximação em curva mais efetiva (Marqués-Bruna et al., 2007)); - Ângulo de aproximação posiciona a perna de suporte para o plano frontal do movimento (Lees et al., 2009; Marqués-Bruna et al., 2007). 	<ul style="list-style-type: none"> - Ângulo de aproximação - Entre 30° a 45° (Com uma aproximação entre os dois e os seis passos) – maiores valores de velocidades na bola (Isokawa & Lees, 1988); - Aproximação com um passo – inconclusivo (Kellis et al., 2004)). 	<ul style="list-style-type: none"> - Pode ser benéfica em termos de controlo e de maior fluência na performance do remate (Lees et al., 2009).
<u>Movimento do braço oposto à perna de ação</u> <u>(Opposite arm movement)</u>	<ul style="list-style-type: none"> - Indicadores de qualidade do movimento <i>tension arc</i> (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005). 	<ul style="list-style-type: none"> - Articulação ombro (jogadores experientes e habilitados) – obtêm valores de 155° (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005). 	<ul style="list-style-type: none"> - Pretende contribuir com um maior efeito de contrabalanço da perna de ação (Marqués-Bruna et al., 2007).
<u>Colocação do pé de suporte (foot placement)</u>	<ul style="list-style-type: none"> - O pé de suporte é colocado ao lado e ligeiramente atrás da bola, inclinando o tronco para o lado (Marqués-Bruna et al., 2007). - Ocorre a extensão do braço para trás (quando a perna de ação de descola para o contato da bola) (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005). 	<ul style="list-style-type: none"> - Ângulo do pé de apoio em relação à linha da bola e do movimento - 7,2° (Brown et al., 1993). 	<ul style="list-style-type: none"> - Observa a posição do pé de suporte em relação à bola (Marqués-Bruna et al., 2007). - Inicia o movimento da perna de ação.

<u>Padrão do contato da bola</u> <u>(Ball contact pattern)</u>	<p>- Tronco</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ocorre uma ligeira inclinação do corpo para trás (Marqués-Bruna et al., 2007); - Inclinação do corpo é feita verticalmente para trás e lateralmente para o lado da perna de suporte (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009); <p>- Joelho – Perna de suporte</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ângulo mantém-se (Marqués-Bruna et al., 2007); <p>- Perna de ação</p> <ul style="list-style-type: none"> - Obtém uma grade extensão; - Ao longo do movimento a perna de ação vai estendendo; 	<p>- Centro de gravidade</p> <ul style="list-style-type: none"> - Média de desaceleração de impulso do centro de gravidade – 144,5 Kg*m/s (Potthast et al., 2010). <p>- Tronco</p> <ul style="list-style-type: none"> - Inclinação do corpo - 20 a 25° (remate de precisão) e 0 a 11° (remates em máxima velocidade) (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009); - Inclinação lateral - 9 a 16° (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009); <p>- Joelho – Perna de suporte</p> <ul style="list-style-type: none"> - Até ao contato com a bola - flexão de 26° (Lees et al., 2009); - No contato com a bola - flexão de 42° (Lees et al., 2009); 	<p>- Centro de gravidade</p> <ul style="list-style-type: none"> - A grande desaceleração do centro de gravidade antes do contato da bola permite a maior velocidade no remate e consequente maior velocidade na bola (Potthast et al., 2010). <p>- Joelho – Perna de suporte</p> <ul style="list-style-type: none"> - A pequena flexão sugere a absorção do impacto, que gera forças maiores; - Bloqueia o movimento da anca para a frente, acelerando a perna de ação (Marqués-Bruna et al., 2007);
<u>Seguimento do movimento (Follow through)</u>	<ul style="list-style-type: none"> - Ação <i>drag & hop</i>³ - indicador de avaliação do remate realizado em máxima velocidade (Marqués-Bruna et al., 2007). 	<ul style="list-style-type: none"> - Os futebolistas experientes realizam este pequeno salto (Shan, 2009). 	<ul style="list-style-type: none"> - O <i>drag & hop</i> permite dissipar a energia residual do momento da perna de ação (Shan, 2009). - Esta fase pode não acontecer se ocorrer uma: <ul style="list-style-type: none"> - Perda de balanceamento (Marqués-Bruna et al., 2007). - Má execução do movimento do braço oposto à perna de ação (Marqués-Bruna et al., 2007). - Falha do controlo do ângulo de aproximação.

³ Ação *drag & hop* – ocorre um pequeno salto para a frente, através da perna de apoio, devido ao momento de força linear da perna de ação.

Em suma: o remate segue um ângulo de aproximação, que colocará o pé de suporte virado para o plano frontal do movimento. A sua boa colocação sugere maiores valores de velocidade nos segmentos corporais, indicando que esta colocação do pé de suporte é um parâmetro de performance, assim o ângulo de aproximação também deve ser analisado e consequentemente os parâmetros cinemáticos associados ao atleta. O seguimento do movimento pode ser considerado um dos parâmetros de avaliação para os remates de grande potência.

Reflexão

A revisão bibliográfica permitiu verificar que a técnica de remate está bem definida para a tarefa de remate a 11 metros (simulando o penalti) à máxima velocidade (Lees & Nolan, 1998). Algumas exceções ocorrem, uns no mesmo local, outros executados em precisão, outros simulando o pontapé livre (isto é a uma distância maior) e outros que não mencionam a distância da bola à baliza, mas devido à similaridade dos resultados supõem-se que a distância seja de 11 metros. Em relação à amostra de estudo, nota-se que os autores tiveram o cuidado de selecionar jogadores experientes e habilitados, mas a maioria dos indivíduos analisados pertenciam a divisões amadoras ou semiprofissionais. Encontram-se resultados para jogadores profissionais, mas em menor número.

Ao longo da revisão bibliográfica determinar as características da técnica de remate de penalti é possível, mesmo em tarefas ou amostras diferentes. Embora se encontre alguma similaridade em relação aos parâmetros biomecânicos, a literatura sugere que as comparações devem ser feitas individualmente, devido a cada atleta ter a sua própria técnica (Brown et al., 1993; Marqués-Bruna et al., 2007; Rodano & Tavana, 1993; Shan, 2009).

1.1.3. Análise cinemática

A análise mecânica permite analisar um movimento e este pode ser estudado através da análise cinética e/ou análise cinemática. A análise cinética pretende analisar o movimento e qual a influência das forças neste movimento (Nigg & Herzog, 2007). Enquanto, a análise cinemática consiste na descrição do movimento sem fazer referência às forças (Bartlett, 2007; Grimshaw, Lees, Fowler, & Burden, 2007; Knudson, 2007; Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004). A análise cinemática está dividida em linear e angular (Grimshaw et al., 2007) e é possível obter os parâmetros cinemáticos usando uma análise bidimensional (2D) ou uma análise tridimensional (3D). A escolha está relacionada com o tipo de movimento e/ou objetivo do estudo. Para o remate no futebol está sugerido a análise cinemática tridimensional,

visto que neste momento a análise bidimensional no remate do futebol é vista como insuficiente para obter toda informação pretendida (Lees et al., 2005; Lees & Nolan, 1998, 2002; Lees et al., 2009; Shan & Westerhoff, 2005). O método principal para a realização de uma análise cinemática tridimensional é a videografia (Bartlett, 2007). Este tipo de sistema de análise do movimento permite gravar o movimento e para o efetuar é necessário adquirir importantes conceitos teóricos, respeitar algumas regras e ter bastante rigor de forma a se obter resultados com as melhores garantias. O esquema apresentado na figura 1 pretende demonstrar esta importante sequência.



Figura 1 – Esquema descritivo sobre o método principal para a realização de uma análise cinemática

A obtenção deste conjunto de informações permite descrever quantitativamente todo o movimento de um corpo, sem fazer referência às forças que o causam (Robertson et al., 2004). Toda esta informação pode ser útil, o exemplo de Knudson (2007) permite realçar os parâmetros cinemáticos do corredor, onde indicou a sua velocidade, comprimento da passada e variação da aceleração angular da extensão da coxa, desta forma o autor obteve informação que útil para avaliar e melhorar o seu atleta. Então para a obtenção de indicadores de *performance*, através da análise cinemática tridimensional será importante adquirir todos os conceitos teóricos e regras deste modelo teórico, bem como calcular o erro destes sistemas de análise do movimento.

i) Recolha dados cinemáticos tridimensionalmente

- Marcadores anatómicos

Os marcadores anatómicos pretendem definir uma articulação, de forma a ser possível a identificar no computador quando analisado o movimento. Uma rigorosa colocação dos marcadores anatómicos de referência possibilitam um menor erro no estudo do movimento. Os marcadores anatómicos devem ter características próprias, tais como, contrastar com a pele, a roupa e o fundo. Desta forma a identificação do marcador anatómico é possível ser feita de forma automática, quando utilizarmos o programa de digitalização.

Existem dois modelos de aplicação de marcadores anatómicos. O modelo mais experimental e menos ecológico, tal como os que são colocados diretamente no osso (embora mais precisos, estão associados a uma elevada dor, que irá impossibilitar a execução do movimento em condições minimamente normais. E os mais ecológicos e menos experimentais, os fixados na pele (torna o desconforto menor, mas tem associado um elevado erro devido ao afastamento do marcador anatómico da localização verdadeira).



Figura 2 – Exemplo de um marcador luminoso fixado na pele desenvolvido pelo LID-ESDRM

Os marcadores fixados na pele (figura 2) são os mais utilizados nos estudos de investigação sobre a análise do movimento no desporto (Robertson et al., 2004). Estes marcadores anatómicos de referência, além de definir uma articulação, também definem um segmento. O segmento é definido com um mínimo de dois marcadores anatómicos, um no ponto distal do segmento e um outro no ponto proximal do segmento (figura 3). No entanto, Robertson (2004) recomenda a definição do segmento utilizando três marcadores anatómicos

não colineares⁴, pois obtemos a informação angular correta em relação ao plano sagital, frontal e transversal. Enquanto com apenas dois marcadores anatómicos obtemos apenas a informação planar dos ângulos (projeção do ângulo no plano de movimento) D. G. E. Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, and Whittlesey (2014).



Figura 3 – P3 e P4 são os pontos de referência anatómico; A ligação entre o P3 e P4 é o segmento que define a tíbia.

- Colocação das câmaras

Através dos estudos da análise cinemática tridimensional é possível verificar que diversos desenhos experimentais são efetuados em relação à colocação das câmaras para filmar o movimento, mas a particularidade que é exigida para que ocorra a transformação tridimensional é que o marcador anatómico esteja visível em pelo menos duas câmaras (Robertson et al., 2004).

Na videografia vários sistemas de análise do movimento são utilizados. Existe os métodos mais laboratoriais, onde o movimento é realizado em laboratório e as câmaras têm a sua própria luz, permitindo a reflexão com os marcadores anatómicos ou câmaras de infravermelhos de forma a identificar a localização dos marcadores anatómicos de forma automática (Bartlett, 2007; Robertson et al., 2004). Outros sistemas de análise do movimento utilizados podem ser laboratoriais ou não, devido à relativa facilidade em deslocar o material. Estes sistemas consistem na utilização de câmaras digitais ou câmaras digitais de alta velocidade, que são fixas num local através de tripés, neste caso os marcadores têm de ter a sua própria luz ou então num ambiente mais controlado colocar luzes para que haja reflexão com os marcadores anatómicos (figura 4). Segundo a literatura, este último tipo de sistema é o mais

⁴ Pontos não colineares – Um dos 3 pontos não está na mesma reta dos outros pontos.

comum quando se pretende analisar tridimensionalmente um movimento desportivo (Bartlett, 2007; Robertson et al., 2004).



Figura 4 – Exemplo de recolha de dados tridimensionais em terreno e com câmaras digitais

- Calibração de um sistema de análise de movimento

A calibração é um passo importante devido a ser necessário determinar na análise por vídeo o que corresponde à realidade, isto porque a unidade de medida da coordenada virtual dos sistemas de análise do movimento é por norma o *pixel*⁵ (Bartlett, 2007). Para realizar a conversão da coordenada virtual para as coordenadas métricas reais numa análise cinemática tridimensional é recomendado uma estrutura de calibração com pelo menos seis pontos não complanares⁶ (Bartlett, 2007; Robertson et al., 2004). Este tipo de método de calibração é o mais comum e o sistema torna-se mais preciso, quando um maior número de pontos de controlo forem capturados, devido a obter-se um maior conhecimento na imagem do que é real (figura 5) (Bartlett, 2007; Robertson et al., 2004).

⁵ *Pixel* – “Pix” de Picture e “el” de elemento.

⁶ Pontos não complanares – Pontos que não se encontram no mesmo plano.



Figura 5 – Exemplo de um volume de calibração num contexto prático, onde foram utilizados 18 pontos de controlo

ii) Captura do movimento

Nesta fase o atleta tem colocado os marcadores anatómicos, a área onde é executado o movimento está calibrado no sistema de análise do movimento, então a captura do movimento pode ser realizado. Através da análise cinemática tridimensional recolhe-se um maior número de informação, devido a este tipo de análise permitir a obtenção de dados no plano de movimento, Sagital, ou seja, verifica as flexões-extensões do movimento, Frontal, isto é, adução-abdução do movimento e Transversal, as rotações internas-externas do movimento (figura 6) (Bartlett, 2007; Hall, 2012; D. G. E. Robertson et al., 2014; Winter, 2005).

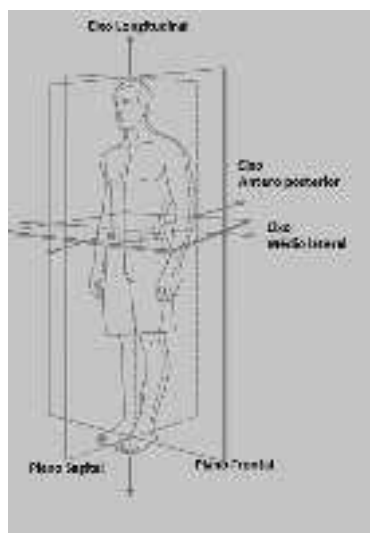


Figura 6 – Planos e eixos do movimento (Hall, 2012)

iii) Transformação Linear Direta Tridimensional (3DDL)

A flexível posição das câmaras pode ser calculada através da Transformação Linear Direta (DLT) (Bartlett, 2007). Através desta, é possível transformar as coordenadas virtuais para as coordenadas reais (Bartlett, 2007).

O primeiro passo para realizar o DLT e que permite estabilizar esta transformação através do conhecimento da posição das câmaras, dos parâmetros óticos e dos fatores de distorção da lente é obter os coeficientes com estas informações das câmaras (Bartlett, 2007; Robertson et al., 2004). Por isso obter os coeficientes do DLT é um importante passo e pode ser calculado através da equação 1⁷, onde demonstra os 11 coeficientes necessários para realizar a 3DDL.

Equação 1 – Coeficientes de DLT (11 Coeficientes de L1 a L11) (Kwon, 1998)

$$D = -(x_0 r_{31} + y_0 r_{32} + z_0 r_{33})$$

$$L_1 = \frac{u_0 r_{31} - d_u r_{11}}{D}$$

$$L_2 = \frac{u_0 r_{32} - d_u r_{12}}{D}$$

$$L_3 = \frac{u_0 r_{33} - d_u r_{13}}{D}$$

$$L_4 = \frac{(d_u r_{11} - u_0 r_{31})x_0 + (d_u r_{12} - u_0 r_{32})y_0 + (d_u r_{13} - u_0 r_{33})z_0}{D}$$

$$L_5 = \frac{v_0 r_{31} - d_v r_{21}}{D}$$

$$L_6 = \frac{v_0 r_{32} - d_v r_{22}}{D}$$

$$L_7 = \frac{v_0 r_{33} - d_v r_{23}}{D}$$

$$L_8 = \frac{(d_v r_{21} - v_0 r_{31})x_0 + (d_v r_{22} - v_0 r_{32})y_0 + (d_v r_{23} - v_0 r_{33})z_0}{D}$$

⁷ (Kwon, 1998)

$$L_9 = \frac{r_{31}}{D}$$

$$L_{10} = \frac{r_{32}}{D}$$

$$L_{11} = \frac{r_{33}}{D}$$

Na equação 1 – u e v , são as coordenadas bidimensionais da imagem; $r_{11}, r_{12}, r_{13}, r_{21}, r_{22}, r_{23}, r_{31}, r_{32}$ e r_{33} , correspondem à matriz de transformação da imagem de referência real para a imagem de referência da imagem; d_u e d_v , são as coordenadas na imagem da principal distância, d , de um ponto na imagem ao ponto da projeção do centro; x_0, y_0 e z_0 , são as coordenadas reais do volume de calibração.

Obtidos os coeficientes de DLT com as informações das câmaras, o passo seguinte consiste na transformação das coordenadas bidimensionais em tridimensionais e o método a usar é a Transformação Linear direta tridimensional (3DDLT). O cálculo matemático para o realizar está descrito na equação 2. Onde, L_1 a L_{11} são os coeficientes de DLT. Caso os coeficientes de calibração forem desconhecidos utiliza-se a técnica de raízes quadradas, cujo conceito é similar ao da análise de regressão (Kwon, 1998; Robertson et al., 2004).

Equação 2 – Método 3DDLT (Robertson et al., 2004)

$$x_i + L_1X_i + L_2Y_i + L_3Z_i + L_4 + L_9x_iX_i + L_{10}x_iY_i + L_{11}x_iZ_i = 0 \quad (1.1)$$

$$y_i + L_5X_i + L_6Y_i + L_7Z_i + L_8 + L_9y_iX_i + L_{10}y_iY_i + L_{11}y_iZ_i = 0 \quad (1.2)$$

Na equação 2 - L_1 a L_{11} , são os coeficientes de DLT; i , é o número do ponto de calibração; x_i e y_i , são as coordenadas bidimensionais digitalizadas para i^{th} pontos de calibração; X_i, Y_i, Z_i são as coordenadas conhecidas no espaço do volume de calibração (Robertson et al., 2004).

iv) Descrição da posição

Para descrever quantitativamente a posição é necessário definir o sistema cartesiano de coordenadas. O sistema de coordenadas cartesiano usado pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) é o sistema de coordenadas global (GCS). Este sistema de coordenadas cartesiano é caracterizado pela origem e três eixos ortogonais. O tipo de origem (0, 0, 0) é usado na análise cinemática tridimensional. Os três eixos ortogonais são usados para o espaço tridimensional. O GCS é caracterizado por um eixo X, que tem a mesma direção do movimento, um eixo Y que é ortogonal ao eixo do X e verticalmente para cima e um eixo Z, este eixo

direciona-se para a direita e ortogonal ao plano formado pelo eixo X e Y (figura 7) (D. G. E. Robertson et al., 2014; Zatsiorsky, 1998). A figura respeita a regra da mão direita devido a ser a mais comum e usado na Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) (D. G. E. Robertson et al., 2014).

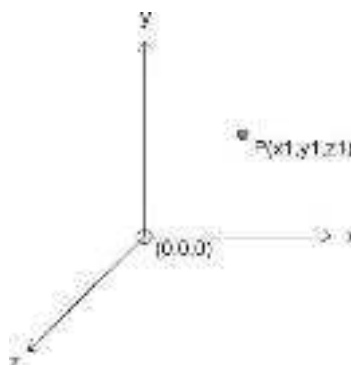


Figura 7 - Sistema global de coordenadas, definido pela ISB, Robertson (2004)

É acessível definir a posição de um ponto através deste método e obter toda a sua informação. O problema deste tipo de estudo é que não focamos somente pontos (articulações), mas também corpos rígidos (segmentos). Como nem sempre o ponto ou o corpo rígido estão no GCS, por vezes é necessário obter a informação deste ponto noutra local, mas dentro da área do movimento (GCS). Desta forma um segundo referencial é inserido e designado de sistema cartesiano local (LCS). O LCS tem de estar alinhado com o GCS na posição anatómica e o seu centro será a articulação proximal (figura 8). O ponto P colocado no GCS na figura 7 é escrito no LCS da seguinte forma $P' (x1',y1',z1')$.



Figura 8 - Colocação do LCS na articulação do joelho

- Transformação linear entre sistemas de referência

Como referido anteriormente é possível verificar que identificar um ponto no GCS é diferente do que identificar um ponto no LCS. Por isso a obtenção da informação real sobre a nova posição da articulação neste novo sistema cartesiano (LCS) é necessária. Para uma melhor compreensão de como é que é realizada a transformação de GCS para LCS, enumera-se o seguinte exemplo e as equações associadas ao método de transformação.

Exemplo:

Se o vetor, \vec{V} define a posição relativa da origem de dois sistemas de coordenadas, então V_x , V_y e V_z são os componentes do vetor \vec{V} . Assim, definimos um LCS' e outro LCS'' e realiza-se a rotação entre os dois sistemas de referência. Para a realização do cálculo de rotação, escreve-se o vetor \vec{V} em matriz (equação 3) e neste exemplo vamos optar por uma rotação de LCS'' relativamente a LCS'. Então, para convertamos as coordenadas do ponto P em LCS'' para coordenadas em LCS', utiliza-se a equação 4 (D. G. E. Robertson et al., 2014; Zatsiorsky, 1998).

Equação 3 – Matriz \vec{V} (D. G. E. Robertson et al., 2014)

$$\vec{V} = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix}$$

Equação 4 – Transformar o ponto P localizado em LCS'' em LCS' (D. G. E. Robertson et al., 2014)

$$\vec{P'} = \vec{V} + \vec{P''} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{bmatrix}$$

v) Graus de liberdade (DOF)

Para uma descrição completa de um corpo rígido são necessárias seis partes de informação: a localização (X,Y,Z) do centro de massa e os três ângulos que descrevem a sua orientação (2 de translação e 1 de rotação). Assim, o número de parâmetros independentes que definem exclusivamente a localização de um ponto ou um corpo rígido é conhecido por graus de liberdade (DOF), onde uma articulação tem três DOF e um segmento tem seis DOF, caso não se considerem as forças que causam o movimento (Knudson, 2007; Nigg & Herzog, 2007; D. G. E. Robertson et al., 2014#21).

vi) Cinemática linear

Até ao momento, a obtenção da posição tridimensional foi possível, mas adquirir somente esta informação, não permite descrever todo o movimento do corpo humano de forma completa. Portanto, o cálculo do deslocamento, da velocidade e da aceleração (tabela 3) são essenciais. Através do valor de deslocamento (variação da posição), é possível obter-se todas as outras variáveis cinemáticas lineares. O processo para o cálculo destas variações em relação ao tempo, designa-se de derivação. Assim, o significado de velocidade é o deslocamento com respeito ao tempo, enquanto a aceleração é a derivação temporal da velocidade ou a segunda derivação temporal do deslocamento (D. G. E. Robertson et al., 2014; Zatsiorsky, 1998). Em suma, estas variáveis cinemáticas lineares permitem descrever o movimento de uma forma completa em termos lineares. Tendo em conta o estudo do movimento humano, verifica-se que é possível comparar dois ou mais movimentos entre indivíduos e se ocorre mudança do movimento de uma tarefa com um constrangimento.

Tabela 3 - Variáveis cinemáticas lineares (Robertson et al., 2004)

Medição	Definição	Unidades (SI)
Posição linear, comprimento ou deslocamento linear (x, y, z, s)		Metros (m)
Velocidade linear (v)	ds/dt	Metros por segundo (m/s)
Aceleração linear (a)	$dv/dt, d^2s/dt^2$	Metros por Segundo ao quadrado (m/s ²)

vii) Cinemática angular

Obter apenas a descrição linear do movimento, não nos faculta toda a informação necessária para avaliar um movimento, então o estudo angular é necessário visto que faculta uma maior informação sobre um determinado movimento. A cinemática angular é o estudo do movimento angular sem ter conta às forças que causam o movimento (Hamill & Knutzen, 2009). O movimento angular ocorre quando todas as partes do corpo se movem através do mesmo ângulo, mas não se submete ao mesmo deslocamento linear (Hamill & Knutzen, 2009). Este movimento angular ocorre sobre um eixo de rotação que é a linha perpendicular ao plano no qual a rotação ocorre (Hamill & Knutzen, 2009). Como por exemplo, na figura 9, α (alfa) é o ângulo a calcular entre a coxa e a tíbia e o nosso eixo de rotação é a articulação do joelho.



Figura 9 - Ângulo ALPHA entre a coxa e a tibia

- Convenções angulares

Para quantificar os ângulos de um segmento é possível optar por dois caminhos, o primeiro mede o ângulo com um intervalo de valores entre os 0 e os 360°, enquanto o outro obtém valores entre 0 e 180° e 0 e -180°. Em ambas as convenções o ângulo é igual, difere apenas quando o ângulo se encontra entre de 0° a -180° ou entre os 180° a 360°. Seguindo, Robertson (2004) a convenção de 0 a 180° é a mais fácil de se visualizar. Em ambas as convenções são identificados problemas, por exemplo, quando a linha de um segmento se move no sentido dos ponteiros do relógio do ângulo 10° ao ângulo 350°, o seu valor é de 340° (350-10) ou -20° (-10-10), respetivamente à convenção 0° a 360° e +/- 180°, mas na realidade o seu valor correto é de -20°. No entanto, quando os segmentos movimentam-se no sentido oposto aos ponteiros do relógio, neste exemplo de 170° para -160°, o seu valor é de -330° para a convenção de 0° a 360°, mas o valor correto de leitura é de 30° (Robertson et al., 2004).

- Ângulos da articulação

Os ângulos da articulação são os mais importantes exemplos do movimento angular (Bartlett, 2007). A articulação interligar dois segmentos, desta forma é possível medir e descrever o ângulo relativo obtido. Para quantificar o ângulo de uma articulação é requerido o mínimo de três pontos ou então dois ângulos absolutos. Por exemplo, consoante a direção do movimento, podemos obter valores positivos ou negativos para a flexão-extensão do joelho, neste caso se considerarmos a flexão o sentido positivo, a extensão do mesmo será no sentido negativo (D. G. E. Robertson et al., 2014).

Como os ângulos de uma articulação é a orientação relativa de um sistema cartesiano local (LCS) com outro LCS e é independente da posição da origem deste sistema de coordenadas, é necessário parametrizar esta orientação relativa entre os dois sistemas. Os métodos mais

comuns para a realização deste cálculo são através do método dos ângulos de Cardan/Euler, do método do sistema de coordenadas da articulação, do método dos ângulos helicoidais e através do método de projeção de ângulos (D. G. E. Robertson et al., 2014).

Método dos ângulos de Cardan/Euler – Uma matriz 3D pode ser representada por três sucessivas rotações sobre um único eixo. Isto significa que três ângulos especificam totalmente as nove componentes da matriz de rotação 3 X 3. É importante a ordem em que estas rotações ocorrerem. Segundo a Sociedade Internacional da Biomecânica (ISB), a rotação segundo a ordem XYZ é a mais comum (D. G. E. Robertson et al., 2014).

Método do sistema de coordenadas da articulação – Foi o primeiro método para descrever o movimento da articulação do joelho e foi desenvolvido de forma a associar o significa anatómico e funcional a todas as rotações entre os segmentos corporais. Este método usa um eixo de coordenadas através de cada LCS dos dois segmentos que constituem a articulação.

Método dos ângulos helicoidais – Este método é baseado nos helicoidais finitos. Neste método define-se a posição e a orientação do vetor. A orientação do vetor é definida através de uma matriz rotação. As componentes da orientação do vetor são calculadas usando de uma relação.

Método de projeção de ângulos – É baseada na projeção dos ângulos nos planos do movimento (Sagital, Frontal e Transversal), mas não transmite a rotação dos ângulos, porque descreve apenas as vistas planares dos ângulos.

- Derivação temporal dos ângulos

Tal como sucede nas variáveis cinemáticas lineares, é possível calcular as variáveis cinemáticas angulares, a partir da variação de posição angular, ou seja o deslocamento angular. Assim, através da derivação obtém-se a velocidade angular e é definida como a variação de deslocamento angular em relação ao tempo e por último obtém-se a aceleração angular, que é determinada pela variação de velocidade em respeito ao tempo. Assim, através do deslocamento, da velocidade e da aceleração angular é possível descrever todo o movimento angular (tabela 4) (Robertson et al., 2004).

Tabela 4 - Variáveis cinemáticas angulares (Robertson et al., 2004)

<i>Medida</i>	<i>Definição</i>	<i>Unidades (SI)</i>
<i>Posição angular, Ângulo do plano (2D) ou deslocamento angular ($\theta, \beta, \gamma, \phi$)</i>		Radianos (rad)
<i>Velocidade angular (ω)</i>	$d\theta/dt$	Radianos por segundo (rad/s)
<i>Aceleração angular (α)</i>	$d\omega/dt, d^2\theta/dt^2$	Radianos por Segundo ao quadrado (rad/s ²)

Em resumo, através da obtenção das variáveis cinemáticas lineares e angulares é possível descrever todo o movimento de um corpo através da análise cinemática tridimensional.

1.2. Apresentação do Problema

Embora nos últimos anos os estudos nas técnicas do remate, maioritariamente na zona de penalti, tenham aumentando (Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011) a necessidade de estudar outras técnicas ou a técnica noutra tarefa ainda é sugerida pelos autores devido a que no futebol sejam executadas inúmeras técnicas e apenas a técnica de remate na zona do penalti é que se encontra bem definida (Barfield et al., 2002; Kellis et al., 2004; Lees et al., 2005; Lees & Nolan, 2002; Lees et al., 2009; Potthast et al., 2010).

Sendo a técnica de remate do pontapé livre a ser analisada e esta ser executada a uma maior distância que o penalti, isto leva-nos a levantar algumas questões: Será que o aumento da distância na técnica de remate altera as suas características no padrão da técnica? Se alteram, quais os parâmetros que revelam mudanças? As variáveis espaço-temporais ou as cinemáticas?

Através dos estudos revistos, a falta de estudo em atletas profissionais é sugerida (Shan, 2009) devido aos poucos estudos analisados com este tipo de amostra detetar valores superiores em alguns parâmetros (Lees & Nolan, 2002; Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011).

Sendo atletas com um maior número de treino, foi possível colocar algumas questões: Os atletas profissionais obtêm uma maior estabilidade quando executam a técnica? Quais delas podem ser vistas como um indicador de performance biomecânico? O ângulo da corrida aproximação? O tamanho da última passada (Lees & Nolan, 2002)? A posição do pé de apoio é relevante no controlo da técnica ou em ganho de velocidade (Lees et al., 2009)? Maiores rotações da pélvis, bem como maiores velocidades angulares da perna de ação provocam uma maior velocidade na bola (Shan & Westerhoff, 2005)? Estas velocidades angulares seguem o mesmo comportamento indicado por Bartlett (2012), onde indica que o comportamento dos picos de velocidade angular ocorre do segmento proximal para o distal?

Os estudos mencionados focam maioritariamente a técnica de remate no penalti, em termos metodológicos, podemos seguir a mesma distância das câmaras? Caso ocorra afastamento das câmaras, é possível visualizar os pontos anatómicos? É possível realizar um desenho metodológico que se insira numa unidade de treino? Outros sistemas de análise de movimento estão a surgir, a parte de conceção do programa é igual, será que é possível criar um modelo de análise do movimento com um erro similar ao de APAS (um dos programas de análise do movimento mais utilizado)? Qual a importância deste erro?

1.3. Objetivos

Com base no modelo teórico da Análise Cinemática, é possível definir o movimento de forma completa (D. G. E. Robertson et al., 2014) portanto o objetivo geral deste estudo é realizar uma análise cinemática tridimensional do remate do pontapé livre, usando o sistema de análise de movimento (Kinovea, Tracker, APAS) que obtenha os melhores valores de precisão.

O objetivo geral proposto é subdividido em dois objetivos específicos. O primeiro objetivo específico é comparar os sistemas de análise de movimento através dos testes de precisão. Com o segundo objetivo específico pretendemos analisar cinematicamente a tarefa de remate do pontapé livre com barreira⁸ e obter os parâmetros cinemáticos que nos possibilitem melhorar o rendimento do atleta.

1.4. Hipóteses

Para o primeiro objetivo específico, comparar os sistemas de análise de movimento através dos testes de precisão, temos as seguintes hipóteses:

H1. O sistema de análise de movimento tem uma precisão dentro do intervalo de confiança da literatura (Chiari, Croce, Leardini, & Cappozzo, 2005; Ehara, Fujimoto, Miyazaki, Tanaka, & Yamamoto, 1995; Ehara, Fujimoto, Miyazaki, Tanaka, & Yamamoto, 1997; Everaert, Spaepen, Wouters, Stappaerts, & Oostendorp, 1999; Klein & DeHaven, 1995; Papic, Zanchi, & Ceci, 2004; Richards, 1999; Vander Linden, Carlson, & Hubbard, 1992; Wilson et al., 1999).

H2. O sistema de análise Kinovea tem melhores valores de precisão que o APAS e o TRACKER.

Para o segundo objetivo específico, analisar cinematicamente a tarefa de remate do pontapé livre com barreira e obter os parâmetros cinemáticos que nos possibilitem melhorar o rendimento do atleta, tem como hipóteses:

H3. As variáveis cinemáticas e tempero-espaciais no remate com sucesso são superiores quando comparado com o remate falhado.

H4. A análise cinemática tridimensional realizada em terreno obtém resultados idênticos à revisão de estudos.

⁸ Conjunto de jogadores alinhados entre a bola e o guarda-redes.

1.5. Organização do Trabalho

O presente trabalho está organizado da seguinte forma:

- Introdução;
- Estudo 1: Precisão da Digitalização Automática de Programas Livres através de Matemática Computacional;
- Estudo 2: Variáveis Cinemáticas como Indicadores de Performance do Pontapé-livre em Jogadores Profissionais de Futebol 11;
- Conclusões e Recomendações.

CAPÍTULO 2

2. Precisão de Sistemas de Análise de Movimento através de Matemática Computacional

Resumo

Introdução: Muitos programas que realizam análises tridimensionais do movimento humano são comercializados sem que, muitas vezes, exista uma redução do erro realmente vantajosa (Ehara et al., 1995). A precisão é referenciada na maioria da literatura como a característica que permite avaliar a performance do sistema. Assim, determinar a precisão é determinar o erro do sistema (Chiari et al., 2005; Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Klein & DeHaven, 1995; Papic et al., 2004; Richards, 1999; Robertson et al., 2004; Vander Linden et al., 1992; Wilson et al., 1999).

Objetivos: O objetivo deste estudo consiste na comparação dos sistemas de análise de movimento (Kinovea, APAS, Tracker) através dos testes de precisão. Ehara (1997) também sugere que o erro deve estar calculado para um determinado movimento, ambiente e tarefa, logo foi proposto uma análise dinâmica do sistema de análise de movimento através do cálculo da correlação interclasses de forma a encontrar o intervalo de confiança.

Métodos: Análise estática: Foram utilizadas 4 câmaras que filmaram uma estrutura de calibração (141x141,5x141,5 cm), com medidas conhecidas e comparou-se o valor real com o valor obtido do sistema de análise do movimento (Everaert et al., 1999). Análise dinâmica: Foram utilizadas 4 câmaras, uma estrutura de calibração (141,5x198x283 cm), e o sistema de análise do movimento digitalizou o mesmo movimento duas vezes. Desta forma, após obtido o erro teórico do sistema, foi também verificado se o sistema analisa o mesmo movimento duas vezes.

Resultados:

Análise estática:	Resultados Obtidos	Resultados - Literatura
Média do erro absoluto	2,68 – 4,86mm	0,094 – 18,42mm ⁹
Máximo de erro absoluto	8,89 – 14,10mm	0,001 – 28,23mm ¹⁰
Média do desvio padrão do erro absoluto	0 – 0,59mm	0,14-7,8 ¹¹
Valores de variabilidade	<1mm	<1mm ¹²

Análise dinâmica: O sistema de análise de movimento selecionado através da análise estática (Kinovea) obteve uma elevada correlação interclasses (ICC), quando se correlacionou a

⁹ (Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Everaert et al., 1999; Klein & DeHaven, 1995; Papic et al., 2004)

¹⁰ (Ehara et al., 1995; 1997; Papic et al., 2004)

¹¹ (Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Klein & DeHaven, 1995; Papic et al., 2004)

¹² Richards {, 1999 #110

primeira digitalização com a segunda (intervalo de 0,923 – 1). Esta forte relação sugere que o sistema mede a mesma coisa nos dois testes.

Conclusões: Os resultados obtidos estiveram dentro do intervalo proposto pela literatura, portanto Kinovea poderá ser sugerido para os próximos estudos. Desta forma, através do cálculo da precisão, do erro associado ao programa e da correlação dinâmica foi possível calcular a performance deste sistema de análise do movimento.

Palavras-chave: Precisão, Sistemas de Análise de Movimento

2.1. Introdução

A precisão é um parâmetro que nos indica a performance dos sistemas de análise do movimento e nos dias de hoje, muitos programas que realizam análises tridimensionais do movimento humano são comercializados sem terem estes parâmetros calculados (Ehara et al., 1995). Estes sistemas têm características similares, o que marca a diferença é o preço, a precisão e as características associadas. Sendo a precisão referenciada pela maioria da literatura como um elemento que permite verificar o rendimento de um sistema de análise de movimento, assim através de diversos cálculos propostos pelos autores é possível analisar o erro de cada programa (Chiari et al., 2005; Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Klein & DeHaven, 1995; Papic et al., 2004; Richards, 1999; Robertson et al., 2004; Vander Linden et al., 1992; Wilson et al., 1999).

Nos estudos revistos, é sugerido o cálculo do erro dos sistemas de análise do movimento por permitir estabilizar as clínicas médicas que analisam a marcha, então ao obtermos o erro do sistema é possível quantificar o erro na análise do movimento (Klein & DeHaven, 1995; Vander Linden et al., 1992). O cálculo da precisão pode assim identificar os erros e consequentemente criar novas aplicações, como filtros, desta forma é possível diminuir o deslocamento do valor medido numa análise de um movimento (Chiari et al., 2005; Everaert et al., 1999). Novas características nos sistemas de análise do movimento surgiram e uma delas é a digitalização automática, com isto surgiram propostas de trabalhos de investigação com o intuito de calcular o erro e o tempo associado (Klein & DeHaven, 1995; Richards, 1999; Wilson et al., 1999).

Ehara (1997) aferiu a marcha de sujeitos saudáveis e sugeriu a importância do cálculo do erro destes sistemas de análise do movimento relativamente a um movimento. Ou seja aferir um sistema para um determinado movimento foi sugerido e indicado como importante e de cálculo acessível. Com a obtenção do erro de cada sistema para cada movimento, tarefa e/ou ambiente sugere resultados de erro diferente, logo este erro deve estar identificado no estudo.

2.2. Objetivos

O objetivo deste estudo consiste na comparação dos sistemas de análise de movimento (Kinovea, APAS, Tracker) através dos testes de precisão.

Após o cálculo da precisão considerou-se o programa que melhores garantias deu através da análise estática para o estudo do movimento pretendido e como Ehara (1997) sugere que o erro deve estar calculado para um determinado movimento, ambiente e tarefa, foi também proposto também o cálculo do erro para a análise dinâmica do sistema de análise do movimento.

2.3. Métodos

O objetivo deste trabalho consiste na descrição das variáveis de precisão, assim o tipo de estudo deste trabalho de investigação é descritivo.

Sistemas de análise de movimento testados

Análise estática

A escolha do sistema foi baseada numa pesquisa com vários motores de pesquisa internacionais, como o Google®, a Yahoo® e o Bing®. Para limitar a pesquisa, palavras-chaves foram utilizadas: “motion analysis systems open source with automatic digitized or automatic tracking” e os programas selecionados foram o Kinovea 0.8.15® e o Tracker 4.80 (pesquisa feita a 08 de Julho de 2013) por ambos os sistemas serem gratuitos, outros apareceram na pesquisa, mas tinham um custo associado. O Ariel Performance Analysis System (APAS) também foi analisado, por a Escola Superior de Desporto de Rio Maior ter a licença de utilização e por ser um dos programas mais utilizados na análise cinemática do movimento.

Os programas de digitalização dos pontos anatómicos extraem coordenadas (X,Y), de cada câmara, logo foi necessário converter as coordenadas bidimensionais para coordenadas tridimensionais (X,Y e Z). Para realizar a conversão, utilizou-se a rotina desenvolvida por Christoph Reinschmidt em 1994 e editada em 1996 e recomendada pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB), em que o objetivo é o cálculo dos onze coeficientes de calibração e da Transformação Linear Direta Tridimensional (3DDLT).

Análise dinâmica

Através da análise estática, o sistema de análise do movimento que maiores garantias concedeu ao estudo foi o Kinovea 0.8.15®, devido a ter obtido um valor similar de precisão ao APAS e ao Tracker. Embora o Kinovea 0.8.15® seja gratuito, o que torna esta característica como importante, o fator principal de seleção do sistema de análise do movimento foi o tempo de digitalização, isto porque a amostra a estudar consiste em atletas profissionais, logo o tempo de entrega dos resultados é um fator importante para a seleção do sistema de análise do movimento.

Procedimentos para medir a precisão

Análise estática

O desenho experimental usou quatro câmaras, Casio ZR200 a gravar a 240 Hz, a uma distância de 8 metros entre câmaras e a uma distância de 4,5 metros do volume de calibração (figura 10), desenho baseado em Everaert (1999).

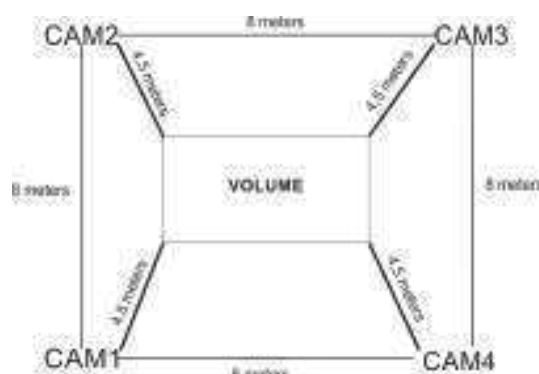


Figura 10 - Vista de cima do desenho experimental usado para a análise estática

A análise estática seguiu doze coordenadas – ver tabela 5 e figura 11.

Tabela 5 - Valores reais para os 12 pontos de referência, em cm

PONTO	X	Y	Z	PONTO	X	Y	Z
1	0	0	0	7	0	137.5	0
2	70.5	0	0	8	70.5	137.5	0
3	141	0	0	9	141	140	0
4	141	0	141.5	10	141	141.5	141.5
5	70.5	0	141.5	11	70.5	139	141.5
6	0	0	141.5	12	0	141.5	141.5

Estes pontos foram colocados no volume e identificados com LED's (ver figura 11).

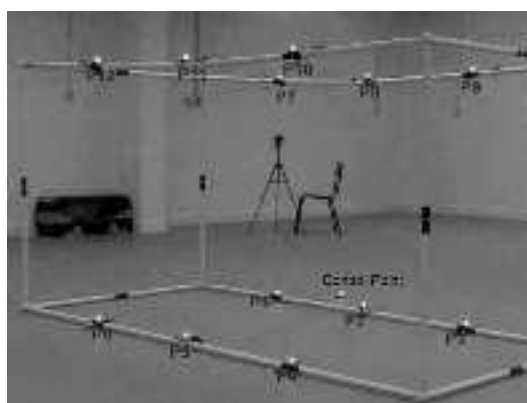


Figura 11 - Localização dos pontos de referência da câmara 4

O teste estático consistiu em gravar o volume e foram seleccionados as primeiras 5000 imagens do vídeo para serem analisados através da digitalização automática dos programas escolhidos. O conjunto de 5000 imagens foi analisado duas vezes para assegurar a precisão da análise.

Análise dinâmica

Caracterização da Amostra

A amostra utilizada na análise dinâmica está demonstrada na tabela 6.

Tabela 6 - Características da amostra (um sujeito) utilizada no estudo

Nome	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (Kg)	Pé Dominante
G*	21	1,87	75	Esquerdo

* Jogador da principal liga profissional portuguesa;

Tarefa

A tarefa consiste em o atleta executar um remate de pontapé livre, com barreira e guarda-redes, este será digitalizado por duas vezes através do programa Kinovea.

Material

O desenho experimental usou quatro câmaras, Casio ZR200 a gravar a 240 Hz, a uma distância de 8 metros entre câmaras e a uma distância de 3 metros do volume de calibração (figura 12).



Figura 12 - Vista de cima do desenho experimental usado para a análise dinâmica

O movimento foi calibrado através da estrutura representada pela figura 13, seguiu os 18 valores reais mostrados pela tabela 7 e foi executado no desenho experimental da figura 11.

Tabela 7 - Valores reais para os 18 pontos de referência, em cm

Coordenada Ponto	X	Y	Z	Coordenada Ponto	X	Y	Z
P1	0	0	0	P10	141,5	100	283
P2	0	0	141,5	P11	141,5	100	141,5
P3	0	0	283	P12	141,5	100	0
P4	141,5	0	283	P13	0	198	0
P5	141,5	0	141,5	P14	0	198	141,5
P6	141,5	0	0	P15	0	198	283
P7	0	100	0	P16	141,5	198	283
P8	0	100	141,5	P17	141,5	198	141,5
P9	0	100	283	P18	141,5	198	0



Figura 13 - Estrutura utilizada para volume de calibração

Desenho experimental - Análise estática

a) Protocolos & Procedimentos

Este estudo pretende calcular a precisão de um sistema de análise do movimento através da filmagem de um vídeo com uma estrutura estática e para tal realizaram-se as seguintes fases: a) Montagem da estrutura de calibração; b) Colocação das 4 câmaras; c) Gravação da estrutura de calibração; d) Análise das 5000 imagens de vídeo; e) Digitalização dos pontos de controlo; f) Transformação das coordenadas bidimensionais em tridimensionais; g) Comparação dos resultados entre e inter programas; h) Verificação da precisão, da fiabilidade e da garantia do programa; i) Sugestão das conclusões (figura 14).

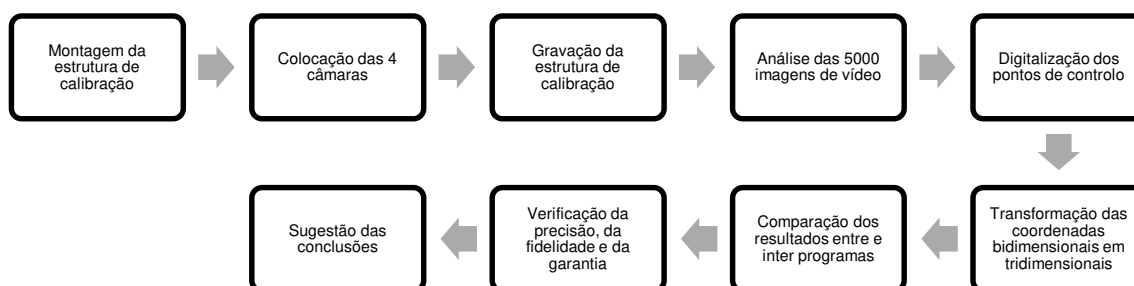


Figura 14 – Esquematização das fases do estudo no que se refere à análise estática

b) Plano Operacional de Variáveis

A tabela 8 tem como objetivo demonstrar as variáveis utilizadas para a análise estática.

Tabela 8 – Descrição das variáveis analisadas na análise estática

Variáveis utilizadas para o cálculo da Precisão			
Variável	Como se calcula	Abreviatura	Referência Bibliográfica
Média do erro absoluto para todos os pontos	Média da diferença da medida real com a média do valor de cada ponto para as 5000 imagens de vídeo	MÉDIA ERRO ABS. (MM)	(Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Papic et al., 2004)
Erro absoluto máximo	Valor máximo da diferença da medida real com a média do valor de cada ponto para as 5000 imagens de vídeo	MAX. ERRO ABS. (MM)	(Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Papic et al., 2004)
Média do desvio padrão da média do erro absoluto		MÉDIA SD (MM)	Klein (1995),
Variabilidade de todos os pontos	Média do erro da raiz média quadrada de todos os pontos	MÉDIA DO ERRO RMS (MM)	Richards (1999) e a sugestão de Robertson (2004)
Coeficiente de variação (CV)	Média do desvio padrão a dividir pela média para todos os pontos	MÉDIA CV (%)	
Tempo	Tempo de execução da digitalização automática para as 5000 frames	TEMPO (S)	

Média do erro absoluto por coordenadas (XYZ)	Média da diferença da medida real com a média do valor de cada ponto para as 5000 imagens de vídeo por coordenadas	MÉDIA ERRO ABS. (MM)	Klein (1995).
Erro absoluto máximo por coordenadas (XYZ)	Valor máximo da diferença da medida real com a média do valor de cada ponto para as 5000 imagens de vídeo por coordenadas	ERRO ABS. MAX. (MM)	
Média do desvio padrão da média do erro absoluto por coordenadas (XYZ)		MÉDIA SD (MM)	
Variabilidade de todos os pontos por coordenadas (XYZ)	Média do erro da raiz média quadrada de todos os pontos por coordenadas	MÉDIA DO ERRO RMS (MM)	
Coefficiente de variação por coordenadas (XYZ)	Média por coordenada do desvio padrão a dividir pela Média para todos os pontos	MÉDIA CV (%)	
MÉDIA ERRO REL. (%)	Relação entre a medida de erro obtida pelo programa e o valor máximo real da coordenada em percentagem.	MÉDIA ERRO REL. (%)	

c) Análise Descritiva

Para a estatística descritiva, a média foi calculada e é usada para descrever o centro do conjunto de valores obtidos através da análise de 5000 imagens de vídeo para cada sistema. O erro absoluto máximo foi também calculado para verificar quais dos sistemas com o maior valor em todas as 5000 imagens de vídeo analisadas. O desvio padrão (SD) foi calculado por representar o quanto varia ou está disperso em relação à média do conjunto de dados calculados.

Para a análise estatística de correlação foram realizados os testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov e não foi assumida para todos os casos. Para analisar a correlação entre testes foi usado o teste Spearman Rho.

Desenho experimental - Análise dinâmica

a) *Protocolos & Procedimentos*

Este estudo pretende calcular a precisão de um sistema de análise do movimento através da filmagem de um vídeo do movimento em estudo e para tal realizaram-se as seguintes fases: a) Montagem da estrutura de calibração; b) Colocação das 4 câmaras; c) Gravação da estrutura de calibração; d) Colocação dos pontos anatómicos; e) Filmagem do movimento; f) Digitalização dos pontos de controlo; g) Digitalização do movimento h) Transformação das coordenadas bidimensionais em tridimensionais; g) Comparação dos resultados entre e inter programas; h) Análise da precisão, da fiabilidade e da garantia do programa i) Sugestão das conclusões (figura 15).

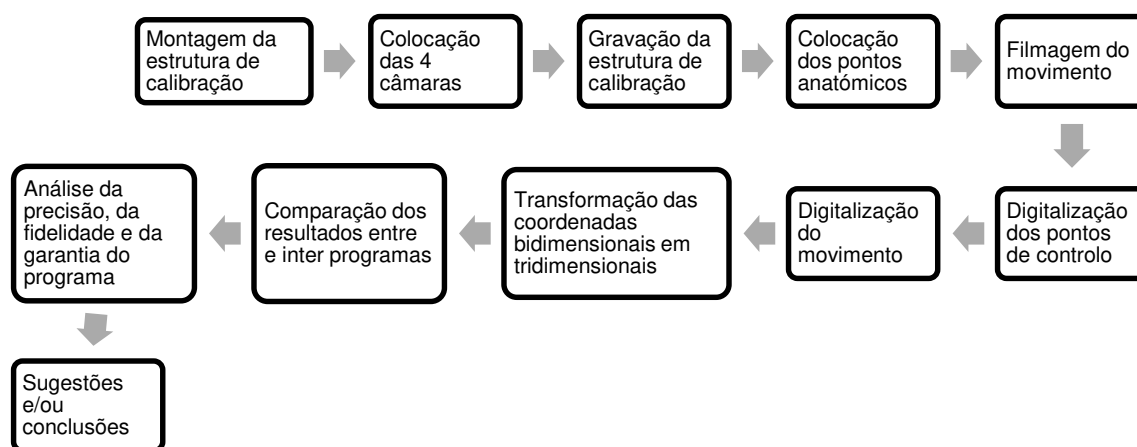


Figura 15 – Esquematização das fases do estudo no que se refere à análise dinâmica

b) *Análise Estatística*

Na análise dinâmica determinou-se a Correlação Interclasses (ICC) para a análise estatística. Este teste estatístico teve como referência Brosseau (1997) por ter realizado a análise do movimento, calculou os ângulos e verificou o ICC, por conseguinte através desta referência, pretendeu-se calcular o ICC do programa de análise do movimento proposto e selecionado no estudo da precisão dos sistemas de análise do movimento.

2.4. Resultados

Análise estática

Os resultados obtidos para calcular a precisão e o respetivo erro ao longo das 5000 imagens de vídeos de um sistema de análise de movimento está demonstrado na tabela 9.

Tabela 9 - Resultados globais para verificação da precisão dos sistemas utilizados

PROGRAMAS/ VARIÁVEIS	KINOVEA		TRACKER		APAS	
	Teste1	Teste2	Teste1	Teste2	Teste1	Teste2
MÉDIA ERRO ABS. (MM)	3,26	3,58	4,86	2,68	3,78	3,64
MAX. ERRO ABS. (MM)	9,09 (P7X)	13,44 (P11Y)	14,10 (P5X)	8,89 (P12Y)	9,12 (P12Y)	11,61 (P12Y)
MÉDIA SD (MM)	0,01	0,03	0,05	0,05	0,59	0,59
MÉDIA DO ERRO RMS (MM)	0,60	0,60	0,81	0,45	0,63	0,61
MÉDIA CV (%)	0,042	0,491	0,147	0,791	4,733	5,432
TEMPO	16'		12h		31'	

Quando analisados os resultados globais na tabela 9 para o sistema Kinovea e através da comparação da primeira digitalização com a segunda verificou-se melhores valores no primeiro teste. A média do erro absoluto para todos os pontos foi de 3,26 mm para a primeira tentativa e 3.58 mm para a segunda tentativa. O erro máximo absoluto tem valores de 9,09 mm e 13,44 mm, para a primeira e segunda tentativa, respetivamente. Em relação à dispersão à média (média SD), 0,01 mm foi o valor para a primeira tentativa e 0,03 para a segunda tentativa. Sobre a variabilidade (erro médio de RMS) o valor foi igual para as duas tentativas (0,60 mm). A homogeneidade (média CV) foi inferior a 1% em ambas as tentativas. A digitalização automática demorou 16 minutos a analisar todos os pontos.

O sistema de análise de movimento *Tracker* tem melhores resultados para a segunda digitalização, exceto na média do CV, tabela 9. Este sistema obteve 4,86 mm para a primeira digitalização e 2,68 mm para a segunda digitalização na média do erro absoluto. Os resultados para o erro absoluto máximo foram de 14,10 mm e 8,89 mm para a primeira e segunda tentativa, respetivamente. A média SD tem os mesmos valores para as duas tentativas, 0,05 mm. Os valores obtidos para a média RMS foram para a primeira tentativa de 0,81 mm e para a segunda

tentativa 0,45 mm. Quando analisada a média de CV, os valores para ambas as digitalizações foram inferiores a 1%. O tempo de auto digitalização foi de 12 horas.

Através da tabela 9, o APAS, teve valores similares para ambas as tentativas e não foi conclusivo sobre o melhor teste realizado entre o programa APAS. A média do erro absoluto teve melhores valores com 3,64 mm enquanto a primeira tentativa teve 3,78 mm. Embora a média do erro absoluto teve melhores valores para a segunda tentativa, o sistema teve menores valores de erro para a primeira tentativa, 9,12 mm e apresentou um erro de 11,61 mm para a segunda tentativa. O sistema obteve um igual valor de dispersão à média, 0,59 mm. A variabilidade foi similar para as duas tentativas, 0,63 mm na primeira tentativa e 0.61 mm na segunda tentativa. A homogeneidade de valores é de 5% em ambas as tentativas. A digitalização automática demorou 31 minutos.

Tabela 10 - Resultados para verificação da precisão por coordenada

PROGRAMAS/ VARIÁVEIS		KINOVEA		TRACKER		APAS	
		Teste1	Teste2	Teste1	Teste2	Teste1	Teste2
Média erro abs. (mm)	X	3,53	3,59	5,81	2,12	3,76	3,11
	Y	4,59	4,67	5,07	3,96	4,82	5,10
	Z	2,73	2,48	3,71	1,95	2,77	2,71
Erro abs. Max. (mm)	X	9,09 (P7)	7,17 (P4)	14,10 (P5)	4,91 (P3)	7,38 (P5)	9,52 (P4)
	Y	8,99 (P5)	13,44 (P11)	9,94 (P7)	8,89 (P12)	9,12 (P12)	11,61 (P12)
	Z	7,12 (P1)	8,23 (P6)	6,82 (P10)	5,15 (P2)	6,12 (P1)	6,69 (P10)
Média SD (mm)	X	0.01	0.02	0.05	0.05	0.62	0.62
	Y	0.01	0.05	0.03	0.03	0.51	0.51
	Z	0.01	0.03	0.06	0.06	0.63	0.63
Média do erro RMS (mm)	X	0.59	0.60	0.97	0.35	0.63	0.52
	Y	0.77	0.78	0.84	0.66	0.80	0.85
	Z	0.45	0.41	0.062	0.32	0.46	0.45
Média CV (%)	X	0.000	0.251	0.238	0.560	6.790	22.565
	Y	0.000	0.272	0.123	0.457	5.031	0.291
	Z	0.126	0.951	0.080	1.355	15.959	6.561

Média do erro relativo (%)	X	0,249	0,254	0,411	0,150	0,266	0,220
	Y	0,232	0,236	0,256	0,200	0,243	0,258
	Z	0,096	0,088	0,131	0,069	0,098	0,096

A tabela 10 mostra os resultados do sistema *Kinovea*. Sobre a média do erro absoluto, a coordenada Z, em ambas as digitalizações, teve os valores mais baixos, 2,73 mm na primeira tentativa e 2,48mm na segunda digitalização. Em sentido contrário, a coordenada Y, teve valores superiores, 4,59mm na primeira tentativa e 4,67 mm na segunda tentativa. Quando relacionado a direção com o erro relativo, a coordenada Z segue a mesma tendência para ambas as tentativas (0,096 e 0,088 %), enquanto X alcançou os maiores valores de erro relativo (0,249 e 0,254%). Para o erro absoluto máximo, a coordenada Z, teve os valores mais baixos e os valores mais altos foram obtidos na coordenada X, na primeira digitalização, 7,12mm e 9,09mm, respetivamente. Na segunda digitalização, a coordenada X teve os valores mais baixos, 7,17mm e a coordenada Y, teve os valores mais altos, 13,44mm. A distância à média foi igual para todas as coordenadas na primeira tentativa, 0,01, enquanto a coordenada X obteve os menores valores, 0,02 e o Y os maiores valores, 0,05 mm na segunda tentativa. A variabilidade foi menor na coordenada Z em ambas a digitalização, 0,45 mm na primeira digitalização e 0,41mm na segunda digitalização e superior na coordenada Y, 0,77, na primeira tentativa e 0,78, na segunda tentativa. A homogeneidade foi 0% para a coordenada X e Y. No entanto, a coordenada Z teve os maiores valores na segunda tentativa e os valores foram idênticos, 0% na primeira digitalização e 1% na segunda.

O sistema *Tracker*, através da tabela 10, apresenta menores valores de média do erro absoluto na coordenada Z em ambas as tentativas, 3,71 mm e 1,95 mm, para a primeira e segunda tentativa, respetivamente, enquanto o maior valor foi definido na coordenada X para a primeira tentativa, 5,81 mm e na coordenada Y na segunda tentativa, 3,96 mm. O erro relativo médio seguiu a mesma tendência que o erro absoluto médio. O erro absoluto máximo na primeira digitalização apresentou menores valores na coordenada Z, 6,82 mm e o valor mais elevado verificou-se na coordenada X, 14,10 mm, sobre a segunda digitalização, a coordenada X teve menores valores, 4,91 mm, e a coordenada Y teve os maiores valores, 8,89 mm. A dispersão à média em ambas as tentativas obteve os valores mas baixos na coordenada Y, 0,03mm e o valor superior encontra-se na coordenada Z, com 0,06mm. A variabilidade teve menores valores na coordenada Z, 0,62mm e 0,32mm, para a primeira e segunda digitalização, respetivamente e os maiores valores foram obtidos na coordenada X, na primeira tentativa,

0,97mm e na coordenada Y para a segunda tentativa, 0,66mm. A homogeneidade teve valores entre 0 a 1% para todas as coordenadas e tentativas.

A tabela 10 indicou também os resultados do sistema APAS. A média do erro absoluto foi menor na coordenada Z em ambas as tentativas, 2,77mm na primeira tentativa e 2,71mm para a segunda tentativa e obteve maiores valores para a coordenada Y em ambas as tentativas, 4,82mm e 5,10mm para a primeira e segunda tentativa, respetivamente. Em relação ao erro relativo médio por direção, o menor segue a mesma tendência que o absoluto, em ambos os testes 0,1%. Enquanto, o erro máximo no primeiro teste foi diferente e obteve um valor de 0,266%, em relação ao segundo teste a direção de Y teve o maior valor, 0,253%. O erro absoluto máximo obteve também os menores valores para a coordenada Z e o mais alto para a coordenada Y. O menor valor foi de 6,12mm para a primeira digitalização e 6,69mm para a segunda digitalização e os valores mais elevados foram 9,12mm e 11,6 mm, para a primeira e segunda tentativa, respetivamente. A média SD foi superior na coordenada Z, com 0,46mm para a primeira tentativa e 0,45mm para a segunda tentativa e obteve valores superiores na coordenada Y, com 0,80mm para a primeira digitalização e 0,85mm para a segunda digitalização. Os valores de homogeneidade teve menores na coordenada Y, em ambas as tentativas, na primeira obteve 5% e na segunda obteve 0%, enquanto os valores de homogeneidade superiores para a primeira digitalização estão na coordenada Z, 15% na segunda digitalização na coordenada X, 22%. Relativamente, à análise estatística de correlação os resultados indicaram que para um nível de significância a correlação varia entre 0.898 e 0.982 (forte associação).

Análise dinâmica

Para os vinte e uns pontos anatómicos analisados pelo sistema de análise do movimento, em dois momentos obteve-se uma Correlação Interclasses (ICC) com um intervalo entre 0,923 – 1.

2.5. Discussão

Análise estática

Para a análise estatística descritiva dos sistemas selecionados foi possível identificar a precisão, através do cálculo das variáveis propostas pela revisão de estudos. A média do erro absoluto obtido teve um intervalo de valores de 2,68 – 4,86 mm (tabela 9), estes valores foram similares com a literatura. Klein (1995) obteve valores inferiores a 3,5mm. Ehara (1995) entre 0,9 – 6,8 mm e em 1997 o intervalo de valores de 0,94 – 18,42 mm (Ehara et al., 1997). Everaert

(1999) teve valores com melhor precisão (0,094 mm). Papic (2004) obteve valores entre 0,94 e 11,61 mm. Seguindo a literatura, os resultados obtidos para os sistemas propostos por nós obtiveram valores aceitáveis para a análise do movimento.

O máximo de erro absoluto para todos os sistemas e digitalizações obteve valores entre 8,89 e 14,10 mm (ver tabela 9), este intervalo de valores foi idêntico com os mostrados na literatura. Ehara (1995; 1997) teve valores entre os 0,01 e 28,23 mm. Papic (2004) teve valores com intervalos similares (4,37 – 13,47 mm). Embora, no nosso sistema o valor mínimo obtido foi um valor superior, o intervalo pertence ao intervalo da maioria dos estudos analisados.

Para identificar a precisão, foi também calculado a média SD do valor médio do erro absoluto para todas as 5000 imagens de vídeo para cada sistema e nas duas digitalizações, este valor obteve valores compreendidos os 0,01 e os 0,59 mm (tabela 9). Ao compararmos com a literatura estes valores foram inferiores. Vander Linden (1992) teve valores entre os 1,39 e 3,04 mm. Klein (1995) obteve valores entre 3,5 e 7,8 mm. Ehara (1995; 1997) obteve nos dois estudos um intervalo de valores entre 0,14 e 6,0 mm. Papic (2004) teve valores compreendidos entre os 0,39 e 5,36 mm. Desta forma, conseguimos concluir que os nossos resultados obtiveram valores inferiores quando comparados com a literatura, o que pode ser considerado satisfatório (Klein & DeHaven, 1995; Vander Linden et al., 1992).

Quando comparados aos resultados em relação à variabilidade com a literatura foi possível verificar que o error RMS obteve valores inferiores a 1 mm, Richards (1999) indicou que a variabilidade em toda a sua análise foi inferior a 1 mm.

Na literatura não foi calculado a homogeneidade de valores, neste estudo foi calculado a homogeneidade dos resultados obtidos em todas as 5000 imagens de vídeo por cada digitalização efetuada. Para calcular esta variabilidade foi calculado o CV. Através dos seus resultados, e considerando que o maior valor foi de 5% (ver tabela 9), podemos assumir que os valores ao longo das 5000 imagens de vídeo foram homogêneos, o que se pretendia devido à análise ser estática.

O tempo de digitalização para as 5000 imagens de vídeo foi calculado, o *Kinovea* com 16 minutos foi o mais rápido, seguindo o *APAS* com 31 minutos e por último o *Tracker* com 12 horas.

Klein (1995) também estudou o SD e obteve um desvio entre os 0,01 mm e os 0,63 mm para as duas tentativas e em todos os sistemas. O autor teve também menores valores para o

eixo dos Z, sobre a média SD por coordenada. Neste trabalho de investigação, a direção com menor valor foi diferente para a média SD, o *Kinovea* teve menores valores no eixo dos X, enquanto *Tracker* e *APAS* tiveram menores valores para o eixo dos Y nas duas digitalizações.

Em geral, o *Kinovea* mostrou menores valores de erro para o eixo dos Z, embora existissem valores menores para outras direções, tais como, o erro máximo absoluto (eixo X, segundo teste), média SD (eixo X, segundo teste), media CV (eixo X, segundo teste).

A maioria dos resultados do sistema de análise *Tracker* também apresenta menores para o eixo dos Z, mas tal como o sistema *Kinovea*, este indicou melhores valores para outras direções. O erro absoluto máximo (eixo X, segundo teste), a média SD (eixo Y, segundo teste), a média CV (eixo Y, segundo teste), tiveram menores resultados para outras direções.

O sistema *APAS* também obteve menores valores para o eixo dos Z, embora algumas variáveis tenham tido menores valores para o eixo dos Y como a média SD, média CV.

A tendência da média do erro relativo para os valores mínimos obteve a mesma direção que a média do erro absoluto, no entanto, a média do erro relativo obteve direções diferentes em alguns valores máximos. Isto sugere que um número relativo indica uma maior informação em relação à medida real, embora neste estudo não seja relevante, devido à percentagem de erro não ser superior a 0,5%.

Para a análise de estatística de correlação, os valores indicaram uma forte correlação, devido ao erro se encontrar dentro dos parâmetros assinalados na literatura, portanto é indicado que existe uma forte associação entre os valores obtidos nos sistemas de análise do movimento e os valores medidos.

Análise dinâmica

A precisão e o erro associado ao programa de análise do movimento foi calculado, por ser necessário verificar como é que o sistema de análise do movimento se comportava a obter os valores em relação a um movimento.

Um ICC possibilitou obter a confiança do programa e através de um intervalo que permite obter satisfação do programa (0,923 – 1.). Desta forma, foi também verificado se o sistema analisa o mesmo movimento duas vezes de maneira similar. A confiança e a validade do programa de análise do movimento encontra-se assim testado. Logo, um sistema de análise de movimento obtido através da matemática computacional pode ser sugerido por obter valores

similares, quando comparado com outros sistemas de análise do movimento humano. Também pelo seu erro se encontrar no intervalo da literatura de revisão.

2.6. Conclusão

Este tipo de testes permite-nos conhecer a precisão e consequente erro dos sistemas de análise de vídeo do movimento. Assim, conseguimos obter uma perceção de *performance* dos sistemas de análise de movimento através da análise linear estática, dos sistemas *Kinovea* e *Tracker* e *APAS*.

Este estudo permite-nos responder a algumas questões levantadas na problemática. Para a questão “Caso ocorra afastamento das câmaras, é possível visualizar os pontos anatómicos?” – Através do desenho experimental proposto foi possível garantir que o ponto fosse captado pelo menos por duas câmaras (Robertson et al., 2004). Sobre a questão “Será que é possível criar um modelo de análise do movimento com um erro similar ao de APAS (um dos programas de análise do movimento mais utilizado)?” – Ao comparar os resultados obtidos deste estudo com os da revisão de estudos, é possível averiguar que em relação aos parâmetros considerados úteis para calcular a precisão, os sistemas obtiveram valores similares. Este estudo ainda permite obter o erro do sistema quando comparado com valores reais, o conhecimento deste erro faculta conhecer as diferenças das medidas reais para as medidas obtidas pelo sistema de análise de movimento.

Para as hipóteses levantadas para o objetivo proposto:

H1. Os sistemas de análise de movimento tem uma precisão dentro do intervalo de confiança da literatura (Chiari et al., 2005; Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Everaert et al., 1999; Klein & DeHaven, 1995; Papic et al., 2004; Richards, 1999; Vander Linden et al., 1992; Wilson et al., 1999).

A hipótese H1 é verdadeira, pois ao compararmos os valores obtidos para a precisão de ambos os sistemas de análise do movimento com a literatura os valores obtidos estão dentro do intervalo teórico.

H2. O sistema de análise Kinovea tem melhores valores de precisão que o APAS e o TRACKER.

Para os valores de precisão, o sistema de análise de movimento Kinovea teve valores idênticos aos sistemas de análise do movimento APAS e TRACKER, assim a H2 é falsa.

Não esquecendo o movimento a analisar, o remate no pontapé livre de jogadores de futebol profissionais, o tempo de obtenção dos resultados é importante, então devido ao menor tempo de digitalização na análise estática, a nossa escolha passou pelo sistema Kinovea. Quando comparamos este sistema com os outros sistemas de análise selecionados, verificamos que os resultados para a precisão dos sistemas de análise de movimento são semelhantes aos enumerados pela literatura. Também devemos de ter em conta o custo do programa Kinovea (Gratuito).

O sistema de análise do movimento, após a seleção pelos resultados satisfatórios da análise estática, uma nova análise foi realizada, a análise dinâmica. Esta análise consistiu em obter a Correlação Interclasses (ICC), ou seja, o intervalo de confiança e verifica-se que ao analisar dois testes deste sistema de análise do movimento verifica-se um intervalo de confiança elevado.

Conclui-se que através do cálculo da precisão, e consequente erro associado e do intervalo de confiança, podemos sugerir este modelo de análise do movimento criado através da matemática computacional.

CAPÍTULO 3

3. Variáveis Cinemáticas como Indicadores de Performance do Pontapé-livre em Jogadores Profissionais de Futebol 11

Resumo

Introdução: O futebol é assistido e praticado em toda a parte do mundo e esta modalidade envolve milhões de intervenientes (Ekstrand & Gillquist, 1983). A técnica de remate com a bola em posição estacionária a uma distância de 11 metros (penalti) é uma das técnicas mais estudadas (Lees, Asai, et al., 2010). Com a análise cinemática tridimensional é possível recolher uma maior informação sobre a técnica (Lees, Barton, & Robinson, 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009; Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011). O estudo do corpo inteiro permite verificar a estabilização do atleta no remate. (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005). O estudo de atletas profissionais é sugerida (Shan, 2009).

Objetivos: O objetivo deste estudo é analisar cinematicamente a tarefa de remate do pontapé livre com barreira e obter os parâmetros cinemáticos que nos possibilitem melhorar o rendimento do atleta.

Métodos: 8 Atletas profissionais; 4 Câmaras a gravar a 240Hz; Volume de calibração (141,5;283;100m); 1 barreira artificial; 1 Guarda-redes. Os jogadores realizam aquecimento e efetuaram 10 remates cada um; 21 pontos anatómicos analisados;

Resultados: O ângulo de aproximação à bola indicou diferenças significativas e teve o valor médio de 49° no remate com sucesso. Para a fase da última passada os membros superiores obtiveram diferenças significativas indicando instabilização destes membros quando executada a técnica. A aceleração da articulação coxofemoral, entre o segmento coxa e o segmento pélvis também obtiveram diferenças significativas, indicando que este segmento tem um maior contributo no remate Lees (2009).

Conclusões: Este estudo permitiu realizar uma análise cinemática através de um sistema proposto e obter resultados semelhantes aos estudos já publicados. O estudo do movimento permite obter informações sobre a técnica desportiva e assim tentar melhorar a técnica, então a sugestão de indicadores de *performance* como o ângulo de aproximação à bola, a estabilização dos membros superiores, bem como o reforço do treino para a zona pélvica são fundamentais para conseguirmos intervir no treino e melhorar os atletas. Estes sistemas além de analisar movimentos, também permitem avaliar o estado das técnicas desportivas.

Palavras-chave: Futebol, análise cinemática tridimensional e remate de pontapé livre.

3.1. Introdução

O futebol é assistido e praticado em toda a parte do mundo e esta modalidade envolve milhões intervenientes (Ekstrand & Gillquist, 1983). Um dos fatores que mais empolga os adeptos em torno do futebol são as técnicas realizadas pelos jogadores (Shan & Zhang, 2011). A técnica de remate com a bola em posição estacionária a uma distância de 11 metros (penalti) é uma das técnicas mais estudadas (Lees, Asai, et al., 2010). Uma grande parte dos estudos que caracterizam as técnicas no futebol estão inseridos na área da biomecânica. Assim obter informação sobre os parâmetros biomecânicos, através de um modelo biomecânico é pertinente. Através da definição de Nigg (2007), o modelo biomecânico consiste em representar a realidade. Por conseguinte, a análise cinemática tridimensional foi selecionada devido a conseguirmos obter uma maior informação sobre a técnica (Lees, Barton, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009; Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011). Em relação ao modelo biomecânico pretendido consiste na análise do corpo inteiro, devido à parte superior do corpo sugerir estabilização no remate do penalty (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005). A falta de estudos em atletas profissionais é sugerida (Shan, 2009) pois existem poucos estudos publicados com este tipo de amostra e a maioria para o remate de penalty na máxima velocidade. Para este tipo de amostra são indicados valores superiores em alguns parâmetros (Lees & Nolan, 2002; Shan & Westerhoff, 2005; Shan & Zhang, 2011).

Para a técnica de remate de penalty alguns parâmetros já foram analisados. Na fase de corrida de aproximação o ângulo varia entre os 30° e os 45° (Isokawa & Lees, 1988) para a obtenção de velocidades maiores na bola. Kellis (2004) também analisou os ângulos e não verificou nenhuma associação com a velocidade da bola. Entre os dois estudos apenas difere a corrida de aproximação, onde no estudo de Isokawa (1988), a corrida de aproximação foi realizado entre os dois e os seis passos, enquanto no estudo de Kellis (2004) o número de passos de aproximação foi de um.

Para a perna de suporte o ângulo do pé de apoio em relação à linha da bola e do vetor do movimento foi de 7,2° (Brown et al., 1993). No joelho da perna de suporte obteve a flexão de 26° até ao contato com a bola (Lees et al., 2009) e uma flexão de 42° no contato com a bola (Lees et al., 2009).

Sobre o tronco, a inclinação do corpo para o remate de precisão encontra-se entre os 20 e os 25° e para os remates em máxima velocidade entre os 0° e os 11° (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009). A inclinação lateral do tronco encontra-se entre os 9° e os 16° (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005; Lees et al., 2009). A articulação do ombro obteve

o valor médio de 155º para atletas experientes e habilitados (Shan, 2009; Shan & Westerhoff, 2005).

No estudo de Potthast (2010), a média da desaceleração de impulso do centro de gravidade foi de 144,5 Kg*m/s, sugerindo uma grande desaceleração do centro de gravidade antes do contato da bola, permite uma maior velocidade no remate e consequente maior valor de velocidade na bola.

A literatura enumera diversos parâmetros cinemáticos, mas não se verifica nenhuma associação ao melhoramento da própria técnica. Visto que a área de especialização é o treino desportivo, então indicar apenas as variáveis cinemáticas não seria suficiente, assim foi também proposto uma compreensão e associação destas variáveis ao rendimento do atleta. Por outras palavras, indicar quais das variáveis são os indicadores de performance e como é que com elas podemos melhorar a técnica de remate do pontapé livre em treino (Bartlett & Bussey, 2012; Hughes & Bartlett, 2002; Lees, 2002).

3.2. Objetivos

O objetivo deste estudo é analisar cinematicamente a tarefa de remate do pontapé livre com barreira e obter os parâmetros cinemáticos que nos possibilitem melhorar o rendimento do atleta.

3.3. Métodos

O tipo de estudo pretende descrever um movimento cuja tarefa é o remate que pretende simular o livre direto de forma a obter indicadores de performance de forma a permitir o melhoramento do movimento. Desta forma este estudo é de tipo descritivo.

Caracterização da Amostra

A amostra analisada no estudo está dividida em jogadores profissionais (tabela 11).

Tabela 11 - Características da amostra utilizada no estudo - * Jogadores da principal liga profissional portuguesa;

** Jogadores da segunda liga profissional de futebol.

Nome	Idade (anos)	Altura (m)	Peso (Kg)	Pé Dominante
A*	22	1,78	70	Direito
B*	31	1,81	77	Direito
C*	21	1,78	68	Esquerdo
D*	32	1,73	78	Direito
E**	19	1,74	65	Esquerdo

F*	27	1,86	75	Esquerdo
G*	21	1,87	75	Esquerdo
H**	20	1,88	82	Direito

Equipamentos e Materiais Utilizados

De forma a realizar a análise tridimensional pretendida foi necessário quatro câmaras de alta velocidade a gravar a 240Hz, Casio ZR200 e respetivos tripés, de forma a fixar a máquina (figura 16).



Figura 16 – Exemplo do desenho experimental utilizado.

Para calibrar o espaço, foi construído um volume de calibração, com 18 pontos de controlo (tabela 12) e representada pela imagem 17;

Tabela 12 - Coordenadas do volume de calibração em cm.

Coordenada Ponto	X	Y	Z	Coordenada Ponto	X	Y	Z
P1	0	0	0	P10	141,5	100	283
P2	0	0	141,5	P11	141,5	100	141,5
P3	0	0	283	P12	141,5	100	0
P4	141,5	0	283	P13	0	198	0
P5	141,5	0	141,5	P14	0	198	141,5
P6	141,5	0	0	P15	0	198	283
P7	0	100	0	P16	141,5	198	283
P8	0	100	141,5	P17	141,5	198	141,5
P9	0	100	283	P18	141,5	198	0



Figura 17 - Volume de calibração utilizado no estudo

De forma a diminuir o erro com o intuito de garantir que os resultados entre jogadores era comparáveis utilizou-se o modelo segundo de Leva (1996), baseado em Zatsiorsky e utilizado no estudo de Barfield (2002) que consiste na utilização de 21 pontos anatômicos (calcâneo (R1, L11), 3º metacarpo (R2, L12), maléolo externo (R3, L13), tuberosidade da tíbia (R4, L14), crista ilíaca (R5, L15), acrómio (R7, L16), tuberosidade do rádio (R8, L17), apófise estilóide do rádio (R9, L18), 3º metacarpo (R10, L19) do lado esquerdo e direito, xifoide (P6), c7 (P20) e vértex (P21)) e 15 segmentos (pé (R1-R2-R3, L11-L12-L13), tíbia (R3-R4, L13-L14), coxa (R4-R5, L14-L15), braço (R7-R8, L16-L17), antebraço (R8-R9, L17-L18), mão (R9-R10, L18-L19) do lado esquerdo e direito, parte inferior (R5-P6-L15) e superior (R7-P6-L16) do tronco e cabeça (P20-P21) – ver figura 18.



Figura 18 - Pontos anatômicos de referência

Com o intuito de recriar o remate de pontapé livre o mais similar entre os três clubes diferentes analisados formou-se uma barreira artificial com 5 modelos de jogador (figura 19).

Utilizou-se também um guarda-redes de nível profissional. As bolas utilizadas foram as oficiais da Liga de Futebol Profissional Portuguesa.



Figura 19 - Barreira utilizada no estudo

Através do estudo “Precisão de Sistemas de Análise de Movimento através de Matemática Computacional” determinou-se a utilização do programa de análise de movimento bidimensional *Kinovea*. A transformação das coordenadas bidimensionais para coordenadas tridimensionais foi feita através do método de Transformação Linear Direta Tridimensional (3DDLT) e computada no programa de matemática computacional *Matlab*. Para obter os resultados estatísticos utilizou-se o programa *SPSS*.

Tarefas, Procedimentos e Protocolos

Tarefas

A tarefa consistiu na realização do remate de um pontapé livre na zona frontal em situação de treino, com o intuito de recriar a situação de jogo. A instrução aplicada foi a seguinte “realizar o remate com a máxima concentração de forma a simular o jogo com o intuito de fazer golo”. O sucesso e o insucesso do remate foram assinalados.

Protocolos & Procedimentos:

1. Colocar os equipamentos no local, de acordo com a figura 20, a realizar os testes;

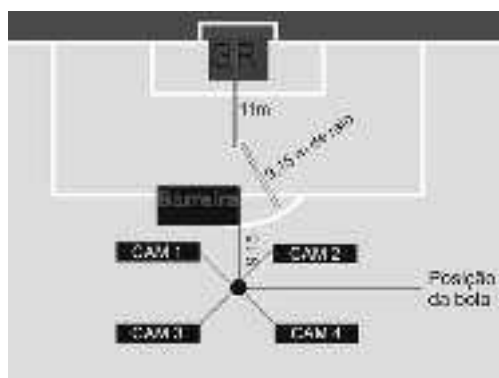


Figura 20 - Desenho experimental utilizado no estudo

2. Aquecimento do indivíduo a analisar e do guarda-redes utilizado;
3. Colocação dos pontos anatómicos;
4. Reativação muscular;
5. Realizar o remate à baliza (x10);
6. Anotou-se o sucesso ou insucesso do remate;
7. Descansa e prepara (x9).

Desenho Experimental

a) Limitações

Um estudo de investigação pretende-se sem limitações, no entanto, alguns fatores que possam afetar o estudo devem ser tidos em conta de forma a não comprometer o próprio estudo de investigação.

Em relação aos aspetos metodológicos, em termos estatísticos o número de indivíduos é um fator limitativo, mas a ter em conta à especificidade da tarefa e dos intervenientes serem de uma ambiente profissional quando comparado com os estudos revistos, o número é superior ao estudo de Lees (2005) e Barfield (2002) – ambos 2 atletas e inferior ao de Rodano (1993) – 10 atletas. O não controlo do ambiente, devido a ser um estudo *outdoor*, pode ser tomado em conta, mas como o objetivo pretende intervir no treino e havendo metodologias possíveis para o realizar, então pretendeu-se não retirar estes atletas do seu “habitat” natural. O modelo anatómico pode estar em causa, pelas recomendações indicarem a colocação de 3 pontos anatómicos não colineares (Robertson et al., 2004). Este modelo foi uma escolha, que teve as

seguintes razões, a amostra de atletas profissionais, o tempo de colocação dos pontos, este número colocou alguns atletas numa situação incómoda, se inseríssemos os pontos anatómicos recomendados pela literatura, mais incómodos ficariam e um maior número de pontos iria tornar o movimento balístico menos natural e talvez não exequível, devido aos pontos poderem sair do ponto de referência pretendido. Ainda em relação aos pontos anatómicos, embora tenha sido colocado fita dupla face, um elástico com fita de velcro de forma a não deslocar os pontos, também é considerado limitativo o deslocamento dos pontos devido ao vestuário impróprio nas recolhas, mas mais uma vez a especificidade da amostra e o pouco tempo para fazer as recolhas obrigaram a realizar algumas alterações de forma a garantir a validade dos resultados. A colocação dos pontos anatómicos de referência tiveram em conta que o investigador realizou o curso ISAK¹³ de nível 1 de forma a minimizar o erro, bem como determinou o seu erro de marcação destes pontos de referência nessa mesma formação. Devido ao remate ser um movimento balístico, o deslocamento dos pontos poderia ocorrer, assim a cada remate o investigador teve o cuidado de verificar se os pontos deslocaram da sua posição inicial. O tempo da bola e o próprio movimento do contato pé-bola é uma limitação, porque não é possível concluir com a máxima precisão o contato da bola e esta sugestão é feita no estudo de Nunome (2006b), podendo ser acompanhada em futuros estudos.

Embora se tenha exigido na instrução a maior concentração e seriedade no remate, não foi possível determinar qual o grau de exigência que os atletas colocaram na tarefa, mas devido a amostra ser constituída por jogadores profissionais foi associado uma maior concentração e seriedade destes atletas quando executaram o remate.

b) Plano Operacional de Variáveis

As variáveis propostas para o estudo, foram determinadas pela pertinência das mesmas na revisão da literatura e é possível verificar o conjunto através da tabela 13.

¹³ ISAK - International Society for the Advancement of Kinanthropometry

Tabela 13 - Variáveis analisadas no estudo

Fase	Parâmetros	Nome	Código
Corrida de aproximação (Primeiro contato d pé ação no chão até ao primeiro contato do pé de suporte no chão)	Espácio- temporais	Tempo da última passada (s)	Fup_t
		Comprimento da última passada (m)	Fup_com
		Ângulo da última bola (°)	Fup_ang_b
		Velocidade linear da bola (m/s)	vb
		Velocidade linear do atleta	vjog
	Cinemáticas Lineares	Velocidade linear média do tornozelo, do joelho e anca da perna de ação (m/s)	Fup_vt Fup_vjoelho Fup_vanca
		Picos da Velocidade (°/s) e aceleração (°/ s ²) angular das articulações tibiotársica, femorotibial e coxofemoral da perna de ação	Fup_vang_tor Fup_vang_joe Fup_vang_anc Fup_aang_tor Fup_aang_joe Fup_aang_anc
Fase antes do contato com a bola (Primeiro contato do pé de suporte no chão até ao primeiro contato com a bola)	Espácio- temporais	Tempo da fase de contato (s)	Facb_t
	Cinemáticas Lineares	Velocidade linear média do tornozelo, do joelho e anca da perna de ação (m/s)	Facb_vt Facb_vjoelho Facb_vanca

Fase de contato com a bola	Espácio-temporais	Tempo em que ocorre o contato do pé de ação com a bola (s)	Fb_t
		Distância do pé da bola (m)	Facb_d_pb_z Facb_d_pb_x
		Distância do calcâneo da bola (m)	Facb_d_pc_z Facb_d_pc_x
	Cinemáticas Lineares	Velocidade linear absoluto do tornozelo, do joelho e anca da perna de ação (m/s)	Fb_vt Fb_vjoelho Fb_vanca
		Rácio entre a bola e a velocidade de cada segmento (tornozelo)	Fb_rpb
Em todo o movimento	Cinemática angular	Picos das articulações tibiotársica, femorotibial e coxofemoral da perna de ação (°) (Plano Sagital)	p_ang_tor_x p_ang_joe_x p_ang_anc_x
		Picos da Velocidade (°/s) e aceleração (°/s ²) angular das articulações tibiotársica, femorotibial e coxofemoral da perna de ação (Plano Sagital)	p_vang_tor_x p_vang_joe_x p_vang_anc_x p_aang_tor_x p_aang_joe_x p_aang_anc_x

c) *Análise Estatística*

Para a análise descritiva determinou-se a média e o desvio padrão de todas as variáveis.

A normalidade foi testada através do teste de Kolmoro-Smirnov. Para a realização da comparação foram realizados dois testes, o teste-T para 2 amostras independentes, para as variáveis que verificaram normalidade. O teste não paramétrico para duas amostras independentes foi usado para as variáveis que não verificaram normalidade.

3.4. Resultados

Este capítulo está organizado de forma a caracterizar quais os remates com e sem sucesso. Pretende também descrever os parâmetros espaço-temporais e cinemáticos da técnica de remate do pontapé livre.

a) Caracterização do Remate de pontapé livre

Ao longo que os jogadores foram realizando o protocolo, o sucesso e o insucesso foi assinalado e é demonstrado na tabela 14. E verifica-se um baixo sucesso para a tarefa realizada (11/79).

Tabela 14 - Caracterização do Remate de pontapé livre - Sucesso (O) ou Insucesso (X)

Amostra	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10	Total
A	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0/10
B	X	X	X	X	X	X	X	X	X	O	1/10
C	X	X	O	X	X	X	O	O	X	X	3/10
D	X	X	X	X	X	O	X	X	X	X	1/10
E	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0/10
F	X	X	O	O	X	O	X	X	O	-	4/9
G	X	X	O	X	X	X	O	X	X	X	2/10
H	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0/10

b) Variáveis espaço-temporais

Entender como é que cada atleta se desloca ao longo do movimento e qual o tempo que demora em cada uma das fases é fundamental. Então obter as variáveis espaço-temporais é importante. As seguintes tabelas (15-22) enumeram os resultados deste tipo de variáveis para a amostra em estudo (A-H).

O atleta A, nos seus 10 remates não obteve nenhum remate com sucesso (tabela 14). Numa primeira fase de análise e como a literatura identifica a velocidade da bola como um indicador de *performance* (Isokawa & Lees, 1988; Kellis et al., 2004; Lees & Nolan, 2002; Luhtanen, 1988; Potthast et al., 2010), iremos analisar qual o remate que maior velocidade obteve através da tabela 15. O Atleta A executou o remate com maior velocidade (R10) quando obteve também uma maior velocidade de aproximação à bola (6,99m/s). Ainda em relação à fase de aproximação, o atleta A rematou a bola com um ângulo de aproximação de 39°. Este remate teve o maior tempo na Fase antes do contato com a bola (0,075s). Sobre a posição do pé em relação à bola, tanto a ponta do pé como o calcâneo obtiveram a maior distância do pé em relação à bola.

Tabela 15 - Caraterísticas espaço-temporais do atleta A

Atleta A	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	29,09	27,05	29,35	29,21	30,94	28,48	28,38	22,46	29,89	33,38
vjog (m/s)	5,98	5,32	6,05	6,11	6,39	6,60	6,18	6,68	6,46	6,99
Fup_t (s)	0,308	0,338	0,304	0,292	0,258	0,263	0,296	0,263	0,283	0,246
Fup_com (m)	1,845	1,797	1,842	1,782	1,650	1,733	1,829	1,753	1,831	1,718
Fup_ang_b °	35,00 8	38,46 7	32,67 6	34,21 6	37,75 2	33,90 6	48,24 5	51,64 7	37,12 2	39,31 9
Facb_t (s)	0,021	0,025	0,042	0,050	0,075	0,058	0,050	0,058	0,050	0,075
Fb_d_pb_z (m)	0,021	0,095	0,105	0,120	0,082	0,125	0,038	0,041	0,123	0,151
Fb_d_pb_x (m)	0,278	0,285	0,259	0,281	0,249	0,267	0,344	0,285	0,269	0,398
Fb_d_pc_z (m)	- 0,218	- 0,208	- 0,214	- 0,163	- 0,287	- 0,210	- 0,292	- 0,262	- 0,188	- 0,271
Fb_d_pc_x (m)	0,121	0,095	0,105	0,120	0,082	0,125	0,038	0,041	0,123	0,151
Fb_t (s)	0,329	0,363	0,346	0,342	0,333	0,321	0,346	0,321	0,333	0,321
Tempo_total (s)	0,346	0,388	0,371	0,363	0,358	0,342	0,371	0,342	0,350	0,342

O atleta B obteve sucesso no R10 (tabela 14) e este remate corresponde ao remate onde a bola obteve a maior velocidade (31,66m/s). A sua velocidade de aproximação é de 5,81m/s e o seu tempo de aproximação à bola é de 0,304s. O ângulo de aproximação é de 47°, mas este ângulo difere muito dos primeiros seis remates, visto que o atleta modifica a técnica a partir deste remate, onde passa aplicar um maior ângulo de aproximação (tabela 16).

Tabela 16 - Caraterísticas espaço-temporais do atleta B

Atleta B	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	26,59	27,41	28,27	24,77	31,69	28,26	30,20	30,33	29,00	31,66
vjog (m/s)	6,76	6,71	7,07	7,46	7,18	7,65	7,36	5,07	4,89	5,81
Fup_t (s)	0,288	0,263	0,271	0,250	0,275	0,250	0,267	0,392	0,354	0,304
Fup_com (m)	1,943	1,762	1,915	1,865	1,976	1,913	1,963	1,986	1,732	1,767
Fup_ang_b °	12,436	8,919	15,279	11,614	13,530	12,815	11,240	43,193	45,574	46,922
Facb_t (s)	0,071	0,075	0,079	0,096	0,067	0,071	0,075	0,071	0,129	0,071
Fb_d_pb_z (m)	0,038	0,058	0,086	0,052	0,101	0,003	0,100	0,096	-0,170	-0,047
Fb_d_pb_x (m)	0,438	0,284	0,361	0,348	0,315	0,444	0,287	0,370	0,369	0,358
Fb_d_pc_z (m)	-0,221	-0,206	-0,175	-0,212	-0,123	-0,255	-0,177	-0,158	-0,359	-0,255
Fb_d_pc_x (m)	0,230	0,251	0,307	0,335	0,259	0,359	0,229	0,235	0,103	0,172

Fb_t (s)	0,358	0,338	0,350	0,346	0,342	0,321	0,342	0,463	0,483	0,375
Tempo_total (s)	0,379	0,358	0,371	0,367	0,363	0,346	0,363	0,488	0,508	0,400

O atleta C obteve sucesso nos seguintes remates, R3, R7 e R8 (tabela 14) e a sua velocidade obteve um intervalo de velocidade da bola entre os 32,94 e os 42,12m/s, para os remates assinalados. A velocidade do atleta variou dos 6,23 a 6,78m/s e o e o ângulo de aproximação esteve compreendido entre os 52° e os 58°. O maior tempo antes do contato da bola correspondeu à maior velocidade da bola (tabela 17).

Tabela 17 - Caraterísticas espácio-temporais do atleta C

Atleta C	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	31,90	41,97	42,12	25,92	42,85	36,32	32,94	34,42	23,18	28,34
vjog (m/s)	6,21	6,66	6,23	5,83	6,04	5,50	6,24	6,78	5,95	5,84
Fup_t (s)	0,283	0,283	0,283	0,292	0,283	0,329	0,267	0,279	0,308	0,304
Fup_com (m)	1,761	1,886	1,765	1,702	1,712	1,810	1,665	1,893	1,836	1,777
Fup_ang_b °	57,901	60,959	57,669	54,325	55,907	57,029	54,909	52,916	59,979	58,597
Facb_t (s)	0,079	0,050	0,096	0,083	0,083	0,079	0,083	0,063	0,063	0,071
Fb_d_pb_z (m)	-0,101	-0,015	-0,168	-0,103	-0,144	-0,096	-0,108	-0,099	-0,085	-0,092
Fb_d_pb_x (m)	-0,561	-0,569	-0,539	-0,438	-0,546	-0,553	-0,466	-0,426	-0,610	-0,434
Fb_d_pc_z (m)	-0,167	-0,116	-0,234	-0,222	-0,194	-0,171	-0,149	-0,147	-0,164	-0,191
Fb_d_pc_x (m)	0,056	-0,061	0,025	0,019	-0,020	-0,022	0,081	-0,099	-0,031	0,084
Fb_t (s)	0,363	0,333	0,379	0,375	0,367	0,408	0,350	0,342	0,371	0,375
Tempo_total (s)	0,379	0,354	0,400	0,396	0,388	0,429	0,371	0,363	0,392	0,400

Sobre o atleta D sabe-se que obteve sucesso no R6 (tabela 14) e foi neste remate que obteve também uma maior velocidade de bola. Em relação à sua velocidade o valor obtido foi de 5,41m/s e o tempo antes do contato da bola foi de 0,3s. O ângulo de aproximação deste remate foi de 48° (tabela 18).

Tabela 18 - Caraterísticas espácio-temporais do atleta D

Atleta D	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	27,23	32,77	33,29	38,33	30,21	34,33	29,53	28,18	21,38	34,09
vjog (m/s)	6,27	5,41	5,87	4,86	4,93	5,41	5,39	5,09	4,84	5,07
Fup_t (s)	0,225	0,304	0,275	0,338	0,225	0,3	0,313	0,338	0,35	0,333
Fup_com (m)	1,411	1,646	1,614	1,640	1,110	1,624	1,684	1,719	1,693	1,690
Fup_ang_b °	48,08	46,88	49,90	43,72	44,19	48,08	48,38	47,30	48,36	47,99
Facb_t (s)	0,129	0,058	0,083	0,029	0,171	0,042	0,063	0,038	0,038	0,025

Fb_d_pb_z (m)	-0,156	0,138	-0,100	-0,038	-0,480	0,001	0,021	0,029	0,016	0,045
Fb_d_pb_x (m)	0,386	0,354	0,438	0,341	0,196	0,425	0,451	0,398	0,399	0,464
Fb_d_pc_z (m)	-0,367	-0,058	-0,300	-0,188	-0,719	-0,149	-0,182	-0,189	-0,232	-0,134
Fb_d_pc_x (m)	0,212	0,219	0,185	0,186	0,087	0,192	0,242	0,207	0,153	0,270
Fb_t (s)	0,354	0,363	0,358	0,367	0,396	0,342	0,375	0,375	0,388	0,358
Tempo_total (s)	0,379	0,383	0,383	0,388	0,417	0,367	0,399	0,396	0,413	0,379

O atleta E, não obteve nenhum remate com sucesso (tabela 14), obteve valores da velocidade da bola constantes, mas foi no R6 (34,85) que esta foi superior. A sua aproximação à bola é feita com uma velocidade de 5,26m/s e o seu tempo da última passada foi máximo neste remate. O ângulo de aproximação foi de 45°. Ao contrário do que sucedeu com os atletas A e C, o seu tempo antes do contato com a bola foi bastante curta (0,008) (tabela 19).

Tabela 19 - Caraterísticas espaço-temporais do atleta E

Atleta E	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	32,89	31,76	30,91	31,72	32,37	34,85	32,18	32,74	33,59	31,84
vjog (m/s)	5,94	5,76	5,63	5,82	5,80	5,26	5,44	6,09	5,62	5,88
Fup_t (s)	0,275	0,275	0,283	0,267	0,263	0,308	0,279	0,254	0,279	0,271
Fup_com (m)	1,632	1,583	1,596	1,553	1,523	1,620	1,517	1,548	1,568	1,593
Fup_ang_b °	44,077	41,371	45,399	41,161	43,484	44,847	43,177	43,451	38,491	44,176
Facb_t (s)	0,038	0,054	0,033	0,054	0,054	0,008	0,038	0,071	0,033	0,042
Fb_d_pb_z (m)	0,010	-0,030	-0,016	-0,035	-0,083	-0,031	-0,050	-0,042	-0,017	-0,016
Fb_d_pb_x (m)	-0,349	-0,301	-0,270	-0,294	-0,277	-0,309	-0,257	-0,297	-0,292	-0,364
Fb_d_pc_z (m)	-0,143	-0,242	-0,260	-0,240	-0,303	-0,196	-0,269	-0,237	-0,221	-0,191
Fb_d_pc_x (m)	-0,159	-0,164	-0,120	-0,161	-0,097	-0,251	-0,108	-0,117	-0,162	-0,196
Fb_t (s)	0,313	0,329	0,317	0,321	0,317	0,317	0,317	0,325	0,313	0,313
Tempo_total (s)	0,333	0,354	0,338	0,338	0,338	0,333	0,333	0,342	0,329	0,333

O atleta F obteve o sucesso em quatro remates (R3, R4, R6, R9) (tabela 14). A velocidade da bola deste atleta esteve entre os 29,89 e os 34,54m/s. A sua velocidade de aproximação nos remates com sucesso teve valores compreendidos entre os 5,20 e os 6,50m/s. O ângulo de aproximação obteve valores entre os 38 e os 42° (tabela 20).

Tabela 20 - Caraterísticas espaço-temporais do atleta F

Atleta F	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	32,60	33,50	34,32	34,54	29,08	29,89	34,43	30,74	30,71	-

vjog (m/s)	5,16	5,60	5,20	5,63	7,44	6,50	6,89	5,50	5,61	-
Fup_t (s)	0,292	0,267	0,300	0,279	0,283	0,238	0,208	0,283	0,283	-
Fup_com (m)	1,505	1,493	1,560	1,573	2,109	1,543	1,435	1,559	1,589	-
Fup_ang_b °	37,854	42,324	45,472	41,065	38,131	38,288	37,743	38,027	42,293	-
Facb_t (s)	0,121	0,129	0,054	0,088	0,092	0,108	0,133	0,079	0,063	-
Fb_d_pb_z (m)	-0,102	-0,102	-0,047	-0,091	0,056	-0,073	-0,201	0,011	-0,025	-
Fb_d_pb_x (m)	-0,416	-0,311	-0,344	-0,349	-0,404	-0,347	-0,360	-0,340	-0,338	-
Fb_d_pc_z (m)	-0,264	-0,235	-0,235	-0,245	-0,228	-0,243	-0,344	-0,210	-0,206	-
Fb_d_pc_x (m)	-0,123	-0,063	-0,077	-0,061	-0,165	-0,082	-0,009	-0,093	-0,100	-
Fb_t (s)	0,413	0,396	0,354	0,367	0,375	0,346	0,342	0,363	0,346	-
Tempo_total (s)	0,433	0,417	0,375	0,392	0,396	0,371	0,367	0,383	0,371	-

O atleta G obteve um remate com sucesso (R6) (tabela 14). Neste remate obteve um maior comprimento da última passada e uma velocidade na bola de 34,01m/s. O seu ângulo de aproximação foi de 51°. Neste remate o atleta também obteve um maior tempo na fase da última passada. Este seu remate foi o que obteve um maior tempo total (tabela 21).

Tabela 21 - Características espaço-temporais do atleta G

Atleta G	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	34,29	33,70	26,77	42,75	34,68	34,01	32,54	38,84	34,81	32,95
vjog (m/s)	6,09	5,82	5,18	4,97	4,96	4,68	4,77	4,33	4,66	5,15
Fup_t (s)	0,296	0,313	0,321	0,367	0,363	0,408	0,383	0,429	0,388	0,346
Fup_com (m)	1,801	1,819	1,664	1,821	1,797	1,911	1,829	1,859	1,807	1,782
Fup_ang_b °	51,658	55,930	62,061	59,980	50,228	51,753	48,413	54,897	54,001	54,340
Facb_t (s)	0,092	0,088	0,096	0,071	0,075	0,071	0,071	0,063	0,071	0,088
Fb_d_pb_z (m)	-0,072	-0,086	-0,113	-0,100	-0,080	-0,081	-0,055	-0,034	-0,139	-0,115
Fb_d_pb_x (m)	-0,362	-0,518	-0,497	-0,727	-0,506	-0,469	-0,468	-0,666	-0,380	-0,379
Fb_d_pc_z (m)	-0,273	-0,278	-0,283	-0,252	-0,330	-0,266	-0,251	-0,293	-0,494	-0,314
Fb_d_pc_x (m)	-0,107	-0,198	-0,178	-0,342	-0,250	-0,204	-0,355	-0,734	-0,031	-0,216
Fb_t (s)	0,388	0,400	0,417	0,438	0,438	0,479	0,454	0,492	0,458	0,433
Tempo_total (s)	0,413	0,425	0,438	0,458	0,471	0,504	0,475	0,521	0,479	0,458

Na tabela 14 verifica-se que o atleta H não obteve nenhum remate com sucesso. O remate onde obteve uma maior velocidade da bola (34,34m/s) foi no R5 e foi neste que obteve uma menor velocidade de aproximação (4,63m/s). O ângulo de aproximação à bola foi de 40°. A fase antes do contato com a bola teve um menor tempo (tabela 22).

Tabela 22 - Características espaço-temporais do atleta H

Atleta H	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
vb (m/s)	34,24	31,21	33,23	27,82	34,34	31,21	31,42	31,37	20,96	31,11
vjog (m/s)	4,71	5,04	5,35	5,06	4,63	5,64	5,44	5,22	5,78	4,85
Fup_t (s)	0,379	0,338	0,338	0,354	0,371	0,317	0,338	0,329	0,325	0,383
Fup_com (m)	1,788	1,700	1,805	1,794	1,717	1,786	1,835	1,718	1,877	1,859
Fup_ang_b °	41,944	40,843	36,043	39,217	40,218	37,403	34,685	42,015	41,633	37,415
Facb_t (s)	0,079	0,083	0,088	0,079	0,067	0,075	0,108	0,088	0,075	0,067
Fb_d_pb_z (m)	-0,025	-0,074	-0,008	-0,015	-0,041	0,027	-0,039	-0,008	0,059	-0,003
Fb_d_pb_x (m)	0,362	0,349	0,362	0,336	0,399	0,353	0,360	0,392	0,429	0,290
Fb_d_pc_z (m)	-0,282	-0,290	-0,237	-0,283	-0,265	-0,200	-0,298	-0,213	-0,180	-0,263
Fb_d_pc_x (m)	0,180	0,191	0,268	0,213	0,194	0,251	0,220	0,256	0,342	0,162
Fb_t (s)	0,458	0,421	0,425	0,433	0,438	0,392	0,446	0,417	0,400	0,450
Tempo_total (s)	0,483	0,442	0,450	0,454	0,463	0,421	0,471	0,438	0,421	0,479

c) Variáveis Cinemáticas Lineares

As características sobre a cinemática linear estão descritas da tabela 22 a 29 e demonstram as velocidades médias do membro inferior de ação por remate e por fases do movimento (Fase da última passada, Fase antes do contato com a bola e Fase de contato com a bola) e o rácio entre o pé e a bola.

O atleta A obteve o maior valor de velocidade média do tornozelo na fase da bola em todos os remates, exceto o R1 e R2, embora o seu valor de velocidade tenha sido superior, a oscilação dos primeiros 6 remates é mínima, para esta articulação, comparativamente com os outros 4 remates. Para todos os remates o joelho obteve o maior valor de velocidade média na fase antes do contato com a bola. Enquanto a velocidade média da anca é superior na fase da última passada em todos os remates. Pela tabela 14, o R10 teve a maior velocidade da bola e através da tabela 23 é no R10 que o atleta obteve a maior velocidade do tornozelo.

Tabela 23 - Características cinemáticas lineares do atleta A

Atleta A	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	3,36	2,60	2,21	2,47	2,53	2,60	2,83	3,01	2,79	2,93
Fup_vjoelho (m/s)	3,14	2,47	1,87	2,41	2,15	2,37	2,31	2,05	2,75	2,18
Fup_vanca (m/s)	1,88	2,21	2,53	2,24	2,71	2,69	2,85	2,91	2,15	2,75
Facb_vt (m/s)	11,32	11,58	13,01	12,24	10,13	11,09	13,38	10,76	11,58	11,23
Facb_vjoelho (m/s)	4,70	5,64	9,70	7,24	7,32	7,20	8,69	9,16	6,62	8,59
Facb_vanca (m/s)	0,82	1,26	1,43	0,89	0,99	0,93	0,88	0,94	1,48	1,33

Fb_vt (m/s)	10,60	11,45	14,39	12,13	11,96	12,17	15,98	15,11	12,20	16,44
Fb_vjoelho (m/s)	4,32	4,32	7,52	4,77	4,44	5,24	6,64	7,34	4,42	6,27
Fb_vanca (m/s)	0,72	1,16	1,02	1,00	1,01	0,85	2,76	1,10	1,29	1,24
Fb_rpb	0,36	0,42	0,49	0,42	0,39	0,43	0,56	0,67	0,41	0,49

Para todos os remates o atleta B obteve o maior valor de velocidade média do tornozelo na fase da bola. Em relação à velocidade média do joelho, este é superior na fase antes do contato com a bola, enquanto a velocidade média da anca é superior em todos os remates na fase da última chamada. O maior valor de velocidade média do tornozelo corresponde ao R10 na fase da bola (12,11m/s) na tabela 24 e este remate corresponde ao que teve sucesso e que obteve uma maior velocidade da bola (R10 – tabela 16). Neste R10 também foi obtido o maior valor de velocidade média do joelho na fase antes do contato com a bola (8,12m/s).

Tabela 24 - Características cinemáticas lineares do atleta B

Atleta B	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	2,14	2,37	2,29	2,23	2,44	2,77	2,88	1,38	1,34	2,77
Fup_vjoelho (m/s)	1,78	2,35	2,33	1,53	2,27	2,13	2,64	1,25	0,62	1,92
Fup_vanca (m/s)	2,53	2,48	2,77	2,46	2,53	2,78	2,63	1,74	1,63	2,06
Facb_vt (m/s)	10,23	10,34	9,93	9,65	9,97	10,28	9,48	10,36	8,05	12,11
Facb_vjoelho (m/s)	5,37	5,75	6,08	6,97	5,83	6,19	6,13	5,42	5,61	8,12
Facb_vanca (m/s)	-	1,01	1,33	1,19	0,95	0,82	1,23	0,83	0,84	1,62
Fb_vt (m/s)	12,46	10,87	11,15	14,75	10,90	10,86	10,35	11,35	11,16	16,56
Fb_vjoelho (m/s)	5,27	3,98	5,17	5,24	4,37	5,28	4,26	4,12	4,27	8,23
Fb_vanca (m/s)	-	1,34	1,24	0,68	1,83	0,37	0,85	0,83	0,98	1,24
Fb_rpb	0,39	0,26	0,26	0,57	0,25	0,30	0,31	0,33	0,48	0,58

O atleta C segue a mesma sequência, velocidade média do tornozelo superior na fase da bola, enquanto a velocidade média do joelho é maior na fase antes do contato e a velocidade média da anca é maior na fase da última passada para todos os remates. O maior valor da velocidade média do tornozelo da tabela 25 (R5 – 12,54m/s) corresponde também ao remate de maior velocidade da bola da tabela 17.

Tabela 25 - Características cinemáticas lineares do atleta C

Atleta C	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	3,31	2,71	3,03	2,25	3,06	2,87	1,95	2,28	2,57	2,54
Fup_vjoelho (m/s)	2,52	1,71	1,40	1,17	6,50	2,02	0,96	1,94	1,57	2,46
Fup_vanca (m/s)	2,46	2,03	2,22	2,23	2,48	2,30	2,25	2,34	2,57	1,97
Facb_vt (m/s)	14,66	11,30	10,61	12,54	13,90	13,17	7,12	10,75	11,32	11,92

Facb_vjoelho (m/s)	9,36	8,24	8,42	8,47	7,92	8,66	6,01	6,09	7,87	6,22
Facb_vanca (m/s)	1,44	1,03	1,07	1,49	1,55	2,51	2,08	1,26	2,04	2,05
Fb_vt (m/s)	18,01	17,24	14,37	15,82	20,12	17,60	11,68	11,82	12,94	12,22
Fb_vjoelho (m/s)	8,89	8,18	7,33	7,48	7,93	7,14	5,97	5,05	5,97	5,49
Fb_vanca (m/s)	1,58	1,08	1,36	1,77	1,36	1,90	1,05	0,99	1,22	1,73
Fb_rpb	0,56	0,41	0,34	0,61	0,47	0,48	0,35	0,34	0,56	0,43

O atleta D em todos os remates obteve uma maior velocidade média do tornozelo na fase do contato com a bola, a velocidade média do joelho é maior na fase antes do contato com a bola, enquanto a velocidade média da anca é maior na fase da última passada (tabela 26). O remate no qual foi obtido uma maior velocidade do tornozelo foi o R4 (14,10m/s) na fase da bola e também neste remate foi obtido o maior valor de velocidade média do joelho (6,89) na fase antes do contato com a bola (tabela 26). A tabela 14 indica que o R6 é que teve sucesso, mas, através da tabela 18, o R4 teve a maior velocidade da bola.

Tabela 26 - Características cinemáticas lineares do atleta D

Atleta D	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	1,98	2,19	2,32	2,17	2,76	2,54	2,51	2,87	2,68	2,78
Fup_vjoelho (m/s)	0,64	1,85	2,16	2,03	2,51	2,44	2,48	2,80	2,61	2,72
Fup_vanca (m/s)	2,15	2,18	1,97	1,96	2,08	2,45	2,38	2,62	2,69	2,77
Facb_vt (m/s)	6,94	9,83	13,24	12,45	11,40	11,04	11,38	11,89	11,31	11,79
Facb_vjoelho (m/s)	4,92	6,66	6,31	6,89	5,88	6,62	6,11	6,40	6,66	6,44
Facb_vanca (m/s)	1,99	1,28	0,78	1,43	1,31	1,15	0,93	1,52	1,22	0,57
Fb_vt (m/s)	12,08	11,59	13,51	14,10	11,61	11,84	11,49	11,97	11,43	11,50
Fb_vjoelho (m/s)	4,61	6,88	5,48	6,18	5,08	5,14	4,25	5,04	4,50	4,23
Fb_vanca (m/s)	1,12	1,21	0,89	1,16	1,16	1,56	1,16	1,32	1,17	0,79
Fb_rpb	0,36	0,39	0,45	0,41	0,39	0,42	0,54	0,35	0,36	0,39

No atleta E, à exceção do R2, a velocidade média do tornozelo é maior na fase de contato com a bola. Para todos os remates, a velocidade média do joelho é maior na fase antes do contato com a bola. Em relação às velocidades médias da anca maiores no R1, R2, R3, R4, R5 na fase da última passada, enquanto R7 e R9 é maior na fase antes do contato com a bola e R6, R8 e R10 é maior no contato com a bola (tabela 27).

Tabela 27 - Caraterísticas cinemáticas lineares do atleta E

Atleta E	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	3,08	2,78	2,44	3,01	2,41	2,13	2,18	1,92	2,57	1,83
Fup_vjoelho (m/s)	2,87	2,73	2,26	2,99	2,32	0,76	0,69	1,24	0,94	1,09
Fup_vanca (m/s)	2,47	2,68	2,66	2,26	2,75	0,97	1,50	1,33	1,83	1,64
Facb_vt (m/s)	11,33	12,07	11,07	12,70	12,16	8,55	7,43	7,64	8,51	10,09
Facb_vjoelho (m/s)	7,31	7,15	7,34	6,44	8,37	5,68	5,77	5,20	5,88	5,98
Facb_vanca (m/s)	1,25	0,91	1,13	1,10	1,29	1,04	2,03	2,22	0,88	1,42
Fb_vt (m/s)	11,14	12,27	12,04	12,98	12,70	12,82	13,07	12,72	13,46	12,15
Fb_vjoelho (m/s)	6,49	5,54	5,29	4,83	6,26	4,51	5,83	4,22	4,41	4,88
Fb_vanca (m/s)	1,16	1,36	1,73	1,15	1,47	2,40	-	2,37	1,63	1,69
Fb_rpb	0,36	0,39	0,37	0,37	0,39	0,39	0,39	0,40	0,36	0,39

Para o atleta F, a velocidade média do tornozelo foi superior na fase de contato da bola para todos os remates (tabela 28). À exceção do R4, o atleta obteve o maior valor da velocidade média do joelho na fase antes do contato com a bola. Em relação à velocidade média da anca, R2, R3, R4, R5, R6, R7 tiveram valores superiores na fase de contato com a bola, enquanto os restantes obtiveram valores superiores na fase da última passada. Através da tabela 14, o R3, R4, R6 e R9 obtiveram sucesso, à exceção do R9, o atleta executou uma maior velocidade média da anca na fase de contato com a bola. A velocidade máxima da bola foi atingida no R4 (tabela 20) e verificou-se que nenhuma relação se obteve com as variáveis analisadas.

Tabela 28 - Caraterísticas cinemáticas lineares do atleta F

Atleta F	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	2,38	2,57	2,59	1,60	1,73	1,50	1,98	2,32	1,75	-
Fup_vjoelho (m/s)	1,64	1,76	1,54	1,34	1,30	1,14	1,36	1,38	0,99	-
Fup_vanca (m/s)	1,91	1,87	1,74	1,52	1,65	1,62	1,75	1,93	1,26	-
Facb_vt (m/s)	10,42	11,35	13,41	10,86	11,78	11,98	12,17	11,47	9,59	-
Facb_vjoelho (m/s)	6,99	7,10	7,55	8,45	6,93	6,51	7,15	7,21	6,13	-
Facb_vanca (m/s)	0,80	1,24	1,05	0,62	1,08	0,52	0,70	0,51	0,19	-
Fb_vt (m/s)	13,20	17,99	17,67	12,39	14,02	13,17	14,12	14,19	11,34	-
Fb_vjoelho (m/s)	5,40	6,39	6,71	8,63	5,21	4,91	4,43	4,80	3,96	-
Fb_vanca (m/s)	1,90	1,98	2,09	1,47	1,79	1,82	1,89	1,46	0,60	-
Fb_rpb	0,38	0,52	0,61	0,41	0,41	0,43	0,46	0,38	0,52	-

O atleta G, através da tabela 29, teve valores superiores para a velocidade média do tornozelo e para a velocidade média do joelho em todos os remates na fase de contato com a bola. A velocidade média da anca foi maior na fase da última passada, para todos os remates.

Pela tabela 14, o atleta obteve o sucesso no R3 e R7 e foi no R4 onde teve o maior valor de velocidade da bola. No R7 que o atleta obteve os maiores valores de velocidade média do tornozelo e do joelho, 13,28m/s e 6,46m/s, respetivamente.

Tabela 29 - Características cinemáticas lineares do atleta G

Atleta G	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	2,03	1,57	1,79	1,70	1,96	1,83	1,88	2,12	1,68	2,02
Fup_vjoelho (m/s)	4,20	3,93	3,62	4,29	3,81	3,80	4,04	5,48	3,54	4,58
Fup_vanca (m/s)	1,22	1,62	1,46	1,25	1,34	1,42	1,78	1,44	1,28	1,80
Facb_vt (m/s)	10,18	8,81	8,71	9,67	10,19	9,72	9,98	10,57	10,84	9,84
Facb_vjoelho (m/s)	1,30	1,04	1,36	1,39	1,51	1,25	1,05	1,35	1,36	1,48
Facb_vanca (m/s)	0,30	0,56	0,34	0,20	0,63	0,43	0,38	0,83	0,47	1,01
Fb_vt (m/s)	12,72	11,31	7,85	11,30	11,70	12,17	13,28	11,32	11,55	10,90
Fb_vjoelho (m/s)	5,87	6,30	5,65	5,72	5,07	5,94	6,46	6,40	6,16	6,34
Fb_vanca (m/s)	1,03	0,89	0,56	0,54	0,81	1,16	0,64	0,54	0,89	0,54
Fb_rpb	0,48	0,26	0,23	0,33	0,36	0,31	0,38	0,34	0,332	0,331

Analisando a tabela 30, o atleta H, obteve uma velocidade média do tornozelo na fase de contato com a bola para todos os remates. À exceção do R1 e R7 que obtiveram valores superiores para a velocidade média do joelho na fase de contato com a bola, a sua velocidade média é superior na fase antes do contato com a bola. Na velocidade média da anca, esta foi maior na fase da última passada para R2, R3, R4, R5, R6 e superior na fase de contato com a bola em R1, R7, R8, R9, R10.

Tabela 30 - Características cinemáticas lineares do atleta H

Atleta H	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Fup_vt (m/s)	3,25	2,96	3,11	2,18	2,31	2,49	2,22	2,36	3,17	1,70
Fup_vjoelho (m/s)	1,64	2,11	2,23	1,96	1,73	1,55	0,94	1,99	1,72	1,34
Fup_vanca (m/s)	2,14	2,41	2,10	2,26	1,66	1,66	1,39	1,45	1,80	1,80
Facb_vt (m/s)	11,07	11,06	8,04	12,23	11,16	10,87	8,64	11,58	11,88	11,68
Facb_vjoelho (m/s)	8,32	7,97	8,46	7,83	6,59	6,04	4,12	6,66	7,84	5,47
Facb_vanca (m/s)	2,18	0,97	1,16	1,35	0,96	1,09	1,08	1,14	1,10	0,81
Fb_vt (m/s)	17,38	15,93	8,04	13,28	15,07	12,57	13,09	13,12	18,12	12,67
Fb_vjoelho (m/s)	8,96	7,43	7,55	6,87	5,49	4,39	4,16	4,53	7,17	3,99
Fb_vanca (m/s)	1,85	1,40	1,70	1,13	-	1,43	1,56	1,73	1,91	2,18
Fb_rpb	0,52	0,57	0,23	0,43	0,48	0,40	0,62	0,42	0,52	0,57

As figuras 21-23 pretendem demonstrar o comportamento de cada articulação enumerada acima no sentido do vetor do movimento, eixo dos Z. Assim, para todos os gráficos

verifica-se um pico máximo na articulação do tornozelo na altura do contato com a bola (figura 21), na articulação do joelho verifica-se um pico máximo na fase antes do contato com a bola (figura 22) e na articulação da anca observa-se um pico máximo na fase da última passada (figura 23).

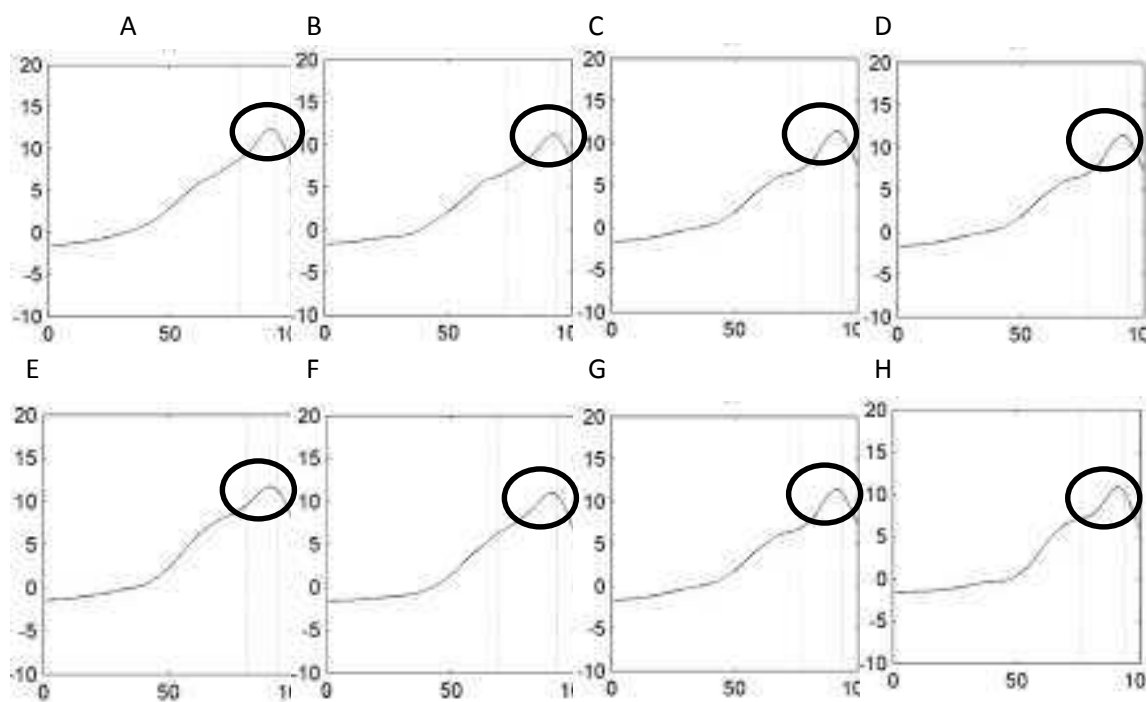


Figura 21 – Velocidade média da articulação do tornozelo para cada atleta (média dos 10 remates) - Eixo do movimento (Z)

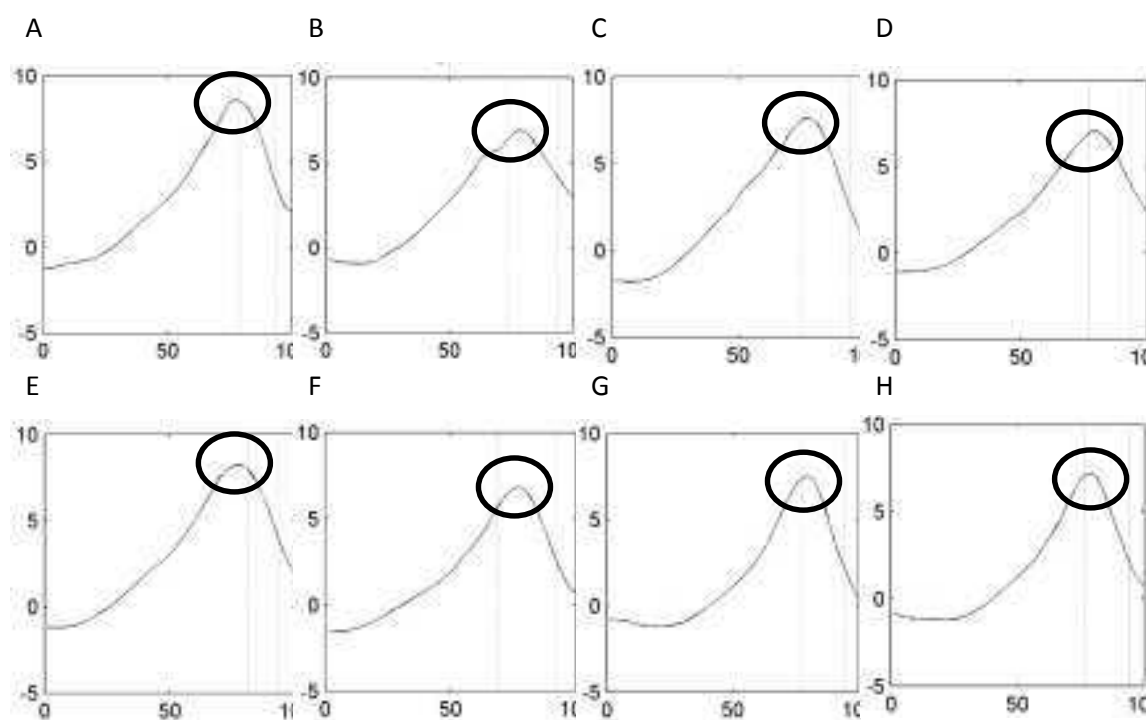


Figura 22 – Velocidade média da articulação do joelho para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z)

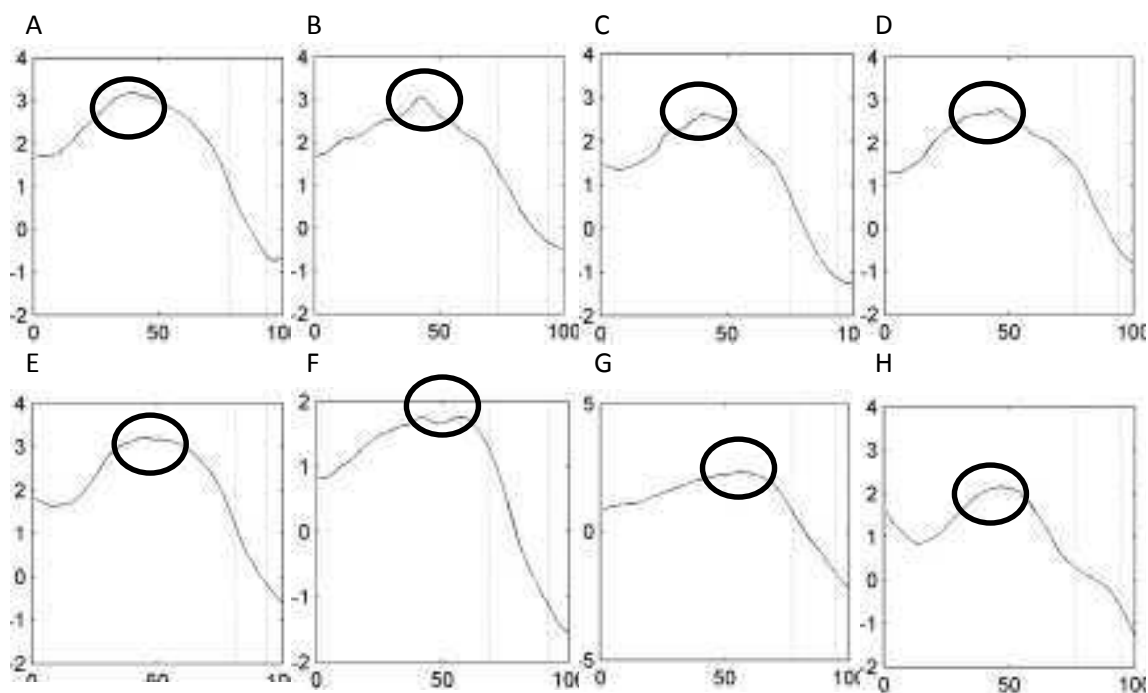
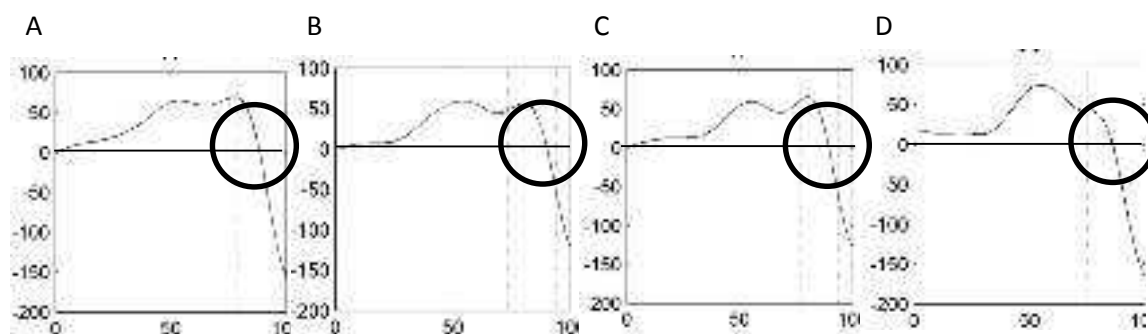


Figura 23 – Velocidade média da articulação da anca para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z)

A aceleração linear da articulação do tornozelo foi analisada para perceber quando é que o jogador profissional começavam a travar e verifica-se através da figura 24 que todos os atletas atingem o valor 0m/s^2 muito perto do contato com a bola.



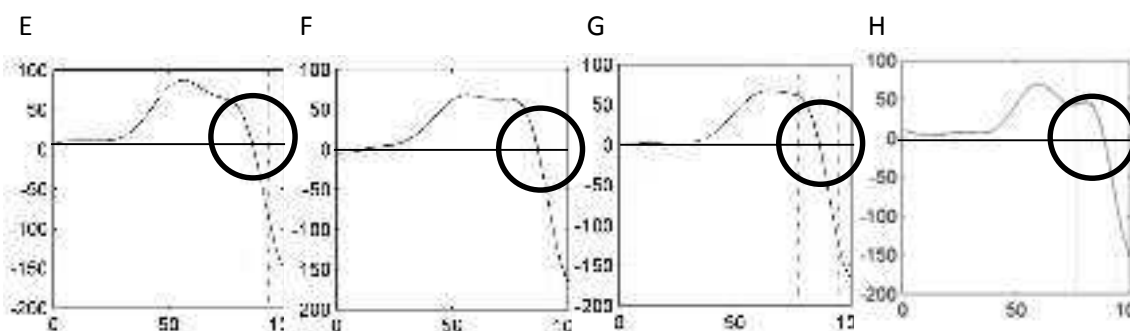


Figura 24 - Aceleração média da articulação do tornozelo para cada atleta (média dos 10 remates) – Eixo do movimento (Z)

d) Variáveis Cinemáticas Angulares

Neste estudo pretende-se averiguar os picos angulares, os picos da velocidade angular e os picos da aceleração angular máximos e mínimos para as articulações do maléolo, joelho e coxofemoral.

Deslocamento angular

No geral para os gráficos da média do deslocamento angular da articulação do maléolo verifica-se um mínimo entre os 50 e os 75% do movimento (figura 25). E permite identificar que a articulação parte em flexão e vai estendo até ao final do movimento até voltar à fase inicial. Os valores de picos obtidos e o tempo relativo observam-se na tabela 31. Ao relacionar o ângulo obtido para a articulação maléolo com o jogador com mais remates com sucesso, F, este atleta teve o valor de pico mínimo (média dos 10 remates) quando comparado com os outros atletas.

Tabela 31 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação maléolo – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico mínimo (°)	54	15	19	26	32	16	40	44
Tempo relativo %	55	72	48	67	74	60	44	66

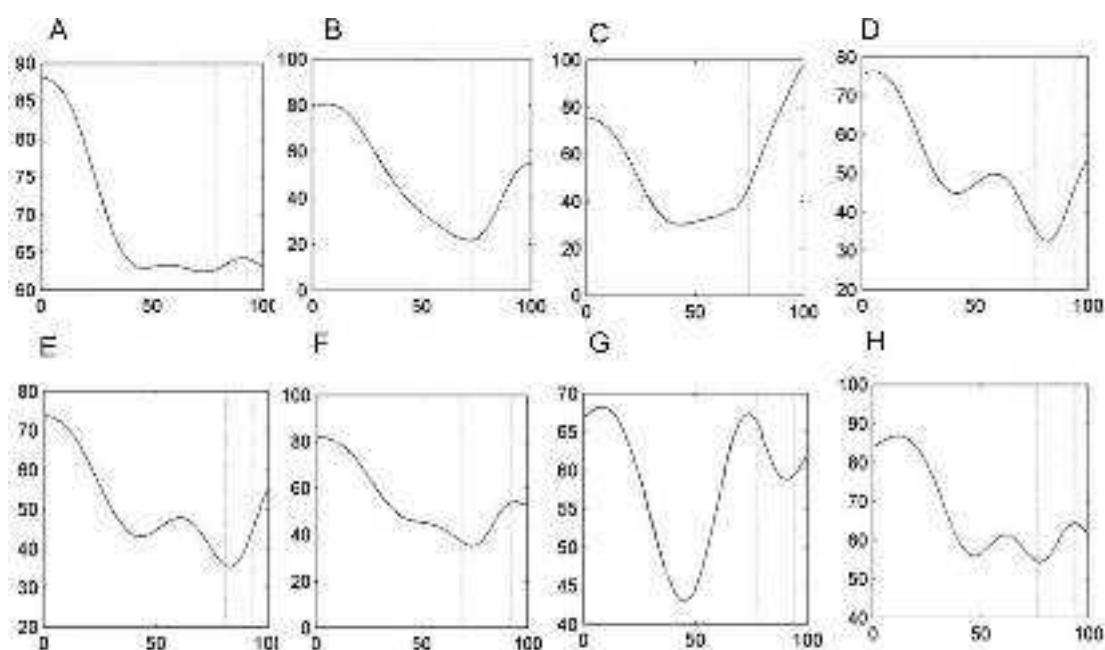


Figura 25 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento pé e a tíbia (média dos 10 remates) – Plano Sagital

A figura 26 permite verificar que a articulação do joelho tem um pico mínimo entre os 65% e os 80%. O segmento inicia com uma pequena extensão e flete quando o pé de suporte entra em contato com o chão e até ao contato com a bola vai estendendo e nesta fase a extensão é máxima. Os valores dos picos mínimos estão calculados na tabela 32. Ao pretender observar a influência do sucesso com as variáveis selecionadas, no deslocamento angular o atleta F, não obteve nem o maior, nem o menor valor de pico angular mínimo.

Tabela 32 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação joelho – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico mínimo (°)	-88	-67	-109	-90	-81	-79	-101	-108
Tempo relativo %	76	76	74	73	74	66	75	77

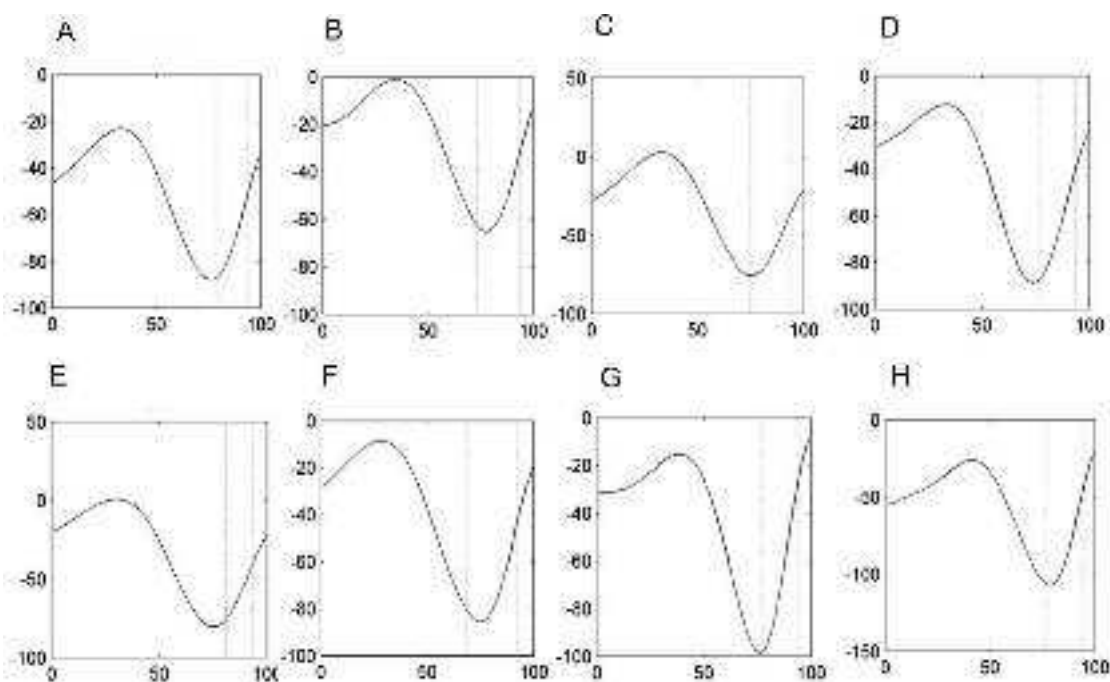


Figura 26 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento tíbia e coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Os gráficos da figura 27 com o deslocamento da articulação coxofemoral permitem descrever o seu movimento angular. É visível que ocorre um mínimo entre os 10 e os 70%. E o seu pico é mínimo, significa que é neste momento que ocorre uma extensão do segmento. Os valores por pico para cada sujeito estão na tabela 33. Quando analisado o pico mínimo do atleta com maior sucesso, F, verifica-se que o seu valor angular é o maior para o deslocamento angular da articulação coxofemoral.

Tabela 33 - Picos máximos e tempo relativo do deslocamento angular da articulação coxofemoral – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico mínimo (°)	-59	-12	-20	-27	-35	7	-19	-29
Tempo relativo %	60	59	63	63	62	56	67	59

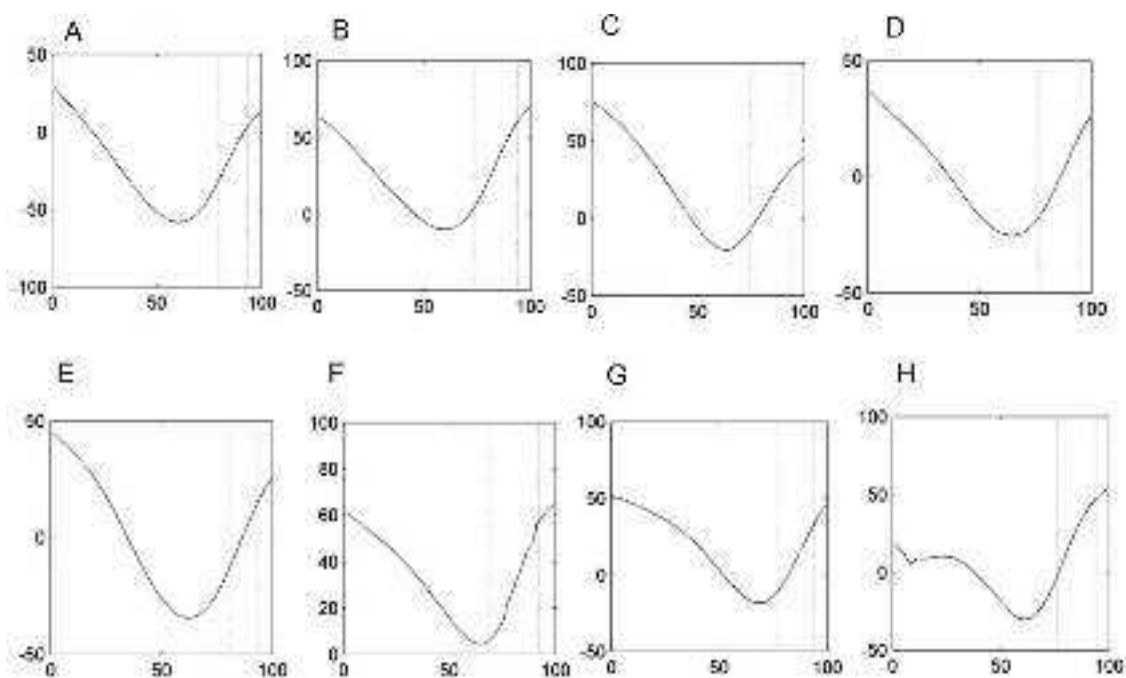


Figura 27 - Gráficos da média do deslocamento angular entre o segmento da coxa e a parte inferior do tronco
(média dos 10 remates) – Plano Sagital

Velocidade Angular

Uma maior velocidade angular das articulações sugerem maiores velocidades na bola (Isokawa & Lees, 1988; Kellis et al., 2004; Lees et al., 2005; Lees & Nolan, 2002; Luhtanen, 1988; Shan & Westerhoff, 2005). Para todos os segmentos analisados, foi calculado o pico máximo mais perto da fase de contato com a bola.

Com a figura 28 observamos um pico máximo da articulação maléolo perto da fase de contato com a bola entre os 60 e 100%. Os picos máximos e os tempos relativos estão calculados na tabela 34. Na velocidade angular, o jogador com um maior sucesso na técnica, não teve a maior velocidade angular da articulação maléolo ($710,35^\circ/s$).

Tabela 34 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento do pé e a tíbia (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo ($^\circ/s$)	298,08	743,57	1015,27	591,88	565,79	710,35	363,07	538,14
Tempo relativo %	69,60	86,20	71,30	82,00	93,60	72,90	60,00	84,60

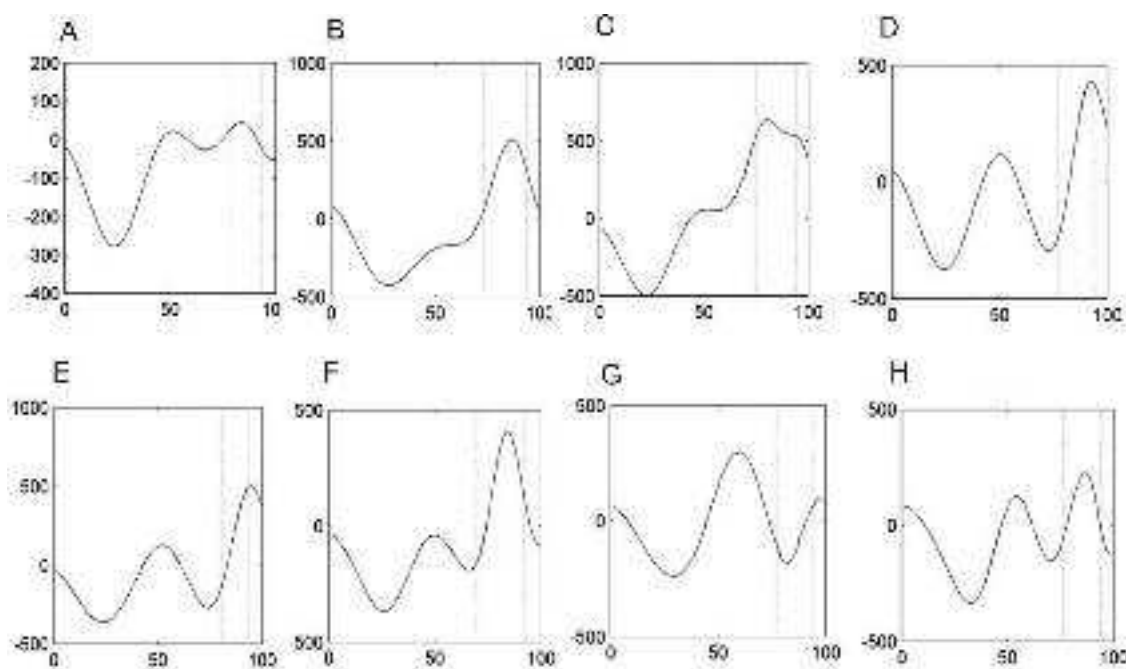


Figura 28 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento pé e a tibia (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Devido à rápida extensão através da articulação joelho, é verificado um pico entre a fase antes do contato com a bola e a zona do contato com a bola. Este pico encontra-se entre os 75 e os 100% (figura 29). A tabela 35 mostra os resultados obtidos para o conjunto de atletas. A velocidade angular da articulação joelho em análise com o sucesso indica que o maior valor de velocidade angular do joelho pertence ao atleta H.

Tabela 35 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento tibia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo ($^{\circ}/s$)	971,38	863,15	1298,87	979,19	1029,49	751,78	1385,80	1346,01
Tempo relativo %	92,10	84,60	88,20	89,00	90,90	78,60	88,20	91,30

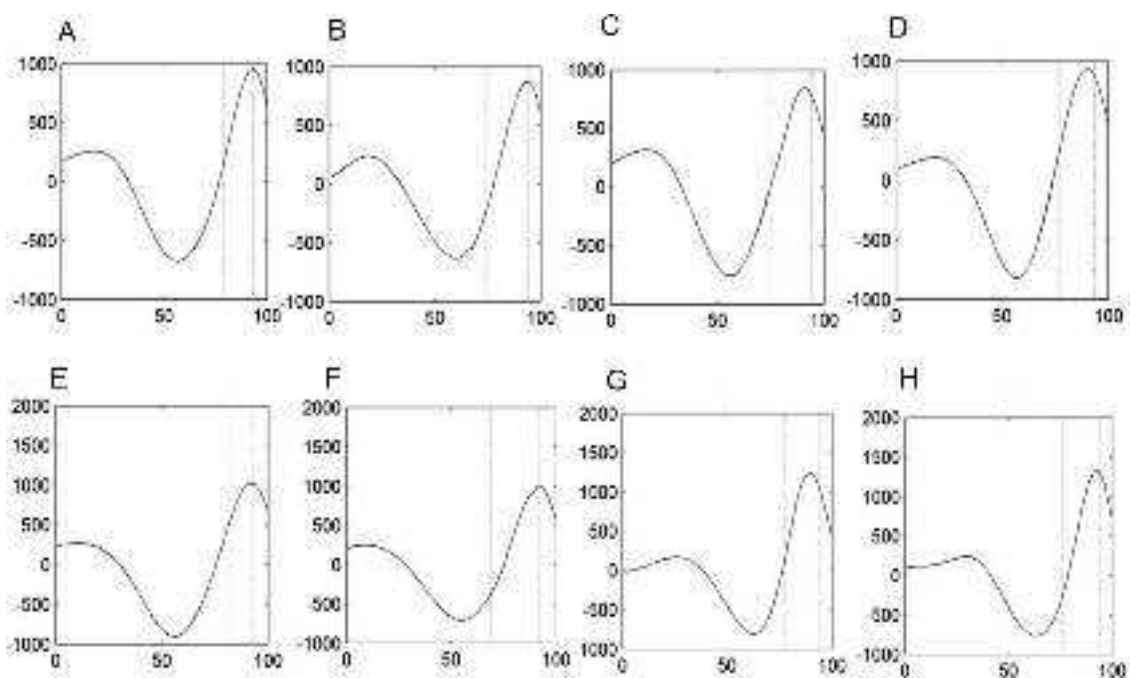


Figura 29 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento tíbia e a coxa (média dos 10 remates) –

Plano Sagital

Através dos gráficos da figura 30 é possível identificar que os picos encontram-se entre os 70 e os 100%. A tabela 36 mostra os picos médios máximos obtidos por atleta. Na articulação coxofemoral o atleta A ($854,05^{\circ}/s$) é o que obteve o maior valor para a velocidade angular da articulação em estudo.

Tabela 36 - Picos máximos e tempo relativo da velocidade angular entre o segmento da coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo ($^{\circ}/s$)	845,05	747,45	621,61	600,46	711,40	573,48	642,77	699,54
Tempo relativo %	82,30	79,70	80,50	87,20	85,00	73,30	86,80	75,00

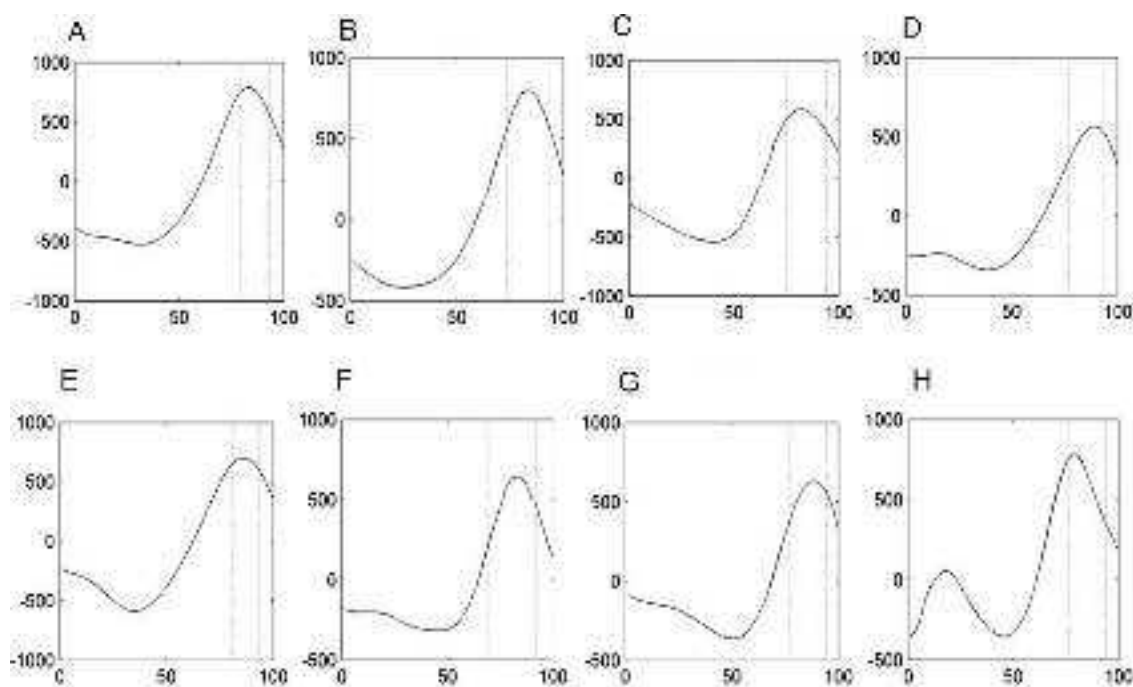


Figura 30 - Gráficos da média da velocidade angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Aceleração Angular

Com o intuito de perceber como é que a aceleração angular se comporta ao longo do movimento, obteve-se o seu pico máximo.

Para a articulação do maléolo os gráficos, sugerem um pico máximo entre os 60 e 95% (figura 31). Os picos máximos e os tempos relativos obtidos estão na tabela 37. O seu maior valor de aceleração angular é obtido pelo atleta C.

Tabela 37 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento pé e a tibia (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo ($^{\circ}/s^2$)	10249,07	22557,72	24720,28	19170,31	21328,41	20672,05	12852,60	1346,99
Tempo relativo %	61,60	75,80	72,80	83,70	86,00	71,00	88,10	74,19

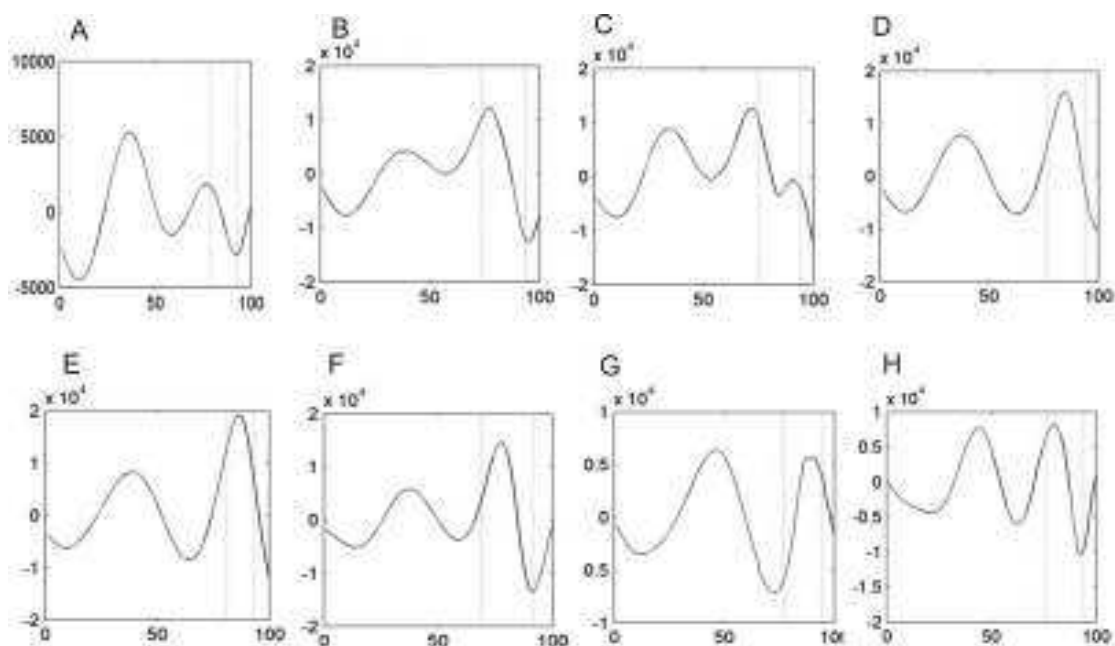


Figura 31 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento pé e a tibia (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Na tabela 38 verificamos os picos máximos para os gráficos que estão na figura 32. O tempo relativo está compreendido entre os 70 e os 82%.

Tabela 38 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento tibia e a coxa (média dos 10 remates) –

Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo (°)	23168,93	21215,03	37632,42	22512,74	26639,36	19567,2	33156,3	29956,91
Tempo relativo %	81,3	79,6	77,7	76,1	78	70	79,9	82,3

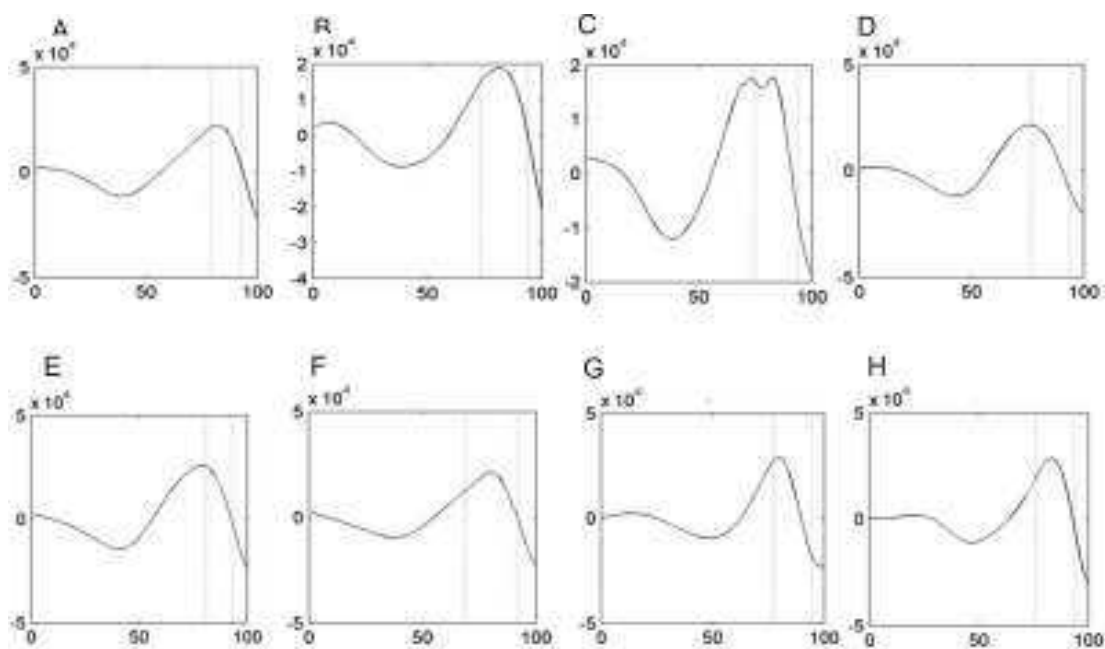


Figura 32 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento tíbia e a coxa (média dos 10 remates) – Plano Sagital

A tabela 39 permite visualizar os cálculos obtidos para a aceleração angular da articulação coxofemoral. Através dos gráficos é possível identificar um pico máximo entre os 50 e os 90% (figura 33).

Tabela 39 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital

Atleta	A	B	C	D	E	F	G	H
Pico máximo (°)	15117,12	12823,2	13219,86	10197,01	12722,25	12273,57	10736,3	13944,35
Tempo relativo %	68,5	65	63,9	68,4	68,1	60,2	72,3	64

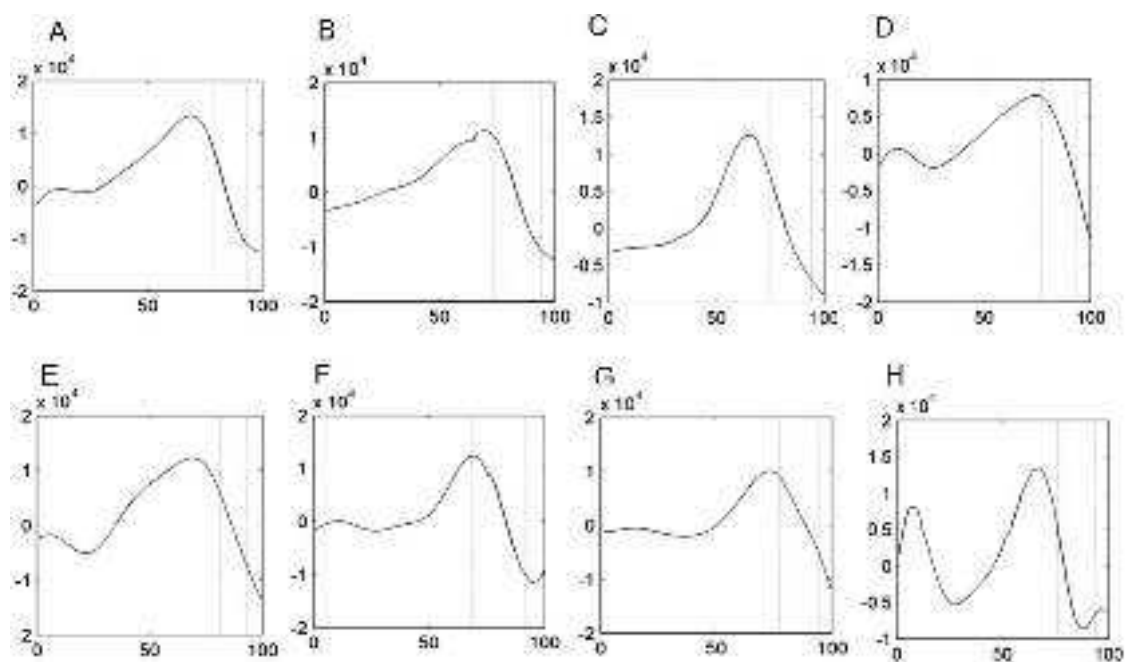


Figura 33 - Gráficos da média da aceleração angular entre o segmento coxa e a parte inferior do tronco (média dos 10 remates) – Plano Sagital

e) Análise Estatística

Variáveis espaço-temporais

A tabela 40 apresenta a estatística descritiva de todo o conjunto de variáveis espaço-temporais estudadas.

Analisando a tabela 40, este indica que comparando os remates com sucesso com os sem sucesso, o ângulo de aproximação é a única variável que tem diferenças significativas e o ângulo do sucesso teve a média de 48,92°.

Tabela 40 - Variáveis espaço-temporais - análise estatística de comparação - (*)tem diferenças significativas)**

Estatísticas descritivas – Espaço-temporais				
	Insucesso		Sucesso	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Comprimento da última passada (m)	1,73	0,16	1,68	0,12
Velocidade da última passada (m/s)	5,78	0,79	5,76	0,62
Velocidade da última passada (km/h)	20,80	2,83	20,74	2,23
Aceleração da última passada (m/s ²)	19,67	5,12	20,01	4,15
Ângulo da última passada (°) ***	41,77	12,36	48,92	7,32
Tempo da última passada (s)	0,30	0,05	0,29	0,04
Tempo do contato com a bola	0,37	0,05	0,37	0,04
Tempo da fase antes do contato (s)	0,07	0,03	0,08	0,02
Tempo Total (s)	0,40	0,05	0,39	0,03
Velocidade inicial da bola (m/s)	28,99	6,27	29,80	7,07
Velocidade inicial da bola (km/h)	104,38	22,57	107,27	25,45
Ângulo de saída da bola	78,80	15,13	77,34	15,49
Velocidade Teórica da bola	20,72	7,37	17,22	9,07
Posição do Calcâneo de suporte - X (m)	0,20	2,62	-1,66	2,53
Posição da Ponta do pé - X (m)	0,16	2,86	-1,89	2,77
Posição do Calcâneo de suporte - Z (m)	-0,02	0,56	0,17	0,61
Posição da Ponta do pé - Z (m)	0,19	0,57	0,32	0,63
Posição da bola - X (m)	0,15	2,48	-1,61	2,44
Posição da bola - Z (m)	0,22	0,55	0,39	0,61
Amplitude Pélvica (°) - Plano Transversal	20,77	15,67	22,26	22,56
Tempo da última passada normalizado	76,34	7,00	73,82	5,47
Tempo da bola normalizado	93,79	1,28	93,09	1,76

Variáveis cinemáticas lineares

A tabela 41 apresenta a estatística descritiva de todo o conjunto de variáveis da cinemática linear estudada. Através da tabela 41 verificamos quais as variáveis com diferenças significativas quando comparado o remate com sucesso, com o sem sucesso. As variáveis que indicam

diferenças significativas e com maior valor no remate com sucesso são, aFb_Ponta ($448,18\text{m/s}^2$), aFb_Torn ($337,45\text{m/s}^2$) e aFb_calc ($448,51\text{m/s}^2$). As variáveis com menor no remate sem sucesso são, a_Fup_Coxa ($6,28\text{ m/s}^2$), vFup_cot ($1,13\text{m/s}$) e vFup_ombro_c ($0,64\text{m/s}$).

Tabela 41 - Variáveis cinemática lineares - análise estatística de comparação (diferenças significativas)**

Estatísticas descritivas - Análise linear					Estatísticas descritivas - Análise linear				
	Insucesso		Sucesso			Insucesso		Sucesso	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
vFup_Calc	3,19	1,80	8,18	14,94	aFup_Ponta	46,02	12,36	48,26	8,59
vFacb_Calc	11,31	1,74	11,72	1,37	aFacb_Ponta	228,87	91,77	250,78	70,95
vFb_Calc	14,00	2,23	15,34	2,18	aFb_Ponta ***	368,55	54,54	448,48	129,40
vFup_Ponta	2,28	0,43	2,59	0,71	aFup_Torn	37,69	9,29	38,00	6,15
vFacb_Ponta	13,53	2,20	13,79	1,33	aFacb_Torn	167,43	77,66	179,20	61,03
vFb_Ponta	16,04	2,36	17,83	3,43	aFb_Torn ***	295,22	57,51	337,45	68,44
vFup_Torn	2,36	0,48	2,52	0,52	aFup_Joel	34,45	46,83	31,08	6,22
vFacb_Torn	10,86	1,60	10,73	1,34	aFacb_Joel	92,68	30,58	96,91	23,21
vFb_Torn	12,98	2,21	13,65	2,88	aFb_Joel	105,88	24,68	97,80	20,53
vFup_Joel	1,90	0,86	1,70	0,37	aFup_Coxa ***	8,91	5,47	6,28	2,58
vFacb_Joel	6,75	1,13	6,88	1,35	aFacb_Coxa	43,21	43,75	70,00	100,17
vFb_Joel	5,38	1,32	5,92	1,72	aFb_Coxa	47,17	74,53	46,00	32,16
vFup_Coxa	2,10	0,50	1,86	0,33	aFup_Ombr	11,21	11,58	15,00	18,41
vFacb_Coxa	1,10	0,50	1,17	0,36	aFacb_Ombr	17,82	10,56	22,71	11,36
vFb_Coxa	1,27	0,48	1,54	0,46	aFb_Ombr	22,22	12,06	32,02	35,40
vFup_Ombr ***	1,24	0,40	0,88	0,32	aFup_Cot	19,51	17,28	19,61	5,67
vFacb_Ombr	0,93	0,28	0,90	0,24	aFacb_Cot	30,02	13,77	56,59	84,60
vFb_Ombr	0,86	0,34	0,70	0,23	aFb_Cot	25,89	16,65	30,70	14,12
vFup_Cot ***	1,57	0,47	1,13	0,61	aFup_Pul	26,00	11,46	32,73	16,87
vFacb_Cot	1,77	0,82	1,85	0,59	aFacb_Pul	64,45	44,77	64,21	18,08
vFb_Cot	1,96	0,66	1,71	0,44	aFb_Pul	51,46	22,82	51,71	26,56
vFup_Pul	1,67	0,54	1,57	0,46	aFup_Mao	31,45	12,06	30,24	7,55
vFacb_Pul	2,66	0,95	2,87	0,89	aFacb_Mao	72,99	27,09	68,41	19,10
vFb_Pul	2,97	0,84	3,00	0,85	aFb_Mao	60,47	23,78	51,70	18,26
vFup_Mao	1,64	0,60	1,68	0,54	vFup_Ombr_c ***	1,05	0,51	0,64	0,12
vFacb_Mao	3,13	1,15	3,39	1,03	vFup_Cot_c	1,27	0,55	1,02	0,30
vFb_Mao	3,58	1,13	3,22	0,94	vFup_Pul_c	2,08	0,78	1,77	0,54

aFup_Calc	104,90	212,33	1255,49	3662,77	vFup_Mao_c	2,59	0,90	2,94	2,96
aFacb_Calc	180,92	92,61	264,85	208,27					
aFb_Calc ***	324,83	91,66	483,51	313,24					

Variáveis cinemáticas angulares

A tabela 42 apresenta a estatística descritiva de todo o conjunto de variáveis cinemáticas angulares estudadas. Nesta tabela verificou-se os parâmetros que obtiveram diferenças significativas e à exceção de duas variáveis (Fb_vANKY e Fup_vKNEEY), o membro que indica diferenças significativas é o braço do lado de ação e o braço oposto à perna de ação.

Tabela 42 – Estatística descritiva (resultados)

Estatísticas descritivas					Estatísticas descritivas				
	Insucesso		Sucesso			Insucesso		Sucesso	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Fup_ANKX	59,57	13,00	41,52	37,97	Fb_THI_DTRUNKZ	-4,12	22,16	-0,24	22,56
Fup_ANKY	-21,35	168,89	34,72	142,81	Fup_THI_HIP SX	-26,54	120,84	88,44	58,30
Fup_ANKZ	21,88	57,33	-15,67	69,84	Fup_THI_HIP SY	-1,03	75,19	-19,75	35,14
Facb_ANKX	54,67	32,05	33,38	34,37	Fup_THI_HIP SZ	-10,54	78,05	46,38	67,18
Facb_ANKY	-34,52	215,27	-26,18	172,27	Facb_THI_HIP SX	13,71	175,60	191,87	109,26
Facb_ANKZ	47,53	250,19	-63,71	265,40	Facb_THI_HIP SY	-22,92	89,11	2,55	10,03
Fb_ANKX	61,14	37,74	48,73	13,03	Facb_THI_HIP SZ	-10,37	62,86	30,00	49,85
Fb_ANKY	-35,31	226,06	-48,35	185,59	Fb_THI_HIP SX	35,19	187,78	260,30	102,65
Fb_ANKZ	39,99	293,48	-92,20	287,74	Fb_THI_HIP SY	-26,19	102,70	24,33	34,55
Fup_KNEEX	-37,25	14,41	-24,44	31,95	Fb_THI_HIP SZ	-11,54	65,26	31,21	56,22
Fup_KNEEY	-8,45	92,19	-23,43	53,09	Fup_SHOU_ARX	-4,42	95,36	-48,28	124,59
Fup_KNEEZ	-19,38	62,31	17,50	61,35	Fup_SHOU_ARY	-0,24	51,92	20,47	27,85
Facb_KNEEX	-72,12	29,29	-39,49	116,11	Fup_SHOU_ARZ ***	10,44	53,47	-34,08	44,88
Facb_KNEEY	7,12	107,26	-8,23	97,33	Facb_SHOU_ARX	-2,77	105,33	-64,88	163,62
Facb_KNEEZ	-52,32	234,18	45,59	246,92	Facb_SHOU_ARY	-10,77	88,08	19,56	29,96
Fb_KNEEX	-44,47	40,52	-0,81	119,59	Facb_SHOU_ARZ ***	17,00	39,66	-17,46	32,04
Fb_KNEEY	4,99	105,09	15,35	107,06	Fb_SHOU_ARX	-12,14	107,01	-24,98	123,89
Fb_KNEEZ	-44,59	264,30	35,86	263,06	Fb_SHOU_ARY	-12,71	87,91	9,52	33,59
Fup_THI_DTRUNKX	6,20	27,29	15,79	12,26	Fb_SHOU_ARZ	20,35	36,02	-5,54	32,41
Fup_THI_DTRUNKY	0,38	64,93	7,71	23,06	Fup_EL BOWX	-32,35	28,29	-28,88	26,85
Fup_THI_DTRUNKZ	-3,83	29,65	10,66	28,08	Fup_EL BOWY	36,80	150,95	6,30	153,83
Facb_THI_DTRUNKX	12,22	26,77	12,54	13,24	Fup_EL BOWZ ***	-3,08	46,08	-42,79	34,58

Facb_THI_DTRUNKY	-7,61	105,37	28,01	50,48	Facb_ELBOWX	-35,09	16,60	-38,92	26,32
Facb_THI_DTRUNKZ	-4,13	21,06	-7,69	17,20	Facb_ELBOWY	38,02	212,09	66,08	157,22
Fb_THI_DTRUNKX	32,47	28,26	31,79	16,93	Facb_ELBOWZ	-5,49	27,41	-9,56	31,68
Fb_THI_DTRUNKY	-9,42	127,53	50,35	66,17	Fb_ELBOWX	-40,09	21,52	-51,57	37,08
Fb_ELBOWY	34,79	220,10	83,90	167,76	Fb_vKNEEY	-148,38	1333,57	642,93	866,60
Fb_ELBOWZ	-4,45	32,38	-7,62	36,63	Fb_vKNEEZ	244,72	729,63	179,60	763,69
Fup_WRISTX	10,68	38,58	10,74	42,24	Fup_vTHI_DTRUNKX	-175,65	141,98	-206,47	90,20
Fup_WRISTY ***	-44,02	148,90	77,68	109,36	Fup_vTHI_DTRUNKY	47,61	301,25	-65,40	134,12
Fup_WRISTZ ***	3,14	69,11	57,28	55,66	Fup_vTHI_DTRUNKZ	-10,26	155,67	-100,68	143,34
Facb_WRISTX	42,31	33,14	42,59	41,94	Facb_vTHI_DTRUNKX	595,18	173,33	508,20	118,67
Facb_WRISTY ***	-59,69	191,21	28,05	127,20	Facb_vTHI_DTRUNKY	-45,53	1001,04	391,49	703,98
Facb_WRISTZ	2,68	47,75	22,45	51,86	Facb_vTHI_DTRUNKZ	-2,69	176,32	64,93	193,50
Fb_WRISTX	42,95	35,19	50,16	48,26	Fb_vTHI_DTRUNKX	494,83	206,87	470,23	103,92
Fb_WRISTY	-58,86	199,20	17,40	134,29	Fb_vTHI_DTRUNKY	21,96	928,11	461,75	760,89
Fb_WRISTZ	1,43	50,81	18,07	56,17	Fb_vTHI_DTRUNKZ	-13,99	292,53	192,35	280,45
Fup_vANKX	-93,05	136,46	-205,68	248,05	Fup_vTHI_HIPSY	-2,90	456,03	161,73	347,38
Fup_vANKY	-36,49	545,09	-266,22	486,36	Fup_vTHI_HIPSY	-4,78	278,04	-60,46	134,56
Fup_vANKZ	116,43	739,17	-78,95	767,35	Fup_vTHI_HIPSZ	-5,25	109,99	-80,23	104,88
Facb_vANKX	165,01	472,45	446,81	825,17	Facb_vTHI_HIPSY	832,07	754,12	1268,18	812,67
Facb_vANKY	-144,35	959,72	-630,62	1170,31	Facb_vTHI_HIPSY	-109,36	901,76	413,10	697,67
Facb_vANKZ	-306,60	1845,61	-565,52	1557,52	Facb_vTHI_HIPSZ	-14,95	180,61	-30,46	222,80
Fb_vANKX	200,82	550,04	459,53	810,36	Fb_vTHI_HIPSY ***	509,58	828,98	887,77	792,96
Fb_vANKY ***	14,37	1282,37	-678,93	1021,99	Fb_vTHI_HIPSY	16,82	858,57	516,55	750,10
Fb_vANKZ	-198,89	1427,88	-685,42	1397,62	Fb_vTHI_HIPSZ	14,13	206,34	123,11	229,71
Fup_vKNEEX	-177,51	72,92	-102,02	370,63	Fup_vSHOU_ARX	-11,41	336,82	-34,02	500,83
Fup_vKNEEY ***	4,69	248,33	154,29	301,20	Fup_vSHOU_ARY	-12,61	240,96	-20,22	121,77
Fup_vKNEEZ	-151,60	689,37	36,27	728,43	Fup_vSHOU_ARZ	25,52	70,76	51,27	66,00
Facb_vKNEEX	647,82	492,06	718,29	373,28	Facb_vSHOU_ARX	-79,84	192,77	-239,13	365,86
Facb_vKNEEY	45,35	715,57	321,91	475,89	Facb_vSHOU_ARY ***	91,44	292,18	-105,16	221,24
Facb_vKNEEZ	289,96	1451,54	414,86	1451,85	Facb_vSHOU_ARZ ***	11,51	156,40	133,96	111,59

Fb_vKNEEX	981,68	276,43	935,51	297,10	Fb_vSHOU_ARX	-158,52	288,70	-277,34	521,44
Fb_vSHOU_ARY ***	121,37	257,53	-152,36	232,44	Fb_aANKY	3804,96	23755,18	7719,00	31252,31
Fb_vSHOU_ARZ	12,36	151,66	87,92	84,91	Fb_aANKZ	6641,60	31952,06	-6297,99	30966,28
Fup_vELBOWX	31,23	83,52	72,68	77,92	Fup_aKNEEX	-89,27	3264,93	111,91	4138,73
Fup_vELBOWY	55,37	567,66	275,32	229,77	Fup_aKNEEY	1774,72	4411,99	-764,01	2972,18
Fup_vELBOWZ ***	-26,43	169,03	99,51	160,64	Fup_aKNEEZ	707,97	5963,94	1345,63	6334,11
Facb_vELBOWX ***	-123,47	203,24	-405,20	304,81	Facb_aKNEEX	14153,55	6597,96	8712,92	21819,29
Facb_vELBOWY	-99,64	656,80	135,65	369,14	Facb_aKNEEY	-3866,67	23080,71	6596,49	15245,05
Facb_vELBOWZ	58,23	280,81	150,86	200,48	Facb_aKNEEZ	-2812,51	23543,44	-2171,96	22409,27
Fb_vELBOWX ***	-167,81	369,95	-424,99	321,36	Fb_aKNEEX	-6311,80	11028,25	-	10243,62
								10741,90	
Fb_vELBOWY	-126,30	611,70	82,66	333,97	Fb_aKNEEY	-891,77	19449,74	-101,85	20165,28
Fb_vELBOWZ	50,68	203,50	114,00	173,63	Fb_aKNEEZ	-7167,48	29913,70	-2213,84	25249,70
Fup_vWRISTX	57,70	145,55	60,75	186,90	Fup_aTHI_DTRUNKX	2475,37	1603,36	2094,52	759,79
Fup_vWRISTY	-92,70	476,13	-154,02	248,50	Fup_aTHI_DTRUNKY	-1517,04	5945,46	1624,54	3939,31
Fup_vWRISTZ	27,98	219,14	-93,46	194,47	Fup_aTHI_DTRUNKZ	62,16	1195,47	-251,65	1049,05
Facb_vWRISTX	54,20	360,06	371,03	545,73	Facb_aTHI_DTRUNKX	-741,44	5359,82	1372,74	3332,04
Facb_vWRISTY	1,11	759,23	-153,51	450,32	Facb_aTHI_DTRUNKY	1922,45	10947,66	1544,05	10001,30
Facb_vWRISTZ	-73,98	478,02	-181,17	229,76	Facb_aTHI_DTRUNKZ	-138,99	5723,08	2737,78	4328,29
Fb_vWRISTX	-74,24	375,22	326,66	676,58	Fb_aTHI_DTRUNKX	-7855,52	4685,84	-5724,06	3298,88
Fb_vWRISTY	105,85	674,72	-5,66	418,86	Fb_aTHI_DTRUNKY	1881,88	13667,31	-4846,70	11057,32
Fb_vWRISTZ	-52,86	529,39	-116,99	103,97	Fb_aTHI_DTRUNKZ	-181,52	3836,85	825,60	2359,09
Fup_aANKX	88,75	1608,89	1018,66	3175,41	Fup_aTHI_HIP SX ***	4318,33	5303,90	6782,25	3699,94
Fup_aANKY	-696,60	3285,89	-924,45	2526,76	Fup_aTHI_HIP SY	-1734,26	5517,21	2139,64	4214,31
Fup_aANKZ	-771,95	7288,54	-2003,63	6795,97	Fup_aTHI_HIP SZ	20,80	775,75	-227,44	670,12
Facb_aANKX	3682,68	11002,51	2912,30	7015,95	Facb_aTHI_HIP SX	-3552,11	15502,89	-7743,70	12610,94
Facb_aANKY	3035,15	20315,74	-4708,10	11680,20	Facb_aTHI_HIP SY	2823,72	7106,40	2286,64	6211,05
Facb_aANKZ	4338,13	24581,82	-3448,78	22564,94	Facb_aTHI_HIP SZ ***	727,09	2735,11	3424,56	4076,37
Fb_aANKX	-	14035,48	-9440,55	14561,75	Fb_aTHI_HIP SX	-12541,77	18500,86	-	15352,56
	3103,56							16132,47	

Fb_aTHI_HIPSY	3084,35	10678,32	-2557,05	6344,41	Fb_aWRISTY	679,52	13120,79	3146,59	4767,61
Fb_aTHI_HIPSZ ***	414,64	3246,78	2646,54	3605,66	Fb_aWRISTZ	1295,07	7824,85	-91,00	5815,79
Fup_aSHOU_ARX	295,98	2946,72	-268,53	2261,74	Fup_SHOU_ARX_c	39,70	149,97	72,12	171,07
Fup_aSHOU_ARY	23,11	1628,86	202,39	2236,89	Fup_SHOU_ARY_c ***	-11,28	29,90	-33,74	40,61
Fup_aSHOU_ARZ	204,30	983,28	679,70	709,82	Fup_SHOU_ARZ_c	2,03	41,40	-1,36	83,51
Facb_aSHOU_ARX	- 1621,08	4580,81	-1314,60	6975,00	Facb_SHOU_ARX_c ***	15,28	222,64	20,21	180,89
Facb_aSHOU_ARY	1494,33	5192,83	-835,52	3901,39	Facb_SHOU_ARY_c	-1,53	25,94	-9,48	20,77
Facb_aSHOU_ARZ	177,52	2857,64	-500,38	2431,75	Facb_SHOU_ARZ_c	-9,95	66,59	-40,52	143,40
Fb_aSHOU_ARX	-339,72	4431,60	2257,19	7769,17	Fb_SHOU_ARX_c	-9,27	227,30	21,67	181,72
Fb_aSHOU_ARY	-494,54	4279,90	2112,47	3189,97	Fb_SHOU_ARY_c	-6,42	24,00	-5,47	21,50
Fb_aSHOU_ARZ	-339,99	2655,93	-1798,98	3116,32	Fb_SHOU_ARZ_c	-13,28	69,12	-56,34	156,79
Fup_aELBOWX ***	-309,01	1257,15	-1292,81	1018,60	Fup_ELBOWX_c	15,67	116,88	-40,43	91,10
Fup_aELBOWY ***	-483,92	3650,20	1980,98	3465,27	Fup_ELBOWY_c ***	7,82	78,10	74,51	84,53
Fup_aELBOWZ ***	39,13	2183,17	1800,65	1843,66	Fup_ELBOWZ_c ***	3,53	79,09	59,33	79,36
Facb_aELBOWX	- 1349,52	5516,83	-4177,29	5946,48	Facb_ELBOWX_c	35,25	229,30	-66,35	111,83
Facb_aELBOWY	- 2061,76	13368,28	-6122,48	13026,51	Facb_ELBOWY_c ***	11,96	99,38	68,48	112,17
Facb_aELBOWZ	-148,45	5523,96	-907,46	6312,71	Facb_ELBOWZ_c	0,42	103,69	57,35	133,84
Fb_aELBOWX	487,10	4730,85	972,14	8825,68	Fb_ELBOWX_c	59,01	249,43	-28,71	151,42
Fb_aELBOWY	1830,33	10429,05	-2237,83	6750,23	Fb_ELBOWY_c	8,31	94,05	75,86	132,41
Fb_aELBOWZ	-693,09	4034,27	1074,14	4950,71	Fb_ELBOWZ_c	-0,27	113,57	82,39	152,46
Fup_aWRISTX	1314,75	3246,26	1784,77	3389,84	Fup_aSHOU_ARX_c	-1713,61	6533,06	-3414,62	4025,67
Fup_aWRISTY	-380,14	4946,31	-2176,34	2811,67	Fup_aSHOU_ARY_c ***	61,32	1938,09	1602,72	2008,90
Fup_aWRISTZ	-153,27	2903,09	-1793,29	2308,86	Fup_aSHOU_ARZ_c	-619,72	1285,49	-736,22	1302,92
Facb_aWRISTX	- 4556,56	9398,15	-318,74	12493,25	Fb_aELBOWX_c	-973,74	28006,29	-897,40	30844,33
Facb_aWRISTY	3791,86	13411,27	6601,57	11432,51	Fb_aELBOWY_c	96,75	9276,52	3530,66	5692,15

Facb_aWRISTZ	862,56	11509,51	1706,89	7330,81	Fb_aELBOWZ_c	2924,78	8404,70	149,66	2455,56
Fb_aWRISTX	- 1594,02	8288,94	-4144,99	9549,85	Fup_aWRISTX_c	899,81	5948,83	4327,43	10177,09
Facb_aSHOU_ARX_c	-945,00	14984,06	-3685,17	7068,45	Fup_aWRISTY_c	619,79	6299,17	297,91	6820,36
Facb_aSHOU_ARY_c	- 1080,44	3422,94	-2742,50	4423,15	Fup_aWRISTZ_c	928,37	7598,28	1697,32	2483,97
Facb_aSHOU_ARZ_c ***	230,67	3350,26	2290,88	2955,10	Facb_aWRISTX_c	1499,72	22943,15	- 11899,96	30754,15
Fb_aSHOU_ARX_c	3253,12	18808,63	8188,83	14450,25	Facb_aWRISTY_c	-107,53	15235,46	409,32	14576,43
Fb_aSHOU_ARY_c	578,12	4082,20	-959,35	1952,39	Facb_aWRISTZ_c	251,68	15619,29	-9628,60	17753,15
Fb_aSHOU_ARZ_c	-818,37	2167,42	-640,20	2514,04	Fb_aWRISTX_c	2228,79	29765,26	-9742,84	33665,78
Fup_aELBOWX_c	392,17	9110,44	53,75	7158,51	Fb_aWRISTY_c	-1915,94	17555,80	-4259,67	18614,08
Fup_aELBOWY_c	29,85	4201,08	462,06	4619,26	Fb_aWRISTZ_c	-2759,09	17005,95	-6661,88	11677,60
Fup_aELBOWZ_c	97,32	3153,94	479,84	1447,21					
Facb_aELBOWX_c	4492,47	20879,69	14209,90	21616,95					
Facb_aELBOWY_c	603,61	9832,07	2828,76	3274,62					
Facb_aELBOWZ_c	1093,03	8577,60	681,27	3289,68					

3.5. Discussão

Em relação à aproximação à bola, em alguns casos verifica-se que realizar uma maior velocidade de aproximação implica uma maior velocidade na bola, mas neste tipo de remate este indicador nem sempre esteve visível.

A velocidade da bola neste estudo (21,38 – 42,85m/s – tabela 14-17) tem valores semelhantes aos da literatura (18,1 – 28,9m/s), embora alguns dos nossos resultados sejam superiores (Lees et al., 2005; Lees & Nolan, 2002; Lees et al., 2009; Potthast et al., 2010; Rodano & Tavana, 1993; Shan, 2009).

Os gráficos sobre a aceleração linear (figura 23) pretendem visualizar a diferença entre o tempo da desaceleração do tornozelo e o tempo de embate na bola. Para todos os atletas verifica-se que este segmento começa a desacelerar antes do contato com a bola. Embora verifique-se que há atletas com maior ou menor diferença de tempo. Fica a sugestão para um próximo estudo ou complemento deste.

Também está indicado na literatura que uma maior velocidade do atleta permite obter maiores valores de velocidade angular e consequente maior valor de velocidade na bola (Lees & Nolan, 2002), mas para este tipo de remate este fator nem sempre sucede. Ao averiguar o atleta B, que tem o maior valor de velocidade média de aproximação (6,6m/s) e o seu pico de velocidade angular neste remate não obteve o maior valor, quando comparado com os outros sete jogadores, onde todos eles tiveram uma média de velocidade de aproximação inferior.

O comprimento da última passada (1,10 – 2,11m) temos valores que se encontram dentro dos valores da literatura (0,55 – 1,73m) (Lees, Asai, et al., 2010; Lees et al., 2005), mas também obtivemos alguns valores superiores ao do estudo de Lees (2002), indicando que a técnica em estudo necessita de um maior comprimento da última passada.

Um outro parâmetro que está associado à fase da última passada é o ângulo de aproximação, este não foi muito estável ao longo do estudo, variou entre os 10 e os 60°. O que não permitiu obter uma conclusão útil sobre esta variável. A análise estatística de comparação permitiu realçar alguma importância a este parâmetro, devido a obter diferenças significativas na comparação do remate com e sem sucesso ($\text{sig} < 0,05$). Sendo este parâmetro o único dentro das variáveis espaço-temporais a obter diferenças significativas, podemos sugerir aos treinadores este parâmetro como indicador de performance. De certa forma este é um parâmetro onde o treinador pode observar, avaliar e retificar, porque não precede de mais nenhum movimento. Ainda sobre este parâmetro, Isokawa & Lees (1988) estudaram o ângulo

de aproximação e através da correlação, concluíram que a corrida de aproximação deve ser feita entre os 45 e os 60°, para penalti com remates à máxima velocidade. Kellis et al. (2004) analisaram todo o movimento, mas não conseguiu obter nenhuma conclusão. Para o nosso estudo de investigação o valor médio do ângulo de aproximação é de 49°.

A análise cinemática linear deste estudo dividiu o movimento por fases, em relação à velocidade e aceleração. Embora em alguns atletas ocorra algumas alterações para esta coordenação, ela permitiu-nos verificar que a coxa tem a sua maior velocidade média na Fase de aproximação à bola, enquanto na fase que precede o contato com a bola, o joelho obteve os seus valores maiores de velocidade média e o tornozelo obteve esses maiores valores na fase de contato com a bola. Esta sequência também nos permite observar que a técnica percorre a sequência do proximal para o distal (Lees & Nolan, 1998, 2002). A figura 27, com os gráficos de velocidade também verificam esta coordenação. Indicando que a Anca inicia o movimento, transfere a sua energia cinética para o Joelho e por sua vez esta energia cinética é transferida para o Pé.

Através da análise cinemática angular, onde obtivemos os picos angulares e o tempo relativo desses picos angulares, segundo Bartlett (2012) deveríamos obter uma sequência próximo-distal dos segmentos. Neste estudo obtivemos essas características apenas para os atletas B e E. Enquanto para os outros atletas verificou-se que o primeiro pico a acontecer foi sempre a articulação coxofemoral, como era expectável, mas o pico máximo da articulação do joelho aconteceu sempre depois da articulação tornozelo. Isto pode sugerir que os remates de pontapé livre têm uma sequência diferente aos remates de penalti. Este tipo de sequência poderá também estar associado ao tipo de remate executado, como se pretendeu que o atleta executasse o remate com características similares à competição, não se restringiu esta variável. O acontecimento dos picos da velocidade angular perto da Fase do contato com a bola, indicou-nos que estes segmentos trabalham todos para esta fase.

A análise estatística permitiu-nos comparar a mesma variável para o remate com e sem sucesso, e identificar se as variáveis têm diferenças significativas, isto é, sig <0,05. A partir de uma primeira análise, foi possível identificar que a maioria das variáveis pertencem ao membro superior e que se referem à Fase da última passada. Isto sugere, que no total dos jogadores, embora profissionais, a sua técnica ainda não está estabilizada em relação aos membros superiores, tal como indicou Shan (2009; 2005), onde sugere o estudo do modelo de corpo inteiro, por a parte superior do tronco permitir estabilizar a técnica de remate. Portanto, as variáveis obtidas com diferenças significativas e referentes à fase da última passada devem ser

sugeridas como indicadores de performance. Isto porque, a última passada é a primeira fase do movimento da técnica de remate e tal como se faz no atletismo, pode-se sugerir treinos específicos e focados apenas no treino da técnica de remate do pontapé livre de forma a melhorar toda a coordenação destes segmentos corporais. Para o treinador será útil a inserção de um instrumento de avaliação nestes treinos com a construção de relatórios e bases de dados de forma a verificar a evolução do atleta ao longo dos treinos e épocas.

A estatística também indicou diferenças significativas para a aceleração angular da perna de ação com a Pélvis no plano sagital, onde o seu valor é maior no remate de sucesso ($6782,25^{\circ}/s^2$), isto pode sugerir que este segmento tem um maior contributo no remate Lees (2009), logo podemos sugerir um trabalho específico na perna de ação começando por esta articulação, ou por estes dois segmento.

3.6. Conclusões

Este estudo permite-nos responder a algumas questões levantadas na problemática. “Será que o aumento da distância na técnica de remate altera as suas características no padrão da técnica?” Em relação às características do remate, estas são muito similares quando comparadas com o remate na zona de penalti, a sequência proximal-distal (tanto para a velocidade linear, como para a velocidade angular) não se verifica em todos os remates (Estas velocidades angulares deveriam seguir o mesmo comportamento indicado por Bartlett (2012) – “indica que o comportamento dos picos de velocidade angular ocorrem do segmento proximal para o distal”.

Outra questão realizada foi “Se alteram, quais os parâmetros que revelam mudanças?” A velocidade da bola e o comprimento da última passada são variáveis que aumentaram com a técnica de remate de pontapé livre.

Em relação às questões sobre a amostra em estudo “Os atletas profissionais obtêm uma maior estabilidade quando executam a técnica?” Verifica-se entre todos os atletas uma estabilidade da técnica para a maioria dos remates, tanto para os valores espaço-temporais, cinemáticos lineares e angulares. Quais delas podem ser vistas como um indicador de performance biomecânico? Através da estatística o ângulo de aproximação os membros superiores e a articulação coxofemoral foram considerados como indicadores de performance a ter em conta.

Para o objetivo, “analisar cinematicamente a tarefa de remate do pontapé livre com barreira e obter os parâmetros cinemáticos que nos possibilitem melhorar o rendimento do atleta”, foi possível determinar.

O principal indicador de *performance* sugerido foi a estabilização do ângulo de aproximação, visto que se encontra na fase de aproximação e é possível intervir de forma a sugerir uma posição, observa-la, avalia-la, corrigi-la e sugerir uma nova posição.

A outra sugestão é feita também através da estatística, é a influência dos membros superiores de ação e do lado apostado à perna de ação na estabilização da técnica. Assim, realizar treinos de melhoramento deste grupo de segmentos poderá ajudar os atletas a estabilizarem a técnica e começarem a aumentar a sua eficiência no remate de pontapé livre.

A existência de diferenças significativas na articulação coxofemoral, poderá sugerir tal como Lees (2009), a articulação que tem um maior contributo no remate.

Este estudo também marcou pela realização de uma análise cinemática em terreno e num contexto profissional, assim este tipo de sistema além de recolher informação completa sobre o movimento do atleta, também permite ao treinador avaliar os seus atletas em determinadas técnicas ou tarefas. E ao avaliar, está a corrigir e a aumentar a eficiência do atleta perante a técnica.

Para a hipótese **H3**. “As variáveis cinemáticas e espaço-temporais no remate com sucesso são superiores quando comparado com o remate falhado.” Esta hipótese não se verifica, visto que por exemplo da média do ângulo da articulação do ombro é inferior no remate com sucesso (34,08°).

H4. “A análise cinemática tridimensional realizada em terreno obtém resultados idênticos à revisão de estudos.” Além das variáveis já mostradas ao longo do texto, as velocidades lineares dos segmentos, tornozelo, joelho e anca, são similares ao do estudo de Lees (2005). Embora os novos sistemas laboratoriais permitam uma melhor aferição do movimento e uma maior rapidez de obtenção de resultados, este tipo de sistema utilizado neste estudo já permite obter resultados num curto de espaço de tempo e é relativamente fácil de deslocar. Tendo também um custo acessível e através de um trabalho realizado com rigor é possível obter resultados de confiança e que nos permitem melhorar os atletas.

CONCLUSÕES & RECOMENDAÇÕES

4. Conclusões

Para o objetivo geral do estudo, “realizar uma análise cinemática tridimensional do remate do pontapé livre, usando o sistema de análise de movimento (Kinovea, Tracker, APAS) que obtenha os melhores valores de precisão” foi possível e exequível.

Para o primeiro estudo obteve-se o valor do erro em comparação com a realidade, onde os três programas selecionados obtiveram valores idênticos. Portanto, a característica importante de seleção foi o tempo de execução do sistema e neste sentido escolhemos o Kinovea, para além de ser gratuito, teve menores valores de digitalização.

A utilização deste sistema permitiu analisar o movimento do remate em pontapé livre e obter resultados similares para algumas variáveis quando comparado com a literatura.

Este trabalho foi um desafio para mim, onde houve a construção de *Hardware* (LED's luminosos), o desenvolvimento de um sistema de análise do movimento que me permitiu obter conhecimentos cinemáticos úteis para perceber o que podemos melhorar nos futuros estudos e também para melhorar os sistemas de análise do movimento. Interligar o Desporto a este conjunto de conhecimentos, enrique o nosso conhecimento sobre as técnicas, modalidades e a possibilidade de criar novos métodos para avaliação, de forma a melhorar os atletas mais rapidamente.

5. Recomendações

Como indicado nas limitações do estudo, nem todos os procedimentos foram realizados como a teórica pretende, mas quando estamos inseridos numa amostra tão específica e onde tão pouco informação existe, temos de arranjar meios para nos adaptar.

Uma das limitações enumeradas foi a utilização do modelo de 21 pontos, mas para este tipo de amostra este número é exagerado, devido aos atletas se sentirem um pouco desconfortáveis com todo o equipamento colocado. A recomendação passa por resolver este problema, através da matemática computacional, de forma a realizar o cálculo teórico de alguns pontos automáticos, partindo do conhecimento das medidas reais do atleta.

Em relação aos resultados, podemos obter uma informação mais precisa e específica, ou seja, tratar um atleta como um só e não num todo, porque tal como está descrito na literatura cada atleta tem a sua própria técnica, mesmo que entre eles ocorra uma certa padronização do movimento, cada atleta executa o seu próprio movimento e o nosso objetivo como biomecânicos do desporto é melhorar essas técnicas.

Reconheço a falha, em relação ao tempo de entrega de resultados, mas isto só se deveu porque todo este documento foi um caminho de aprendizagem, onde pensei que o caminho estava feito e afinal ainda estava a começar, mas isso não impossibilita de dizer que neste momento tenho a ferramenta que avalia 1 remate de pontapé livre e passado 5 horas tenho os resultados pretendidos, com o relatório pronto para entrega ao treinador.

Referências Bibliográficas

- Barfield, W., Kirkendall, D., & Yu, B. (2002). Kinematic Instep Kicking Differences Between Elite Female and Male Soccer Players. *Journal of Sports Science and Medicine*.
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sport Biomechanics - Analysing Human Movement Patterns* (Routledge Ed. 2ª Edition ed.).
- Bartlett, R., & Bussey, M. (2012). *Sports Biomrechanics: - Reducing injury risk and improving sports perfomance* (Routledge Ed. 2nd ed.).
- Brosseau, L., Tousignant, M., Budd, J., Chartier, N., Duciaume, L., Plamondon, S., . . . Balmer, S. (1997). Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiother Res Int*.
- Browder, K., Tant, C., & Wilkerson, J. (1991). *A Three-Dimensional Kinematic Analysis of Three Kicking Techniques in Female Soccer Player*. Paper presented at the Biomechanics in Sport IX, Ames, IA.
- Brown, E., W., Wilson, D., J., & Mason, B., R. (1993). *Three dimensiona kinematics of the direct free kick in soccer when opposed by a defensive wall*. Paper presented at the Biomechanics in Sport XI, Ameherst: University of Massachusetts.
- Chiari, L., Croce, U., D., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters *Journal of Biomechanics*.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1995). Comparison of the performance of 3D camera systems. *Gait & Posture*.
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1997). Comparison of the performance of 3D camera systems II *Gait & Posture*.
- Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1983). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and Science in Sport and Exercise*.
- Everaert, D., G., Spaepen, A., J., Wouters, M., J., Stappaerts, K., H., & Oostendorp, R., A., B. (1999). Measuring Small Linear Displacements With a Three-Dimensional Video Motion Analysis System: Determining Its Accuracy and Precision. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*.
- FIFA. (2013/2014). Laws of the game.
- Grimshaw, P., Lees, A., Fowler, N., & Burden, A. (2007). *Sport and Exercise Biomechanics* (T. a. Francis Ed.).
- Hall, S. J. (2012). *Basic Biomechanics* (McGraw-Hill Ed. 6ª ed.).
- Hamill, J., & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical Basis of Human Movement* (L. W. Wilkins Ed. 3rd ed.).
- Hughes, M., & Bartlett, R. (2002). The use of performance indicators in performance analysis. *Journal of Sports Sciences*.
- Isokawa, M., & Lees, A. (1988). A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. *Science and Football*.
- Kellis, E., & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*.
- Kellis, E., Katis, A., & Gissis, I. (2004). Knee Biomechanics of the Support Leg in Soccer Kicks from Three Angles of Approach. *American College of Sports Medicine*.
- Klein, P., J., & DeHaven, J. (1995). Accuracy of Three-Dimensional Linear and Angular Estimates Obtained With the Ariel Performance Analysis System. *American Congress of Rehabilitation Medicine*

American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation.

- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (Springer Ed. 2nd ed.).
- Kwon, Y.-H. (1998). DLT Method. Retrieved 18-06-2014, 2014, from <http://www.kwon3d.com/theory/dlt/dlt.html#3d>
- Lees, A. (2002). Technique analysis in sports: a critical review. *Journal de Sports Science*.
- Lees, A., Asai, T., Andersen, T. B., Nunome, H., & Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*.
- Lees, A., Barton, G., & Robinson, M. (2010). The influence of Cardan rotation sequence on angular orientation data for the lower limb in the soccer kick. *Journal of Sports Sciences*.
- Lees, A., Kershaw, L., & Moura, F. A. (2005). The three dimensional nature of the maximal instep kick in soccer. *Science and Football*.
- Lees, A., & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review.
- Lees, A., & Nolan, L. (2002). Three-dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. *Science and Football*.
- Lees, A., Steward, I., Rahnama, N., & Barton, G. (2009). Lower limb function in the maximal instep kick in soccer. In Routledge (Ed.), *Contemporary Sport, Leisure and Ergonomics* (pp. 153:164). UK.
- Luhtanen, P. (1988). Kinematic and kinetic of maximal instep kicking in junior soccer players. *Science and Football*.
- Marqués-Bruna, P., Lees, A., & Scott, M. (2007). Development of technique in soccer. *International Journal of Coaching Science*.
- Nigg, B., & Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the Musculo-skeletal System* (Wiley Ed. 3rd Edition ed.).
- Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A., & Stergioulas, L. (2006b). Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *Journal of Sports Science*.
- Opavsky, P. (1988). An investigation of linear and angular kinematics of the during two types of soccer kick. *Science and Football*.
- Papic, V., Zanchi, V., & Ceci, M. (2004). Motion analysis system for identification of 3D human locomotion kinematics data and accuracy testing. *Simulation Modelling Practice and Theory*.
- Potthast, W., Heinrich, K., Schneider, J., & Brueggemann, G. (2010). The Success of a Soccer Kick depends on Run Up Deceleration. *International Symposium on Biomechanics in Sports*.
- Richards, J., G. (1999). The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*.
- Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey. (2004). *Research Methods in Biomechanics* (H. Kinetics Ed.).
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (H. Kinetics Ed. 2ª Edição ed.).
- Rodano, R., & Tavana, R. (1993). Three-dimensional analysis of instep kick in professional soccer players. *Science and Football*.
- Sakamoto, K., Geisler, G., Nakayama, M., & Asai, T. (2011). Kinematic analysis of the ball impact in female soccer players. *Engineering Procedia*.
- Shan, G. (2009). Influence of gender and experience on the maximal instep soccer kick. *European Journal of Sport Science*.
- Shan, G., & Westerhoff, P. (2005). Full-body Kinematic Characteristics of the Maximal Instep Soccer Kick by Male Soccer Players and Parameters Related to Kick Quality. *Sports Biomechanics*.
- Shan, G., & Zhang, X. (2011). From 2D leg kinematics to 3D full-body biomechanics-the past, present and future of scientific analysis of maximal instep kick in soccer. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*.
- Vander Linden, D., W., Carlson, S., J., & Hubbard, R., L. (1992). Reproducibility and Accuracy of Angle Measurements

Obtained Under Static Conditions with the Motion

analysis Video System. *Journal of the American Physical Therapy Association and de Fysiotherapeut*.

Wilson, D., J., Smith, B., K., Gibson, J., K., Choe, B., K., Gaba, B., C., & Voelz, J., T. (1999). Accuracy of Digitization Using Automated and Manual Methods. *Journal of the American Physical Therapy Association and de Fysiotherapeut*.

Winter, D., A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (I. John Wiley & Sons Ed. 3rd ed.).

Zatsiorsky, V. (1998). *Kinematics Of Human Motion* (H. Kinetics Ed.).