



ESCOLA SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA SAÚDE
DE LISBOA
INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa



Métodos de Análise de Imagem no Estudo de um Remate no Futebol

Rita Alexandra Salvador Ramos

(Licenciada em Ortoprotesia)

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do
grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Versão Final

Orientador:

Inês Barbosa (ISEL)

Fevereiro 2021



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa

Métodos de Análise de Imagem no Estudo de um Remate no Futebol

Rita Alexandra Salvador Ramos

(Licenciada em Ortoprotesia)

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador:

Inês Barbosa

Júri:

Presidente: Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL)

Vogais: João Filipe de Almeida Milho (ISEL)

Inês J Barbosa (ISEL)

Fevereiro 2021

Índice Geral

Agradecimentos	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Índice de Tabelas	vii
Índice de Figuras	ix
Lista de Siglas	xii
1. Introdução	1
1.1 Contextualização do Tema	1
1.2 Objetivo	2
1.3 Organização do trabalho	2
2. Enquadramento Teórico	4
2.1 Marcha	4
2.1.1 Ciclo de Marcha.....	4
2.2 Análise Biomecânica de um Remate	6
2.3 Métodos de Análise de Imagem	9
2.3.1 Análises Quantitativas e Qualitativas.....	10
2.3.2 Fatores de Qualidade de Vídeo.....	13
2.3.3 Captura de Movimento Com Marcadores.....	15
2.3.4 Captura de Movimento Sem Marcadores.....	18
2.4 Software Kinovea	20
3. Metodologia	23
4. Resultados Câmara Lateral	26
4.1 Trajetória	26
4.1.1 Análise Estatística – Correlação e Regressão Linear.....	40
4.1.2 Discussão Trajetória.....	44
4.2 Velocidade	47
4.2.1 Velocidade Membro Inferior.....	47
4.2.2 Velocidade Membro Superior.....	50
4.2.3 Velocidade Máxima.....	54
4.2.4 Velocidades Mínimas.....	56
4.2.5 Velocidade Tornozelo Antes de Bater na Bola.....	57
4.2.6 Velocidade Bola.....	58
4.2.7 Análise Estatística – Correlação e Regressão Linear.....	61
4.2.8 Discussão Velocidade.....	65
4.3 Ângulos	67

4.3.1	Discussão Ângulos.....	68
5.	Análise Qualitativa do Movimento.....	69
6.	Conclusão.....	73
7.	Trabalhos Futuros	76
8.	Bibliografia	77

Agradecimentos

À Prof. Inês Barbosa, o meu profundo agradecimento pela orientação, paciência e apoio durante todo este processo. É graças a toda a disponibilidade que me foi dispensada que foi possível não só terminar esta etapa como também adquirir e consolidar os meus conhecimentos científicos e ultrapassar quaisquer inseguranças que foram surgindo pelo caminho.

Ao ISEL por me ter proporcionado as condições necessárias para chegar a este momento.

E finalmente à minha família por todo o apoio, carinho e ajuda não só moral como monetária para o término deste desafio.

A análise de movimento humano tem um papel importante na avaliação da cinemática e da cinética dos movimentos. Na área desportiva torna-se essencial o uso destes métodos de análise para a compreensão dos movimentos, aperfeiçoar técnicas e evitar lesões.

O objetivo deste trabalho é realizar um estudo biomecânico de um remate de bola parada no futebol sem utilização de marcadores nem plataformas de forças, usando apenas câmaras de vídeo para captação de imagem. Neste estudo, o movimento foi realizado por um participante e colocaram-se duas câmaras de vídeo em diferentes perspetivas, para posteriormente serem determinados os dados cinemáticos do movimento em pontos anatómicos como pulso, cotovelo, anca, joelho e tornozelo e na bola. Foi utilizado um software de acesso livre, chamado Kinovea e no total foram realizados quinze remates.

Através dos dados obtidos pode constatar-se alguns critérios do movimento corporal que influenciam a performance do remate, como a altura máxima do tornozelo e o ângulo do joelho. Relativamente à altura máxima do tornozelo, foi possível verificar através de uma análise estatística, que esta variável influencia a velocidade da bola, ao contrário das variáveis de posicionamento do pé de apoio quer no início quer no final do remate. Já a amplitude do joelho reflete-se na velocidade atingida pelo mesmo, quando este ponto anatómico se encontra fletido ganha mais velocidade do que se tivesse em extensão. Relativamente à bola, não foi possível retirar grandes conclusões visto que o número de dados recolhidos foi bastante inferior ao pretendido. Finalmente, foi realizada uma análise inteiramente qualitativa entre as perspetivas da câmara 1 e da câmara 2. Detetou-se que, durante a performance do participante em estudo, apesar deste demonstrar um comportamento bastante similar a um jogador profissional, necessitaria de aperfeiçoar a técnica do arco de tensão para obter melhores resultados.

Desta forma, pode-se concluir que com esta metodologia é possível realizar um estudo biomecânico do movimento humano, não só a nível desportivo para instruir atletas sobre os seus erros e técnicas para otimizar a sua performance, mas como em outras áreas.

Palavras Chave: Biomecânica, Desporto, Cinemática, Captura de Movimento, Kinovea

The analysis of human movement has an important role in the evaluation of the kinematics and kinetics of movement. In sports, it is essential to use these methods of analysis for the movement execution, technique improvement and to avoid injuries.

The aim of this thesis is to carry out a biomechanical study of a set-piece shot in football without the use of markers or force platforms, using video cameras to capture images. In this study, the movement was performed by a participant and two video cameras were placed in different perspectives, to later determine the kinematic data of the movement at specific anatomical points such as wrist, elbow, hip, knee, and ankle and on the ball. An open access software, called Kinovea, was used and a total of fifteen set-pieces were executed.

Through the data obtained, it is possible to verify some criteria of body movement that influences the performance of the shot, such as maximum ankle height and knee angle. Regarding the maximum height of the ankle, it was possible to verify through statistical analysis, that this variable influences the speed of the ball, in contrast to the positioning of the support foot both at the beginning and at the end of the shot, that has no influence on the ball's speed. The amplitude of the knee, on the other hand, is reflected in the speed reached by it, when this anatomical point is flexed it gains more speed than if it was in extension. Regarding the ball, it was not possible to draw large conclusions since the number of data collected was much lower than expected. Finally, an entirely qualitative analysis was carried out between the perspectives of camera 1 and camera 2. It was found that during the performance of the studied participant, despite showing a behavior like a professional player, he would need to improve the technique of the tension arch for better results.

So, it can be concluded that with this methodology it is possible to carry out a biomechanical study of human movement, not only at a sports level to instruct athletes about their mistakes and also improve techniques optimizing their performance, as well as in other areas.

Keywords: Biomechanics, Sports, Kinematics, Motion Capture, Kinovea

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Fórmula Genérica de Cálculo de Velocidade.....	24
Tabela 2 - Valores para verificação de correlação e regressão linear	40
Tabela 3 - Estatística de Regressão entre a variável altura máxima do tornozelo e velocidade máxima da bola.....	42
Tabela 4 - Estatística de regressão	43
Tabela 5 - Tabela de Velocidades Máximas correspondentes ao módulo de velocidade e pelo Kinovea nos vários pontos anatómicos.....	54
Tabela 6 - Tabela de Velocidades Mínimas correspondentes ao módulo de velocidade nos vários pontos anatómicos	56
Tabela 7 - Tabela da Velocidade do Pé Antes de Bater na Bola.....	57
Tabela 8 - Tabela de Velocidade Máxima da Bola correspondente ao módulo de velocidade e ao Kinovea	59
Tabela 9 - Tabela de Velocidade de Saída da Bola correspondente ao módulo de velocidade e ao Kinovea	60
Tabela 10 - Valores para verificação de correlação e regressão linear.....	61
Tabela 11 - Tabela com valores de Coeficiente de Correlação	62
Tabela 12 – Tabela de Regressão.....	63
Tabela 13 - Tabela de Regressão	64
Tabela 14 - Valores dos Ângulos comparado com os valores de velocidade do modulo de velocidade e o Kinovea.....	67

Índice de Figuras

Figura 1 - Fases do Ciclo de Marcha. Retirado de (Caldas et al., 2017)	5
Figura 2 - Fases de apoio durante a marcha. Retirado de (Ayyappa, 1997)	6
Figura 3 - Movimento do corpo durante o remate. Retirado de (Adrian Lees & Nolan, 1998) ..	7
Figura 4 - Arco de tensão antes de rematar (A) e após rematar (B). Retirado de (A. Lees et al., 2010)	8
Figura 5 - Velocidade Linear no membro inferior. Retirado de (Adrian Lees & Nolan, 1998) ..	9
Figura 6 - Processo de análise qualitativa geralmente é cíclico com observações levando ao refinamento da questão original. Retirado de (Hall, 2008)	11
Figura 7 - Marcadores colocados em pontos anatômicos. Retirado de (Hall, 2008)	15
Figura 8 - Indivíduo equipado com marcadores retrorefletivos em pontos anatômicos para definir segmentos exemplares do corpo humano para o modelo de marcha convencional (CGM). Retirado de (Klöpfer-Krämer et al., 2019)	17
Figura 9 - Exemplo de Depth Map. Retirado de (Colyer et al., 2018)	19
Figura 10 - Exemplificação do processo pretendido para análise de movimento. Retirado de (Nor Adnan et al., 2018)	21
Figura 11 - Ilustração do ângulo do tornozelo durante a marcha. Retirado de (Amirah et al., 2017)	22
Figura 12 - Gráfico da Trajetória X do Tornozelo	26
Figura 13 - Imagem retirado do Kinovea e representa o comportamento do Tornozelo (linha amarela) durante o remate 7 da câmara 1	27
Figura 14 - Gráfico de Trajetória X do Tornozelo do remate 3,6 e 7	27
Figura 15 - Gráfico de Trajetória Y do Tornozelo	28
Figura 16 - Imagem retida do Kinovea correspondente ao remate 3 da câmara 1	28
Figura 17 - Gráfico de Trajetória X do Joelho	29
Figura 18 - Imagem retirada do Kinovea correspondente do remate 3 da câmara 1	30
Figura 19 - Gráfico da Trajetória Y do Joelho	31
Figura 20 - Gráfico de Trajetória Y do Joelho do remate 5, 7 e 9	31
Figura 21 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho	32
Figura 22 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho	32
Figura 23 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho	32
Figura 24 - Gráfico da Trajetória X da Anca	33

Figura 25 - Gráfico da Trajetória Y da Anca	34
Figura 26 - Gráfico da Trajetória X do Pulso.....	35
Figura 27 - Gráfico da Trajetória X do Remate 3	35
Figura 28 - Imagem retirada o Kinovea em que se visualiza a mão direita no remate 3 e no remate 4 da câmara 1	36
Figura 29 - Gráfico da Trajetória Y Pulso.....	36
Figura 30 - Gráfico da Trajetória Y Pulso dos remates 3 e 4	37
Figura 31 - Gráfico da Trajetória X do Cotovelo.....	38
Figura 32 - Gráfico da Trajetória X Cotovelo dos remates 2 e 3	38
Figura 33 - Gráfico da Trajetória Y do Cotovelo.....	39
Figura 34 - Gráfico da Trajetória Y do Cotovelo dos remates 2 e 3	39
Figura 35 - Gráfico de Regressão Linear entre Altura Máxima e Módulo Velocidade Máxima Bola.....	42
Figura 36 - Gráfico de Regressão Linear entre Altura Máxima tornozelo e distância do pé de apoio no final do remate	43
Figura 37 - Velocidade Tornozelo.....	47
Figura 38 - Velocidade Tornozelo nos remates 2,3,5 e 7.....	48
Figura 39 - Velocidade do Joelho	49
Figura 40 - Velocidade Anca	50
Figura 41 - Velocidade Cotovelo	51
Figura 42 - Velocidade Pulso.....	52
Figura 43 - Velocidade Pulso Remate 3,7 e 15.....	53
Figura 44 - Gráfico de Dispersão de pontos	63
Figura 45 - Gráfico de dispersão de dados de distância do pé de apoio no final do remate vs módulo de velocidade máx bola	64
Figura 46 - Reconstrução computacional 3D do esqueleto. Secção de cima realizada por jogadores experientes e a secção de baixo por jogadores iniciantes (Shan & Westerhoff, 2005)	69
Figura 47 - Perspetiva da câmara 1 e Câmara 2 do remate 2, respetivamente	70
Figura 48 - Perspetiva da câmara 1 e Câmara 2 do remate 2, respetivamente	70
Figura 49 - Perspetiva da câmara 1 e Câmara 2 do remate 2, respetivamente	70
Figura 50 - Comparação Remate 2 com Remate 7, respetivamente	71
Figura 51 - Comparação Remate 2 com Remate 7, respetivamente	72
Figura 52 - Comparação Remate 2 com Remate 7, respetivamente	72

Lista de Siglas

FPS *Frames per Second*

LEDs *Light-Emitting Diode*

IMU *Inercial Measurement Unit*

CGM *Convencional Gait Model*

DoF *Degree of Freedom*

IOR *Instituti Orpedici Rizzoli*

ToF *Time of flight*

1.1 Contextualização do Tema

A biomecânica é uma ciência multidisciplinar que envolve a aplicação de princípios mecânicos no estudo do comportamento estrutural e da função dos organismos vivos. É uma área que engloba análises dinâmicas do movimento, com subdivisões como a cinemática, que estuda o tamanho, sequenciamento e cronologia do movimento, sem referência às forças que o causam ou que dele resultam, e a cinética que estuda as forças associadas ao movimento (Hall, 2008).

Na análise cinemática é descrito o movimento a partir de uma perspectiva temporal e espacial, combinando movimentos lineares e angulares durante o movimento humano. Ao aprofundar mais o tema é necessário compreender os conceitos associados a esta análise, como a identificação e descrição de posições, planos e eixos de referência, formas lineares, angulares e gerais do movimento, os termos direcionais e a terminologia do movimento articular. Contrariamente, a análise cinética é um estudo associado às forças, portanto os seus conceitos básicos relacionam-se com a massa, inércia, força, centro de gravidade, peso, pressão, volume, densidade e torque (Hall, 2008).

Ao combinar toda esta informação é possível construir uma imagem mais completa de como um movimento é realizado, tendo por isso implicações importantes para vários campos, como na ortopedia, cardiologia, engenharia biomédica e na biomecânica desportiva (Cronin et al., 2019 ;Hall, 2008).

A análise do movimento humano pode ser quantitativa (quando envolve medidas) ou qualitativa (quando descreve as características do movimento sem fazer uso de números) (Hall, 2008). Nas aplicações de biomecânica e reabilitação desportiva, a análise quantitativa da cinemática do corpo humano é uma ferramenta poderosa que tem sido usada para entender os aspetos determinantes do desempenho da técnica, identificar os fatores de risco para lesões e facilitar a recuperação da lesão ou trauma (Colyer et al., 2018). Contudo uma análise completa incorpora tanto os elementos quantitativos como qualitativos (Hall, 2008).

Existem dois métodos principais de analisar o movimento humano: o primeiro é baseado em vídeos, em que as câmaras de vídeo são usadas para gravar atletas durante o treino ou competição e fornecer feedback visual extrínseco; o segundo é baseado em sistemas de análise de movimento de rastreamento automático, também conhecidos como captura de movimento. Estes têm como objetivo rastrear e registar o movimento humano em tempo real sem um processo de digitalização posterior (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).

Com a evolução da tecnologia e da crescente demanda de técnicas mais rápidas e sofisticadas, a análise de movimento sofreu alterações, principalmente nas ferramentas biomecânicas para a captura de imagem. Estas evoluíram desde a anotação manual de imagens até rastreadores óticos baseados em marcadores, sistemas inerciais baseados em sensores e sistemas sem marcadores, usando modelos sofisticados de corpo humano, visão computacional e algoritmos (Colyer et al., 2018).

1.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é realizar um estudo biomecânico de um remate de bola parada no futebol com câmaras de vídeo sem utilização de marcadores nem plataformas de forças. Através das imagens obtidas pretende-se determinar os dados cinemáticos de movimento, mais propriamente a trajetória e velocidade, juntamente com a angulação do joelho durante o remate e fazer análise desses dados. Pretende-se, também, realizar um estudo estatístico de correlação entre variáveis e um estudo comparativo entre as perspetivas das 2 câmaras de forma a compreender os fatores que impedem ou facilitam a performance do remate.

1.3 Organização do trabalho

Este trabalho está organizado em oito capítulos, constituídos primeiramente pela introdução, no Capítulo 1, que consiste numa contextualização teórica, onde é exposto o objetivo e organização do trabalho realizado. No capítulo 2 pretende-se fazer um enquadramento teórico, subdividido em temas como a marcha humana, a biomecânica do movimento de um remate, métodos de análise de vídeos e finalmente a apresentação e caracterização do software Kinovea. Posteriormente à parte mais teórica do trabalho, é exposta nos capítulos 3 e 4 toda a metodologia realizada para a obtenção dos resultados deste trabalho e consequentemente expor todos os resultados com recurso a gráficos e tabelas. Já no capítulo 5 é realizado uma análise inteiramente qualitativo do movimento entre as perspetivas das duas câmaras de vídeo. Finalmente nos capítulos 6 e 7 é feita, respetivamente, uma conclusão e exposta ideias sobre trabalhos futuros. Nestes capítulos pretende-se expor se o

objetivo inicial foi de fato alcançado e são abordados temas que possam ser utilizados em trabalhos futuros, quer no seguimento deste mesmo tema ou na utilização da mesma metodologia em outras áreas.

2. Enquadramento Teórico

2.1 Marcha

Locomoção é o movimento complexo e cíclico dos membros humanos, cujas características são influenciadas pela forma, posição e função das estruturas neuromusculares e musculoesqueléticas, bem como pelas restrições ligamentares e capsulares das articulações (Ayyappa, 1997 ;Mahajan & Jadhav, 2019).

A locomoção humana representa um subconjunto único de atividades que podem ser estudadas com um grau aceitável de precisão se os segmentos dos membros a serem incluídos estiverem limitados apenas às extremidades inferiores. Este ramo específico da biomecânica é definido como análise da marcha (Chao, 1986).

Segundo o modelo do pêndulo invertido, maior parte do trabalho realizado durante a marcha não é realizada por contração muscular ativa, mas por um mecanismo passivo de troca de energia cinética e energia potencial gravítica. De forma semelhante ao que ocorre num pêndulo invertido, o centro de massa ajusta-se à medida que se alterna a perna de apoio, reduzindo assim o trabalho muscular necessário para elevar e acelerar o centro de massa. O mesmo ocorre na fase de balanço, em que o trabalho muscular necessário para oscilar a perna assemelha-se ao comportamento de um pêndulo, havendo trocas de energia potencial e cinética, à medida que a perna oscila (Griffin et al., 2003).

Durante a marcha, é então importante que haja uma eficiente troca energética, usando cadeias cinéticas estáveis de articulações e segmentos de membros que trabalhem congruentemente de forma a manter a estabilidade em condições estáticas e dinâmicas, além de apoiar a posição bípede (Ayyappa, 1997 ;Mahajan & Jadhav, 2019).

O interesse no campo da análise da marcha humana tem evoluído de forma exponencial nos últimos anos, devido à sua crescente importância em vários domínios, como no caso da área médica (para diagnosticar patologias, estabelecer um prognóstico e avaliar um plano de tratamento) e na área desportiva (avaliar a performance e o grau de condição física do atleta, melhorar a biomecânica e os componentes do desempenho atlético e prevenir lesões desportivas) (Mahajan & Jadhav, 2019 ; Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017 ;Hall, 2008).

2.1.1 Ciclo de Marcha

A marcha é uma atividade cíclica em que um passo segue outro num padrão contínuo (Bartlett, 2007), caracterizado por diferenças no movimento do membro, forças, velocidade geral, ciclos

de energia potencial e cinética e variações no contato com a superfície (Mahajan & Jadhav, 2019).

Segundo Caldas et al. 2017, o ciclo de marcha divide-se em duas fases principais: a fase de apoio e a fase de balanço, que por sua vez estão subdivididas em cinco e três fases, respetivamente. Como se pode ver pela Figura 1, a fase de apoio divide-se em Fase de Contacto Total (*Initial Contact*), Fase de Resposta à Carga (*Loading Response*), Fase de Apoio Terminal (*Terminal Stance*) e Fase de Pré-Balanço ou Fase de Propulsão (*Pre-Swing*). Já a fase de balanço divide-se em Balanço Inicial (*Initial Swing*), Balanço Médio (*Midswing*) e Balanço Terminal (*Terminal Swing*).

O início da fase de apoio começa com a fase de contato inicial, que corresponde ao momento em que o calcanhar toca no chão e termina na fase de propulsão, em que apenas os dedos estão em contacto com o chão. É neste instante que se inicia a fase de balanço, que termina no instante em que o calcanhar volta a tocar no solo (fase de balanço terminal) (Caldas et al., 2017).

A fase de apoio representa 62% do ciclo da marcha enquanto a fase de balanço representa os restantes 38% do ciclo da marcha (Ayyappa,1997; Caldas et al.,2017).

Na marcha considerada como normal, as durações médias da fase de apoio e de balanço são muito semelhantes quer para o lado esquerdo como para o lado direito. Contudo poderá haver diferenças pronunciadas entre ambos os lados, levando a padrões de marcha arritmicos (Bartlett, 2007).

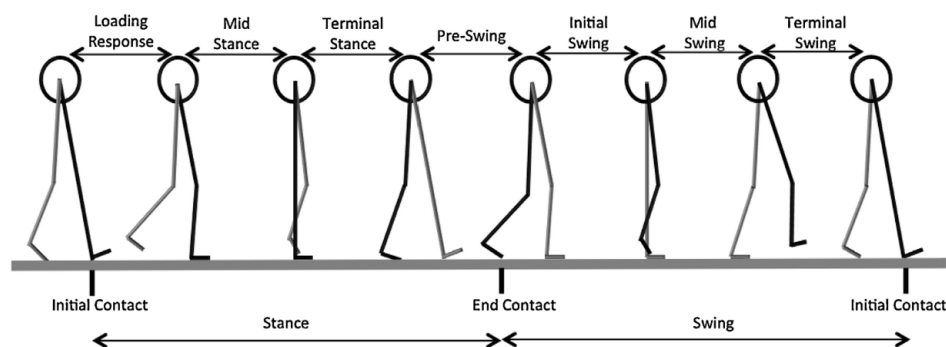


Figura 1 - Fases do Ciclo de Marcha. Retirado de (Caldas et al., 2017)

Relativamente ao comportamento de cada segmento corporal, é possível observar na Figura 1 que, durante a marcha, a anca flete durante a fase de balanço e inicia o movimento de extensão antes do pé tocar no chão, voltando novamente a fletir para a próxima fase de

balanço, aproximadamente quando o outro pé toca no chão. O joelho por sua vez encontra-se ligeiramente fletido quando o calcanhar toca no chão e esse movimento de flexão continua desde a fase de propulsão até cerca de metade da fase de balanço, a partir da qual se dá a sua extensão. Finalmente o tornozelo, este segmento encontra-se numa posição neutra quando o calcanhar toca no solo. À medida que o movimento ocorre, o pé altera a sua posição neutra para flexão plantar até o pé assentar totalmente no solo. Quando está prestes a iniciar a fase de balanço o pé deixa de estar em flexão plantar e passa para um movimento de dorsiflexão para garantir que o pé se propulsione para a frente (Bartlett, 2007).

Existe um período durante a marcha em que ambos os pés estão em contato com o chão, que ocorre no início e no final da fase de apoio chamada duplo apoio (*Double Limb Stance*) ilustrada na Figura 2. Na marcha normal, o primeiro duplo apoio (*Initial Double Limb Stance*) de membros ocupa cerca de 12% do ciclo da marcha e o último duplo apoio (*Terminal Double Limb Stance*) ocupa igualmente 12%. Geralmente, os dois períodos de suporte de membros duplos representam 25% do ciclo da marcha. À medida que a velocidade da passada aumenta o duplo apoio começa a diminuir, desaparecendo na corrida (Ayyappa, 1997).

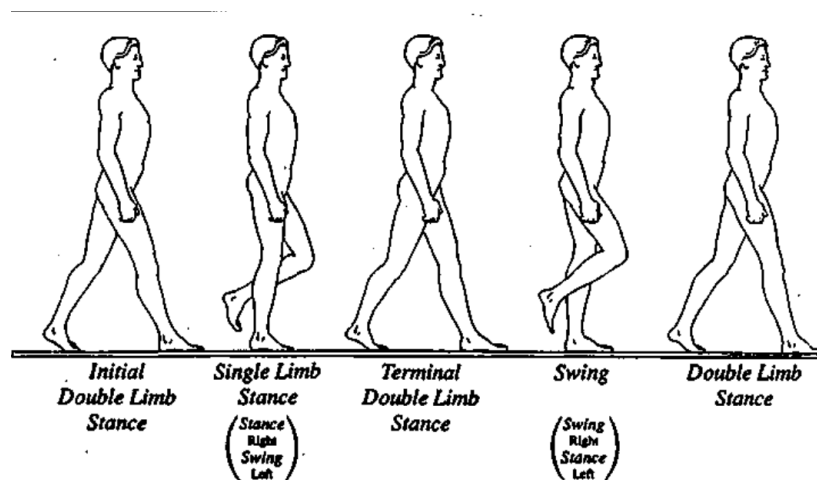


Figura 2 - Fases de apoio durante a marcha. Retirado de (Ayyappa, 1997)

2.2 Análise Biomecânica de um Remate

Um remate de bola parada é caracterizado por uma aproximação à bola com a colocação do pé de apoio ao lado e imediatamente atrás da bola como ilustrado na Figura 3. A perna que remata inicia o seu movimento pela primeira vez para trás enquanto o joelho flete. À medida que a perna se movimenta para a frente, ocorre uma rotação da pélvis no lado da perna de suporte enquanto a perna de remate continua em flexão. Depois dessa ação inicial ocorrer, a

coxa começa a desacelerar até ficar essencialmente imóvel e a perna estende-se até permanecer em extensão total em contacto com a bola (Adrian Lees & Nolan, 1998).

Já na parte superior do corpo, o lado lateral que corresponde ao pé de apoio, antes do seu contato, encontra-se abduzido e horizontalmente estendido. Contudo quando o pé de remate entra em contacto com a bola, o braço modifica a sua posição de abdução para adução e flete horizontalmente. Além disso, os ombros estão rotacionados de modo que saem de alinhamento com a rotação da pélvis, levando a uma torção do tronco durante a fase de preparação do remate e o destorcer durante a fase de execução (A. Lees et al., 2010).

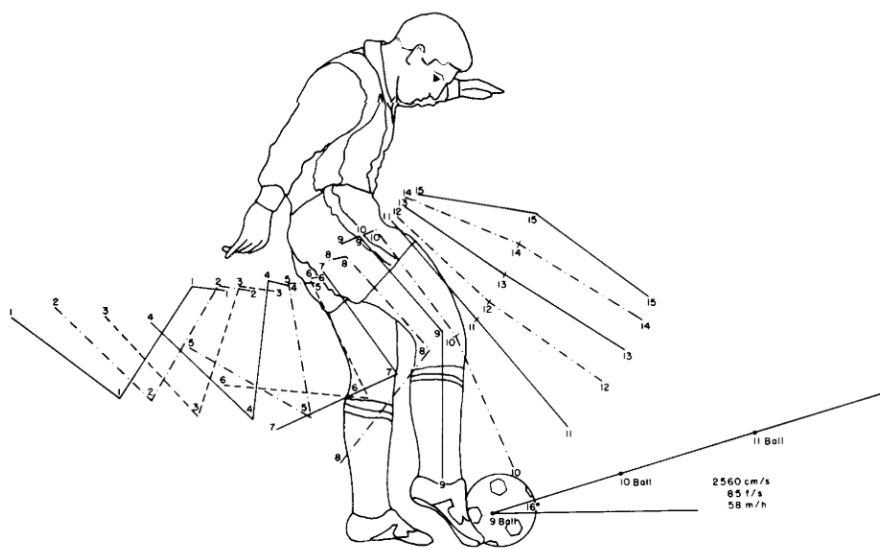


Figura 3 - Movimento do corpo durante o remate. Retirado de (Adrian Lees & Nolan, 1998)

A maior amplitude do movimento sugere que o braço contralateral ao pé de remate tem um papel a desempenhar na performance o remate, mais propriamente na manutenção do equilíbrio. Contudo no estudo de A. Lees et al (2010) foi possível retirar uma outra explicação, através da identificação de um arco de tensão, conforme Figura 4, formado a partir da perna de remate com o braço contralateral, que inicialmente se encontra estendido e abduzido. A retração da perna de remate com o braço contralateral leva a uma torção do tronco formando um ângulo de separação “anca-ombro”. Este ângulo é medido através da diferença dos ângulos de orientação da articulação da anca e da articulação do ombro, representados por uma linha projetada no plano transversal (A. Lees et al., 2010).

À medida que o movimento se desenrola o arco de tensão é libertado pela deslocação dos membros para a frente, sendo uma expressão do ciclo de alongamento-encurtamento. Neste

mesmo estudo, foram relatados maiores amplitudes de movimento na anca, joelho e tornozelo para jogadores qualificados em comparação com jogadores iniciantes, sugerindo um uso mais proeminente do ciclo de alongamento-encurtamento (A. Lees et al., 2010).

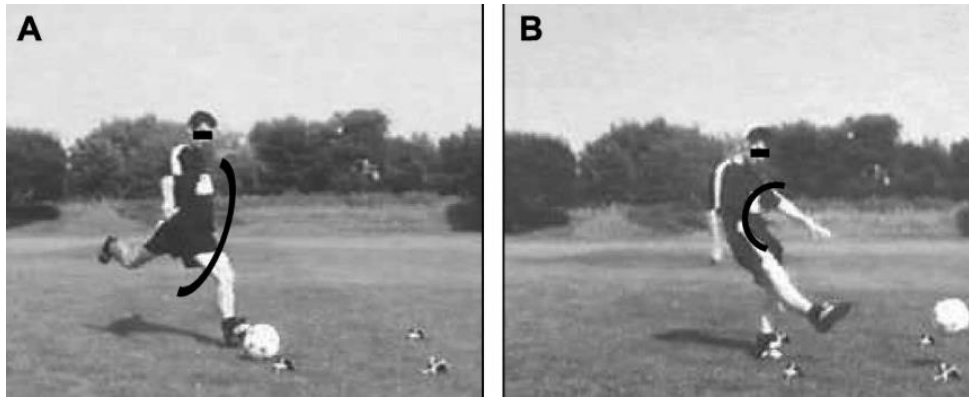


Figura 4 - Arco de tensão antes de rematar (A) e após rematar (B). Retirado de (A. Lees et al., 2010)

Já a velocidade da bola é considerada uma medida do sucesso do remate, encontrando-se em valores aproximados de 20-30 m/s (velocidade máxima) em jogadores adultos experientes. As correlações entre a velocidade da bola e do pé são geralmente altas, sugerindo que a velocidade do pé é um fator significativo na mecânica do impacto do pé e da bola. Em vários estudos foi possível retirar essas conclusões, como no caso de Asami e Nolte (1983) que relataram uma correlação significativa de 0,74 para jogadores profissionais de futebol que executaram um remate máximo de peito do pé e no estudo de Isokawa e Lees (1988), que obtiveram uma correlação significativa de 0,52 também por remates máximos de peito do pé, mas com o ângulo de abordagem variável de 0° a 30° (Adrian Lees & Nolan, 1998).

A velocidade linear típica de cada articulação para um remate de peito do pé pode ser visualizada na Figura 5, mostrando o sequenciamento das ações das articulações como anca (*Hip*), joelho (*Knee*), tornozelo (*Ankle*) e pé (*Toes*) e o aumento da velocidade da articulação proximal.

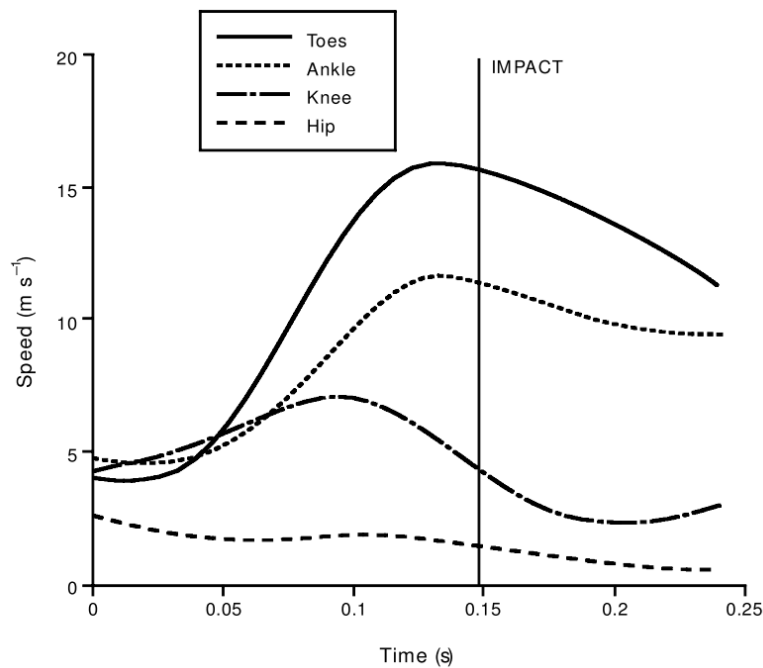


Figura 5 - Velocidade Linear no membro inferior. Retirado de (Adrian Lees & Nolan, 1998)

Relativamente à interação entre o pé e a bola, durante o impacto o posicionamento do pé deve ser bastante preciso para alcançar as velocidades e rotações máximas e desejadas (A. Lees et al., 2010), assim como o percurso e direção da bola após o impacto. Ao aumentar a distância entre o ponto de impacto e o centro da bola, a velocidade da bola diminui mas consequentemente aumenta a rotação da mesma (Kellis & Katis, 2007).

Pequenas alterações da técnica assim como o calçado e tipo de bola influenciam esta interação (A. Lees et al., 2010). A bola deverá ser de um certo tamanho, peso e pressão, para que não influencie negativamente a forma como esta responde ao jogo. Já o calçado deverá proporcionar uma interação positiva entre o jogador e a superfície, de forma a criar tração para parar, iniciar ou girar e ainda proteger o jogador e ser suficientemente resistentes para suportar as condições de stress do jogo (Adrian Lees & Nolan, 1998).

2.3 Métodos de Análise de Imagem

Historicamente, existem vários exemplos de problemas contemporâneos que impulsionaram o desenvolvimento de novos métodos de estudo da locomoção motora. Em 1836, os irmãos Weber relataram um dos primeiros estudos quantitativos dos parâmetros temporais e de distância durante a locomoção humana, estabelecendo assim um modelo para estudos quantitativos subsequentes (Mündermann et al., 2006). Os trabalhos de Marey (1873) e

Muybridge (1878), foram os primeiros a quantificar padrões de movimento humano usando técnicas fotográficas, sendo que o trabalho de Muybridge consistia na utilização de câmaras estacionárias acionadas eletronicamente, alinhadas em sequência com um dispositivo eletromagnético a fim de capturar várias imagens de cavalos trotando e galopando, podendo assim resolver a controvérsia de todos os quatro cascos se encontrarem no ar simultaneamente. Para além deste estudo, este autor conseguiu ainda reunir três volumes de trabalho fotográfico sobre movimento humano e animal que serviu de documentação científica para algumas diferenças entre marchas normais e patológicas (Hall, 2008 ;Pueo, 2016) . Também durante esse período, Wilhelm Braune (um anatomista) e Otto Fisher (um matemático) relataram medições dos movimentos do segmento corporal para calcular forças articulares e dispêndios de energia usando a mecânica newtoniana (Mündermann et al., 2006). Por volta de 1950, devido à grande necessidade de tratamento dos veteranos da Segunda Guerra Mundial, a Universidade da Califórnia providenciou uma grande base de conhecimentos relativamente aos mecanismos da marcha humana, que ainda hoje servem como base para o estudo da locomoção (Mündermann et al., 2006). Nos anos 80, a análise clínica moderna inicia com a abertura do laboratório desenvolvido pela United Technologies Corporation. Neste laboratório, utilizaram marcadores refletivos colocados em determinados pontos anatómicos, para serem iluminados estereoscopicamente e assim serem possíveis de ser detetados por câmara de vídeo modificada. O objetivo seria duas ou mais câmaras detetarem um marcador e sabendo à posteriori a posição e orientação desse mesmo marcador, era então possível saber a sua posição tridimensional (Baker, 2006).

2.3.1 Análises Quantitativas e Qualitativas

Existem dois tipos de análise de vídeo, qualitativa quando descreve o movimento sem a utilização de valores e quantitativa quando envolve medidas. A análise qualitativa é a primeira e mais simples forma de avaliação, uma vez que se baseia nos critérios do observador. Contudo para ser efetiva, deverá ser cuidadosamente planeada e conduzida por um profissional com conhecimento da biomecânica de movimento. Sem o conhecimento de princípios biomecânicos relevantes é complicado identificar os fatores que contribuem ou dificultam o desempenho e assim interpretar erroneamente as observações feitas. Por isso existem duas fontes principais de informação, a cinemática ou a técnica exibida pelo indivíduo e o resultado do desempenho. Já no planeamento é necessário identificar a questão principal ou questões de interesse para o estudo e desta forma formular uma lista de verificações ou tabelas de critérios antes da análise, de forma a ajudar a deter a atenção nos elementos críticos do movimento avaliado (Figura 6) (Hall, 2008).

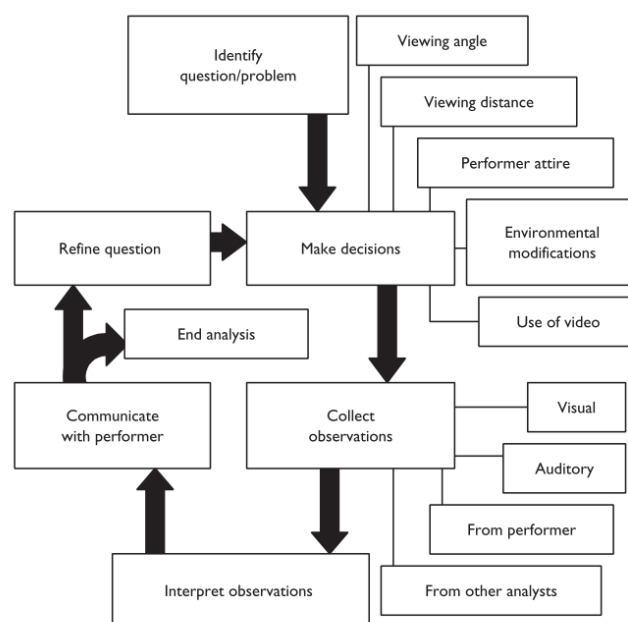


Figura 6 - Processo de análise qualitativa geralmente é cíclico com observações levando ao refinamento da questão original. Identificar questões/problemas (*Identify question/problem*), Tomar decisões (*Make decisions*) através de visualizar ângulos (*Viewing angle*), visualizar distâncias (*Viewing distance*), modificações de ambiente (*Environmental modifications*), usar vídeos (*Use of video*) e Vestuário do participante (*Performer attire*). Assim é possível recolher observações (*Collect observations*) através da visão (*Visual*), audição (*Auditory*), do próprio participante (*From performer*) ou através de outra análise (*from other analysis*) e desta forma interpretar as observações (*Interpret observations*), comunicar com o participante (*Communicate with performer*) e assim terminar a análise (*End analysis*) ou refinar a questão (*refine question*), Retirado de (Hall, 2008)

Como nenhuma medida absoluta pode ser obtida, este tipo de análise pode ser usado para rever movimentos executados que são muito rápidos ou muito complexos para o olho humano. Mesmo o observador mais atento pode não detetar aspetos importantes de um movimento executado rapidamente, o vídeo permite que o executor estude o movimento bem como possibilita observações repetidas fornecendo um feedback sobre o desempenho para melhorar a habilidade motora (Pueo, 2016 ;Hall, 2008).

Relativamente à análise quantitativa, o seu objetivo por meio de gravações de vídeo é realizar uma análise detalhada dos padrões de movimento (Pueo, 2016). O processo de digitalização manual envolve a identificação manual da localização de vários segmentos corporais de interesse (geralmente representado pelos centros articulares subjacentes) nas imagens sequenciais de cada perspectiva da câmara. Através da posição dos pontos de imagem é possível reconstruir em coordenadas no espaço real, através de transformação linear direta (Bartlett, 2007 ;Colyer et al., 2018). Combinando dados de coordenadas horizontais e

verticais em intervalos de tempo conhecidos e software de digitalização pode-se calcular caminhos de movimento e obter informações cinemáticas como, posição linear e angular, velocidade e aceleração (Pueo, 2016).

Uma das principais vantagens da digitalização manual é que não são necessários marcadores, sendo uma ferramenta valiosa, principalmente na biomecânica desportiva, por permitir a análise do movimento em ambientes de treino normal e também em ambientes de competição sem impedir o movimento do atleta (Colyer et al., 2018).

Para além disso, outros critérios deverão ser tidos em conta para otimizar os resultados pretendidos: como determinar a perspetiva ótima para a observação do movimento; a distância entre o analista e o executor do movimento deve ser selecionada de modo criterioso; o número de tentativas ou execuções de movimento a ser observado no curso da formulação de uma análise (quanto maior for a inconsistência da cinemática do executor maior serão os números de observações que deverão ser feitas); a roupa utilizada (os indivíduos tipicamente deverão utilizar pouca roupa para não ocultar segmentos corporais); e a natureza do ambiente ao seu redor (a iluminação adequada e um ambiente que não cause distrações por cores contrastantes também melhoram a visibilidade do movimento observado) (Hall, 2008).

Outra consideração importante é o número de câmaras necessárias para capturar adequadamente os aspetos de interesse. Como normalmente a maior parte do movimento humano não se restringe a um único plano, os investigadores posicionam entre seis e oito ou mais câmaras ao redor da área de análise em pontos estratégicos para permitir a geração de representações tridimensionais a fim de assegurar que todos os movimentos possam ser capturados e registados de forma precisa para uma análise detalhada. Grande parte dos programas de computador atuais para a análise biomecânica é capaz de gerar informações gráficas demonstrando grandezas cinemáticas e cinéticas de interesse em minutos após a captura digital de um movimento pelas câmaras (Hall, 2008).

Uma vez que o vídeo permitir observações em câmara lenta e o avanço imagem a imagem facilitar o isolamento de aspetos críticos do movimento, esta poderá acarretar vantagens para detetar alguma alteração do movimento derivadas a alguma distração ou modificação por parte do executor (Hall, 2008).

2.3.2 Fatores de Qualidade de Vídeo

Para a captação de imagem é importante ter conhecimento das várias características que compõem as câmaras de vídeo e desta forma compreender os fatores que possam prejudicar a qualidade de vídeo.

A Amostragem Espacial (*Spacial Sampling*) tem como principal fator de qualidade o poder de resolução, definido como a capacidade de um instrumento produzir imagens separadas de objetos próximos. Problemas relacionados com as lentes, normalmente afetam a focagem, que é uma característica definida como a capacidade de uma lente convergir pontos do objeto no plano focal, onde o sensor está. As lentes têm diferentes especificações de interesse como possuírem focagem fixa ou variável e ainda distância focal, que pode ser longa ou curta. De forma simplificada, a imagem é aproximada com distância focal longa e afastada com distância focal curta. Já a resolução ótica é uma função da qualidade ótica da lente e descreve a capacidade de uma lente poder distinguir pequenos detalhes de um objeto que está a ser fotografado. Por outro lado, a resolução do sensor refere-se ao número de pontos de luz (*pixels*) que são amostrados na área do sensor e geralmente são medidos em *megapixels*. Para uma determinada área do sensor, *pixels* pequenos levam a alta resolução. No entanto, quanto menores forem os *pixels*, maior será o ruído que o sensor dará, limitando o seu uso em condições de pouca luz (Pueo, 2016).

Amostragem Temporal (*Temporal Sampling*) é o processo de captura de imagens a uma taxa uniforme de tempo. Para gravação de vídeo, a taxa de imagens é o número de imagens por segundo que uma câmara pode capturar, geralmente expressa em imagens por segundo ou fps. Do ponto de vista prático, a taxa de imagens pode ser vista como fotos individuais sendo tiradas por segundo. Na ciência desportiva, a rapidez com que uma câmara pode obter imagens em movimento é um recurso essencial para a análise imagem a imagem (*frame-to-frame*) (Pueo, 2016). Isso pode ser muito importante ao executar qualquer tipo de análise de vídeo, porque o valor fps indica o número de fotos tiradas por segundo e, portanto, o número de amostras de posição a cada segundo durante uma atividade de movimento. Num desporto como levantamento de peso, em que a velocidade máxima da barra está entre 2 m/s e 3 m/s, pode ser analisada com clareza e precisão de 50 fps a 100 fps. Para eventos rápidos, como o contato com os pés durante a corrida ou o contato com a bola durante uma partida de ténis ou golfe, é necessária uma taxa de amostragem muito maior para ver claramente os detalhes do evento de interesse (Gilbert et al., 2008).

Para calcular quanto um objeto rápido se move entre duas imagens consecutivos, precisamos conhecer a velocidade transversal (através da imagem) e a taxa de imagens usada:

$$\text{Distância Movida} = \frac{\text{Velocidade do Objeto}}{\text{Taxa de imagem}}$$

Por vezes ocorre a desfocagem da imagem, que por definição é a aparência de manchas ao redor do objeto e/ou no seu caminho de movimento. Em filmes e gravações regulares, esta desfocagem é um efeito natural que permite que imagens em movimento amostradas em intervalos discretos pareçam sequências fluidas. No entanto, em situações de alta velocidade, altas taxas de imagens podem não ser suficientes para capturar movimentos bruscos devido ao desfoque do movimento. Os principais fatores que governam o desfoque do movimento são a velocidade do objeto e a velocidade do obturador, que é o tempo durante o qual o sensor é exposto à luz, medido em segundos recíprocos (Pueo, 2016).

Para saber se o desfoque de movimento pode representar um problema na análise imagem a imagem, é necessário saber a velocidade do obturador da câmara e a velocidade do objeto no plano de interesse.

$$\text{Desfoque de Movimento} = \frac{\text{Velocidade do Objeto}}{\text{Velocidade do Obturador}}$$

Apesar da ampla disponibilidade de tecnologia, o maior fator de importância é a definição das imagens capturadas. É a velocidade do diagrama que permite ao utilizador controlar o tempo de exposição ou o intervalo de tempo que o diagrama fica aberto durante cada registo em vídeo. Quanto mais rápido for o movimento analisado, menor tempo de exposição é necessário para prevenir a desfocagem da imagem capturada (Hall, 2008).

Outras características deverão ter-se em consideração como, as opções do obturador que permitem definir como e quando a luz é capturada durante uma exposição e a própria iluminação do local (Pueo, 2016).

Na maioria das câmaras de vídeo digitais, o sensor determina o tipo de obturador eletronicamente. Dependendo do tipo de obturador eletrónico, uma imagem inteira pode ser capturada num único momento ou é digitalizada em linhas de pixels. Já a iluminação, a situação ideal é ter altas taxas de amostragem temporal (taxa de imagem e velocidade do obturador) para poder capturar muitas imagens, no entanto sempre que a velocidade do obturador é duplicada, o tempo de exposição para cada imagem é reduzido pela metade e conseqüentemente reduzindo a quantidade de luz que atinge o sensor, indicando que altas taxas de amostragem temporal requerem grande iluminação do objeto (Pueo, 2016).

A iluminação solar ao ar livre pode variar dependendo da localização e hora do dia, mas 100.000 lumens são considerados um valor médio ao meio-dia. Esse nível de luz permite o uso de altas taxas de imagens e velocidades do obturador para evitar imagens desfocadas, no entanto, a maioria das análises de movimento ocorre em ambientes fechados, em laboratórios especiais. A iluminação interna geralmente é muito menos poderosa que a luz solar, rondando os 500 lumens, chegando a 1.000 lumens para oficinas mecânicas detalhadas (Pueo, 2016).

2.3.3 Captura de Movimento Com Marcadores

A captura de movimento baseada em marcadores consiste na utilização de pequenos marcadores refletivos colocados sobre os centros das articulações ou outros pontos de interesse sobre o corpo, dependendo do propósito da análise, como se pode observar na Figura 7 (Hall, 2008).

Existem diferentes sistemas que podem ser utilizados, como é o caso de sistemas óticos e não óticos. Os sistemas óticos detetam marcadores passivos (esferas refletoras) ou ativos (LEDs) colocados nos pontos anatómicos para triangular a sua posição 3D (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017). É um sistema que requer algum tempo para a preparação do laboratório e do indivíduo em estudo, visto que normalmente é necessário a colocação de um fato constituído por conjuntos de marcadores, para além do pós-processamento para limpar todos os dados corrompidos por oclusões ou trocas de marcadores (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).



Figura 7 – Exemplo de Marcadores colocados em pontos anatómicos. Retirado de (Hall, 2008)

Já os sistemas não óticos usam sensores conectados às partes do corpo para enviar dados sobre sua posição no espaço. Os sistemas eletromagnéticos são exemplo deste tipo de sistema não ótico, estes são compostos por pequenas bobinas elétricas (três por sensor) dentro de um campo eletromagnético bem definido criado por uma fonte de energia poderosa. Os movimentos são captados quando as bobinas geram uma pequena tensão ou corrente dentro de um fluxo magnético constante. Contudo apesar de cada sensor ser capaz de ler a localização e a orientação simultaneamente, qualquer objeto metálico nas proximidades dos sensores pode introduzir distorções no campo magnético, arruinando a precisão da medição (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).

A tecnologia de sistema inercial é outro tipo de sistema não ótico baseado em unidades de medida inercial (IMU), que consistem em pequenos sensores micromecânicos que exploram a propriedade da inércia, como, por exemplo, a resistência a alterações de movimento e as variações em movimento num plano linear (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017 ;Vital et al., 2015).

Os sensores inerciais permitem mensurar movimentos cinemáticos, tais como a aceleração linear com acelerômetros, a velocidade angular com giroscópios e a intensidade do campo magnético com magnetômetros. Operacionalmente um acelerômetro é um transdutor geralmente tri-axial constituído por uma pequena massa conectada a uma mola que incorpora sensores que permitem medir a sua deflexão quando esta é acelerada (Vital et al., 2015 ;Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017). É utilizado para a medição direta da aceleração (Hall, 2008) e da velocidade de um determinado objeto, calculando assim as forças exercidas sobre o mesmo (Vital et al., 2015).

Para efeitos estáticos, os acelerômetros são capazes de medir rotações angulares; no entanto, para movimentos dinâmicos, giroscópios e magnetômetros são combinados com acelerômetros através de algoritmos de fusão de sensores (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017). Apesar dos magnetômetros não serem considerados sensores inerciais, podem ser usados juntamente com o giroscópio e o acelerômetro para análise cinemática. Já o giroscópio consegue mensurar a velocidade angular de um determinado objeto, servindo apenas como referência de direção (Vital et al., 2015).

Para o cálculo da cinemática e da cinética das articulações do corpo humano, utilizam-se modelos biomecânicos que combinam a colocação de marcadores com medidas antropométricas (Klöpfer-Krämer et al., 2019). O modelo mais específico e amplamente utilizado para análises das extremidades inferiores é o modelo de marcha convencional (CGM), também conhecido como modelo de marcha plug-in, como ilustrado pela Figura 8.

Este modelo separa o corpo em sete segmentos constituídos pela pélvis, fémur, tíbia e pé, cada um constituído por um sistema de coordenadas ortogonais e vinculado por articulações esféricas de 3 graus de liberdade (DoF). Contudo, pode ser opcionalmente expandido para conter os segmentos do tórax e da extremidade superior, a fim de permitir a análise dos movimentos da parte superior do corpo durante a locomoção (Baker et al., 2018).

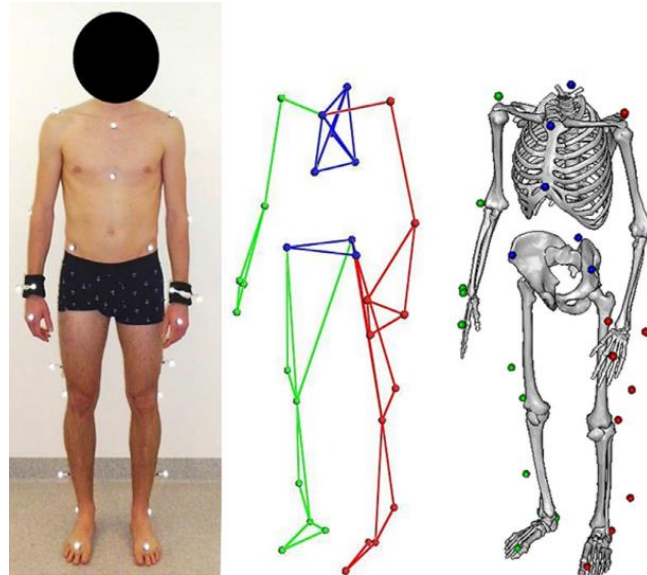


Figura 8 - Indivíduo equipado com marcadores retrorefletivos em pontos anatómicos para definir segmentos exemplares do corpo humano para o modelo de marcha convencional (CGM). Retirado de (Klöpfer-Krämer et al., 2019)

Existem diversos modelos biomecânicos que podem ser implementados consoante o objetivo em estudo, como por exemplo o modelo *Cleveland Clinic Markerset or the Instituti Ortopedici Rizzoli* (IOR) com seis DoF, e mais específico para o pé os modelos *Oxford Foot Model*, *The Milwaukee Foot Model or the IOR Foot*. Estas abordagens subdividem o pé em vários segmentos (antepé, mediopé, retopé e hálux) para permitir análises detalhadas da função do pé durante o movimento (Klöpfer-Krämer et al., 2019).

No entanto, apesar das vantagens destes métodos permanecem várias limitações. A utilização de marcadores à superfície da pele é normalmente acompanhada por artefactos de tecidos moles associados às imprecisões das posições articulares. Embora vários avanços estejam em andamento, os modelos biomecânicos geralmente assumem articulações simplificadas que, em particular para o joelho, não representam totalmente a complexidade da anatomia humana. Além disso, a colocação errada dos marcadores pode levar a erros substanciais especialmente no ângulo articular, mas também nos cálculos do momento articular (Klöpfer-Krämer et al., 2019).

Os longos tempos de preparação, a inviabilidade de anexar marcadores em determinados cenários e fundamentalmente as restrições físicas e / ou psicológicas que os marcadores anexados transmitem ao participante, influenciam a execução do movimento. Essas desvantagens podem limitar a utilidade de sistemas baseados em marcadores em certas áreas da biomecânica e reabilitação desportiva, impulsionando a exploração de possíveis soluções sem marcadores (Colyer et al., 2018).

2.3.4 Captura de Movimento Sem Marcadores

A análise de movimento sem marcadores está a surgir para a biomecânica e reabilitação desportiva como uma abordagem totalmente automática, não invasiva e sem necessidade de equipamentos especiais para a captação de imagem (Colyer et al., 2018 ;Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).

Inicialmente, este método surgiu para otimizar a tecnologia de vídeo-jogos e entretenimento 3D na captura do movimento corporal, reconhecimento facial e de voz. Contudo estes recursos foram adaptados por cientistas desportivos com a colaboração de companhias como a Microsoft e, atualmente, com a junção de uma ou duas câmaras de vídeo comuns, juntamente com sensores infravermelhos e ultrassónicos é possível identificar formas humanas para extrair segmentos e articulações do corpo (Pueo & Jimenez-Olmedo, 2017).

As ferramentas utilizadas para este método são tipicamente divididas em sistemas de visão ativos (reconhecimento padrão) e passivos (extração de silhueta) (Klöpfer-Krämer et al., 2019). Sistemas ativos emitem informações de luz no espectro visível ou infravermelho na forma de luz laser, padrões de luz ou pulsos de luz modulados, enquanto sistemas passivos dependem exclusivamente da captura de imagens (Mündermann et al., 2006).

No caso de sistemas passivos são utilizados sistemas complexos com algoritmos (Klöpfer-Krämer et al., 2019), que tipicamente produzem características diretamente nos planos 2D únicos ou múltiplos, ou no caso de utilização de várias câmaras, utilizam-se representações 3D para estimar a cinemática do corpo humano (Corazza et al., 2006). Embora seja possível fornecer modelos 2D com apenas uma câmara de vídeo, os dados a serem usados na pesquisa biomecânica ou num ambiente clínico devem ser precisos e detalhados. Isso requer uma representação exata do movimento corporal e dos mecanismos articulares num modelo 3D, obtidos por várias câmaras sincronizadas (Klöpfer-Krämer et al., 2019).

Uma das principais vantagens destes sistemas é que podem ser realizadas capturas num ambiente natural sem a necessidade de configurações especiais de laboratório. No entanto as limitações geralmente incluem o uso de roupas, o transporte de malas ou mochilas e de haver mais de um indivíduo ou outros itens no espaço medido (Klöpfer-Krämer et al., 2019).

No reconhecimento de padrões, é utilizado frequentemente um método de Depth Map. Depth Map é uma imagem em que cada pixel, em vez de descrever a cor ou o brilho, descreve a distância de um ponto no espaço em relação à câmara, como ilustrado na Figura 9 (Colyer et al., 2018).



Figura 9 - Exemplo de Depth Map. Retirado de (Colyer et al., 2018)

Exemplo deste tipo de câmaras são as câmaras RGB-D, também conhecidas como câmaras de profundidade. Estas são capazes de extrair informações sobre o posicionamento do executante através da utilização de uma câmara de cores com adição de um sensor de profundidade (tipicamente sensores infravermelhos) associada a um módulo de processamento (Vital et al., 2015). Tem a desvantagem de apenas identificar padrões (Vital et al., 2015) mas em contrapartida as informações de profundidade podem ajudar a aliviar problemas que afetam os sistemas tradicionais de câmara, como sombras, condições imperfeitas de iluminação, reflexos e fundos confusos (Colyer et al., 2018). Exemplo deste tipo de sistema incluem a primeira versão do Microsoft Kinect e o ASUS Xtion (Colyer et al., 2018 ;Vital et al., 2015).

Similarmente às câmaras de profundidade, as câmaras time-of-flight (ToF) são uma tecnologia que oferece informação sensorial sobre a distância entre os objetos e a câmara de forma não invasiva. O princípio de funcionamento das câmaras ToF baseia-se na medição do tempo que uma luz próxima do infravermelho, emitida pelo sistema, leva a partir de LEDs para os objetos

no campo de visão, e, de seguida, refletida de volta para o sensor (Vital et al., 2015). Este tipo de câmara tem a vantagem de conseguir proporcionar imagens tridimensionais numa frequência elevada e ao mesmo tempo fornecer uma medida de profundidade em cada pixel de cenário virtual com elevada precisão e exatidão. Contudo, possui algumas limitações, como serem eficazes apenas em curto alcance, frequências máximas de 30 Hz, intolerabilidade sob luz solar intensa e interferência entre vários sensores o que dificulta a sua aplicação na biomecânica desportiva (Colyer et al., 2018 ;Vital et al., 2015).

Em geral, sistemas ativos, fornecem medições 3D muito precisas, mas requerem um ambiente de laboratório controlado e geralmente são limitadas a medições estáticas. Atualmente o foco principal da captura de movimento sem marcadores reside em sistemas passivos, por dependerem apenas da captura de imagens e, portanto, fornecem uma estrutura ideal para a captura de movimento (Mündermann et al., 2006).

A implementação desta nova metodologia oferece a promessa de avaliações simples, eficientes em termos de tempo e potencialmente mais significativas na pesquisa e na prática clínica do movimento humano (Mündermann et al., 2006). O movimento pode ser analisado mais rapidamente durante ambientes normais de treino, sem os longos tempos de preparação associados a sistemas baseados em marcadores ou o laborioso processo necessário para métodos manuais. Além disso, poderá fornecer uma solução potencial para um dilema comum, que decorre da escolha entre precisão (análises baseadas em laboratório) e validade externa (análises baseadas em campo). Contudo, os métodos sem marcadores ainda não são amplamente utilizados na biomecânica, com apenas um pequeno número de empresas a disponibilizar sistemas comerciais (Colyer et al., 2018).

2.4 Software Kinovea

O sistema de análise Kinovea é um software de análise de vídeo de acesso online aberto, com diversas vantagens, como a possibilidade de observação, medição e comparação de vídeos. Também é possível realizar análises sem o uso de sensores físicos ou por meio de marcadores refletivos e é simples de usar (Nor Adnan et al., 2018 ;Amirah et al., 2017).

Contudo, de forma a permitir uma interpretação significativa dos resultados, cientistas e profissionais enfrentam inevitavelmente o desafio de entender a validade e a confiabilidade dos dados de rastreamento usados na aplicabilidade dos estudos efetuados (Linke et al., 2020). Na

literatura, existem diversos autores que utilizaram o *Kinovea* para averiguar a sua confiabilidade e repetibilidade como uma ferramenta de análise de movimento.

Nos estudos de Nor Adnan et al (2018) e Amirah et al (2017) apesar de objetivos de avaliação diferentes, o sistema Kinovea foi comparado com um conceituado sistema chamado *Hawk-Cortex*. Este software de captura de movimento em infravermelho consegue manipular todas as fases de captura de movimento num único programa de configuração inicial, calibração, rastreamento e pós-processamento.

Mais especificamente, no estudo realizado por Nor Adnan et al (2018), pretendia-se medir o ângulo do joelho ao realizar um salto em queda. O movimento em análise consistia no movimento de descida de uma plataforma nivelada, seguido de um salto vertical, sendo este processo repetido cinco vezes, como ilustrado na Figura 10. O estudo foi feito com um único indivíduo e foram colocados marcadores em diferentes partes do membro inferior, como pé, tornozelo, joelho e anca.

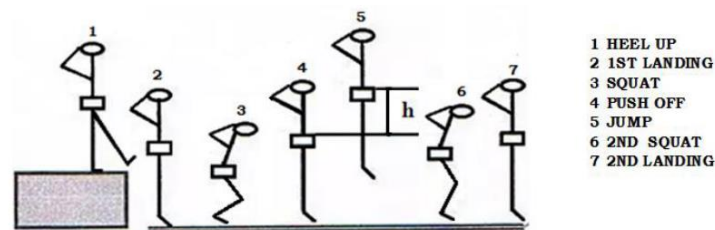


Figura 10- Exemplificação do processo pretendido para análise de movimento. Retirado de (Nor Adnan et al., 2018)

O Kinovea foi utilizado para localizar e especificar todos os cinco marcadores, sendo um método semelhante ao sistema de captura de infravermelhos. Apenas três marcadores foram considerados para a medição do ângulo do joelho, que se obteve em sete fases de marcha. Os dados obtidos por medidas estatísticas obtidos pelos dois softwares foram comparados e foi concluído que os erros percentuais em vários parâmetros eram inferiores a 10% comprovando a confiabilidade do sistema Kinovea. Contudo houve fases em que o erro apresentava valores altos, que foi justificado pelo facto do sistema Kinovea produzir dados a partir de 50 fps enquanto o Cortex utiliza 200 fps, demonstrando uma grande diferença de dados fornecidos e, conseqüentemente uma maior precisão.

Já no estudo de Amirah et al (2017) pretendia-se medir o ângulo do tornozelo durante a marcha, ilustrado na Figura 11, e avaliar a confiabilidade na análise de marcha com o Kinovea.

Foram recrutados três voluntários sem qualquer problema na marcha com idade entre os 20 a 24 anos, e colocados três marcadores no membro inferior mais precisamente no tornozelo, joelho e anca.



Figura 11 - Ilustração do ângulo do tornozelo durante a marcha. Retirado de (Amirah et al., 2017)

De forma idêntica ao artigo anterior, foram analisados 15 vídeos no total e retirados dados estatísticos como a média, desvio padrão e variância (posteriormente comparados). Concluiu-se, através dos resultados obtidos, que não havia diferenças estatísticas significantes nos dados medidos para o mesmo sujeito nos 5 ensaios. O que prova que o protocolo é repetível e o sistema Kinovea é confiável.

Por outro lado, no trabalho realizado por Guzmán-Valdivia et al (2013) pretendia-se avaliar a performance do Kinovea para a detecção e análise do movimento na reabilitação do membro inferior. Para tal, utilizou-se um paciente saudável para encontrar o ângulo da anca e joelho através da cinemática inversa de um robot com dois DoF, assim como resultados de posição, velocidade e aceleração do tornozelo e joelho. Desta forma concluíram que através do software Kinovea é possível retirar inúmeros dados de modo a avaliar o progresso da reabilitação do paciente para obter uma melhor recuperação.

3. Metodologia

Realizou-se um caso estudo com apenas uma pessoa, do sexo masculino, caucasiano, com alguma experiência como jogador e com 28 anos para realizar uma série de 15 remates com uma bola de futebol para uma baliza. O voluntário consentiu na utilização dos vídeos e dados para a realização do presente trabalho.

Foram marcados com caneta certos pontos anatómicos (tornozelo, joelho, cotovelo e anca) para se conseguir identificar nas filmagens e para a obtenção de medidas para calibração dos vídeos. Em baixo seguem as respetivas medidas antropométricas retiradas a partir dos pontos anatómicos, juntamente com as medidas retiradas à bola:

- Perímetro da bola: 68,5 cm;
- Diâmetro da bola: 21,8 cm;
- Comprimento Coxa: 53 cm;
- Comprimento Perna: 44,3 cm;
- Comprimento Braço: 29 cm;
- Altura do participante: 1,88 m;

Para a filmagem foram utilizadas duas câmaras de vídeo, estrategicamente colocadas na zona lateral, de forma a ver-se a perna do remate, e na zona posterior. No lado lateral utilizou-se a câmara de vídeo NIKON750 com velocidade de disparo até 6.5 fps e gravação de filmagem Full HD a 1080/60p, já no plano posterior utilizou-se a câmara de vídeo NIKON S5200 com velocidade de disparo de 10 fps e gravação de filmagem Full HD a 1080/30p.

Foram filmados no total 15 remates num único vídeo, que posteriormente foram separados para que facilitasse no estudo de cada um dos remates. Para a separação dos filmes utilizou-se o programa MovieMaker da Windows e obtiveram-se 30 remates na totalidade, 15 da câmara lateral e 15 da câmara posterior para a análise biomecânica dos remates utilizou-se o programa Kinovea.

No Kinovea, primeiramente foi necessário calibrar os vídeos, utilizando o diâmetro da bola por ser uma medida constante nas filmagens e assim com menor possibilidade de acarretar erros. Para que todos os vídeos ficassem o mais coerentes possível, optou-se por usar o mesmo ponto para início da avaliação dos vídeos, sendo este o momento em que o pé de apoio está na fase de propulsão da marcha. A partir deste momento foram marcados e ajustados os

pontos consoante o movimento dos diversos membros anatómicos em estudo (tornozelo, joelho, anca, cotovelo e pulso) e da bola para a posterior análise. Este procedimento foi realizado em todos os vídeos bem como a medição da distância da posição do pé de apoio em relação à bola no início do remate, da distância do pé de apoio em relação à bola no final do remate e os ângulos do joelho durante todo o movimento.

Para cada remate foi possível extrair os valores dos eixos de coordenadas X, Y e o respetivo tempo, assim como as medidas das distâncias retiradas. Este fator contribui para poder observar como o movimento ocorria, em termos de velocidade e posição, em cada remate quer horizontalmente (eixo X) como verticalmente (eixo Y).

No caso da velocidade, foram calculadas as velocidades de X e Y através da fórmula genérica de cálculo de velocidade para posterior comparação, representadas na Tabela 1. No primeiro instante, em $t=0s$, uma vez que já há movimento do participante, a velocidade foi calculada com a fórmula da derivada progressiva, nos instantes intermédios utilizou-se a fórmula da derivada de 2ª ordem e no instante final, utilizou-se a derivada regressiva. Quanto à bola utilizaram-se as mesmas fórmulas, exceto no instante inicial em que a velocidade é 0, uma vez que a bola já se encontrava parada.

Tabela 1 - Fórmula Genérica de Cálculo de Velocidade

1º Ordem Regressiva	1º Ordem Progressiva	2º Ordem
$v1 = \frac{x1 - x0}{t1 - t0}$	$v1 = \frac{x2 - x1}{t2 - t1}$	$v1 = \frac{x2 - x0}{t2 - t0}$

Estes cálculos foram realizados para as componentes de velocidade em X e Y para se conseguir obter a intensidade da velocidade do respetivo movimento através do cálculo do módulo de ambas as componentes.

Foram introduzidos todos estes cálculos em Excel juntamente com os dados visualizados nos vídeos no programa Kinovea para se poder retirar conclusões relativamente às velocidades obtidas, tendo sido calculado o erro percentual entre a velocidade retirada do Kinovea com a velocidade calculada.

Este procedimento foi realizado para os dados obtidos nas duas câmaras de vídeo, contudo derivado da perspetiva da câmara posterior, não foi possível visualizar com a maior precisão o pé no remate nem da bola depois do remate. Por esse motivo optou-se por fazer para a

câmara lateral análises de trajetórias e velocidades comparando-as com os valores obtidos pelos Kinovea e também análises aos ângulos da perna de remate.

Com a câmara posterior optou-se por se realizar uma análise qualitativa juntamente com a câmara lateral, de forma a visualizar-se os diferenças de movimento entre remates e perceber como isso afetou os resultados obtidos pela câmara lateral.

4. Resultados Câmara Lateral

4.1 Trajetória

Para a avaliação da trajetória optou-se por se realizar uma avaliação individual para valores de posição de X e para valores de Y, para que fosse mais fácil compreender e visualizar o percurso de cada remate.

A Figura 12 representa o gráfico da trajetória X do tornozelo de todos os remates. Como se pode observar o comportamento da trajetória X é bastante semelhante até chegar aproximadamente ao tempo 0,1s, momento em que os remates começam a evoluir em trajetórias diferentes, apesar de continuarem a ter com comportamentos semelhantes. Do instante 0s até ao instante 0,1s o comportamento da trajetória de X dos diversos remates mantém-se constante porque corresponde ao momento que o pé de remate se encontra assente no chão. A partir do instante 0,1s é quando o pé de remate inicia a sua fase de propulsão de marcha preparando-se para a fase de balanço, e conseqüentemente para o remate (Figura 13).

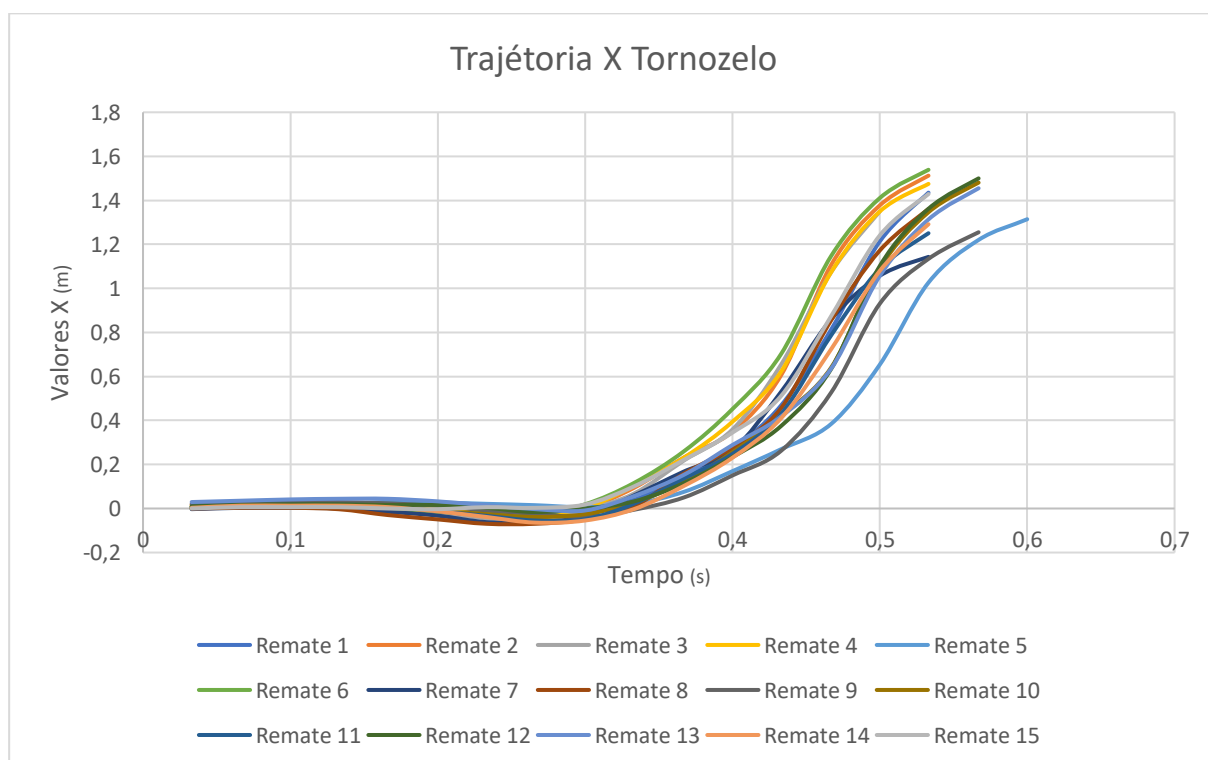


Figura 12 - Gráfico da Trajetória X do Tornozelo



Figura 13 - Imagem retirada do Kinovea e representa o comportamento do Tornozelo (linha amarela) durante o remate 7 da câmara Lateral

Através do gráfico da Figura 12 é possível identificar os remates 2 e 6 como os remates com valores de X mais elevados e os remates 5 e 9 como os remates com valores de X mais baixos. Já os remates 3 e 7 denotam um comportamento diferente dos restantes, uma vez que no final da trajetória os remates executam uma ligeira curva, fenómeno que não ocorre no remate 3 e o remate 7 que terminam mais cedo com uma curvatura muito mais acentuada que os restantes, como ilustra na Figura 14.

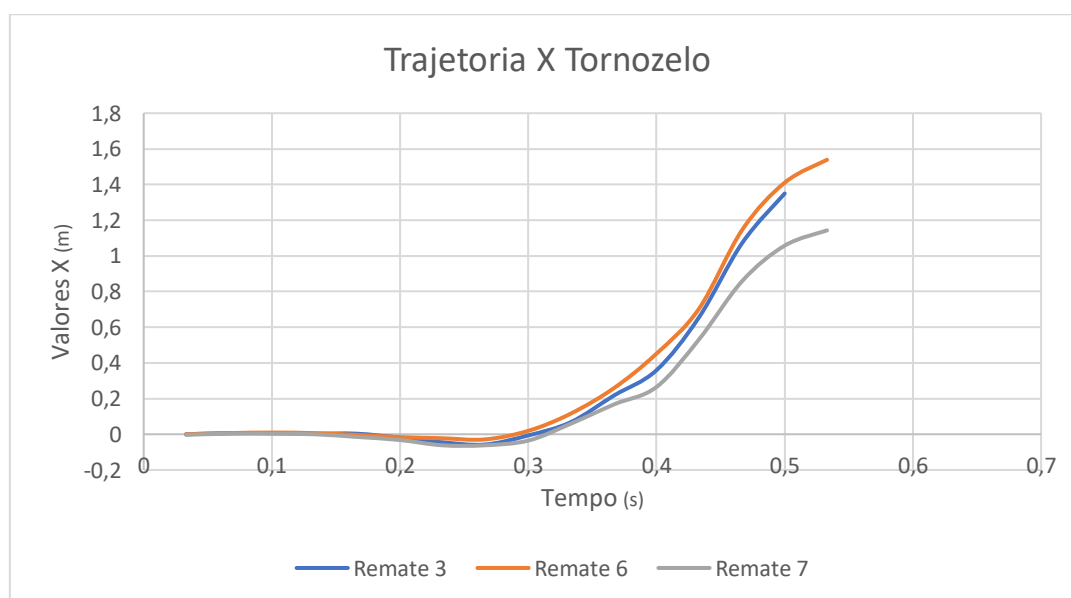


Figura 14 - Gráfico de Trajetória X do Tornozelo do remate 3,6 e 7

Já na trajetória Y, que se pode observar na Figura 15, o comportamento do tornozelo quase se identifica como uma onda. Aqui é evidente que os remates 7 e 3 apesar de começarem a

sua trajetória ao mesmo tempo que os outros remates, começam a decrescer mais cedo que os restantes, o remate 5 é o remate que começam a sua diminuição mais tarde e o remate 2 é o remate com valores de Y maiores. Na Figura 16 é possível verificar através da linha amarela (que representa o movimento do tornozelo) exatamente o movimento executado pelo tornozelo no preciso momento em que se encontra na altura máxima.

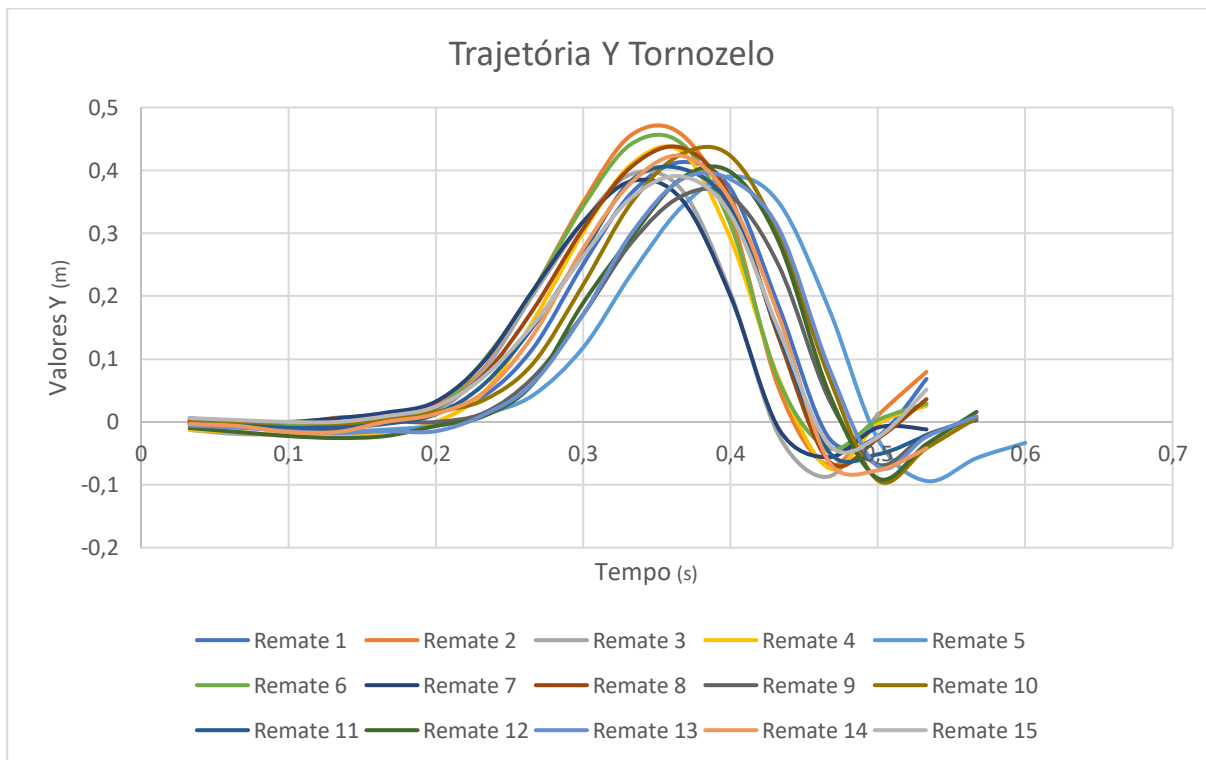


Figura 15 - Gráfico de Trajetória Y do Tornozelo



Figura 16 - Imagem retida do Kinovea correspondente ao remate 3 da câmara Lateral quando o tornozelo atinge a altura máxima

Como os remates 3 e 7 têm um comportamento praticamente idêntico é difícil de visualizar o remate 3 na Figura 15. Contudo, estes remates diferenciam-se dos restantes, uma vez que o remate 3 é o mais curto de todos e o remate 7, apesar de ser igualmente um remate curto, é o remate com valores de Y mais baixo.

Relativamente ao joelho, quando se observa a trajetória X de todos os remates, apresentada na Figura 17, verifica-se um aumento progressivo até alcançar um máximo, sendo que a partir daí os valores de X estabilizam ligeiramente. Inicialmente todos os remates têm um comportamento semelhante até chegar, aproximadamente ao tempo de 0,2s. Este momento ilustra-se na Figura 18 representada pela cor vermelha (joelho), que mostra o tornozelo a elevar-se do solo e o joelho prestes a executar o movimento de extensão. É a partir deste movimento que os remates começam a dispersar e destacar-se uns dos outros, como é o caso dos remates 5 e 7. O remate 5 destaca-se por ser o mais comprimido de todos sendo o último a terminar a sua trajetória e o remate 7 exatamente pelo seu oposto. É o mais curto e com valores de X mais baixos que os restantes remates.

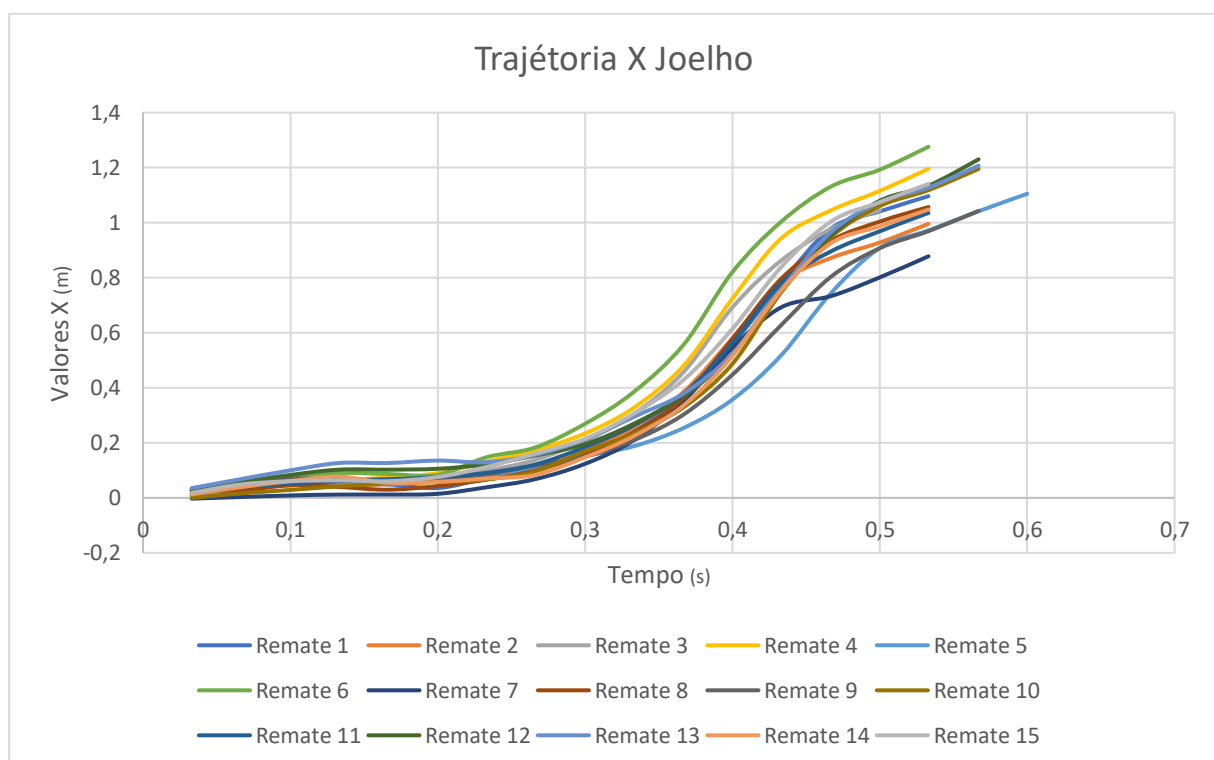


Figura 17 - Gráfico de Trajetória X do Joelho



Figura 18 - Imagem retirada do Kinovea correspondente do remate 3 da câmara Lateral que ilustra o movimento do joelho pela linha vermelha

Já na trajetória Y na Figura 19 é possível verificar que todos os remates têm um comportamento ondulatório entre aumentos e diminuições de altura ao logo do trajeto. Novamente os remates que mais se destacam são os remates 5 e 7. O remate 5 começa com uma trajetória semelhante aos restantes durante todo o trajeto exceto quando chega ao tempo aproximado de 0,3s, onde ocorre uma grande diminuição seguida por um ligeiro pico de aumento, terminando mais baixa que os restantes remates. Já no remate 7, apesar de ser o remate com valores de X e Y mais baixos dos 15, na trajetória do joelho é dos mais altos e, como ocorre no remate 5, quando chega ao tempo 0,3s, aproximadamente, tem uma ligeira diminuição seguida por um aumento no tempo aos 0,4s continuando a ser dos remates mais altos.

O comportamento destes dois remates está ilustrado na Figura 20 juntamente com o remate 9. Foi escolhido o remate 9 como comparação destes dois remates por ser o único remate dos 15 com uma trajetória mais bem delineada.

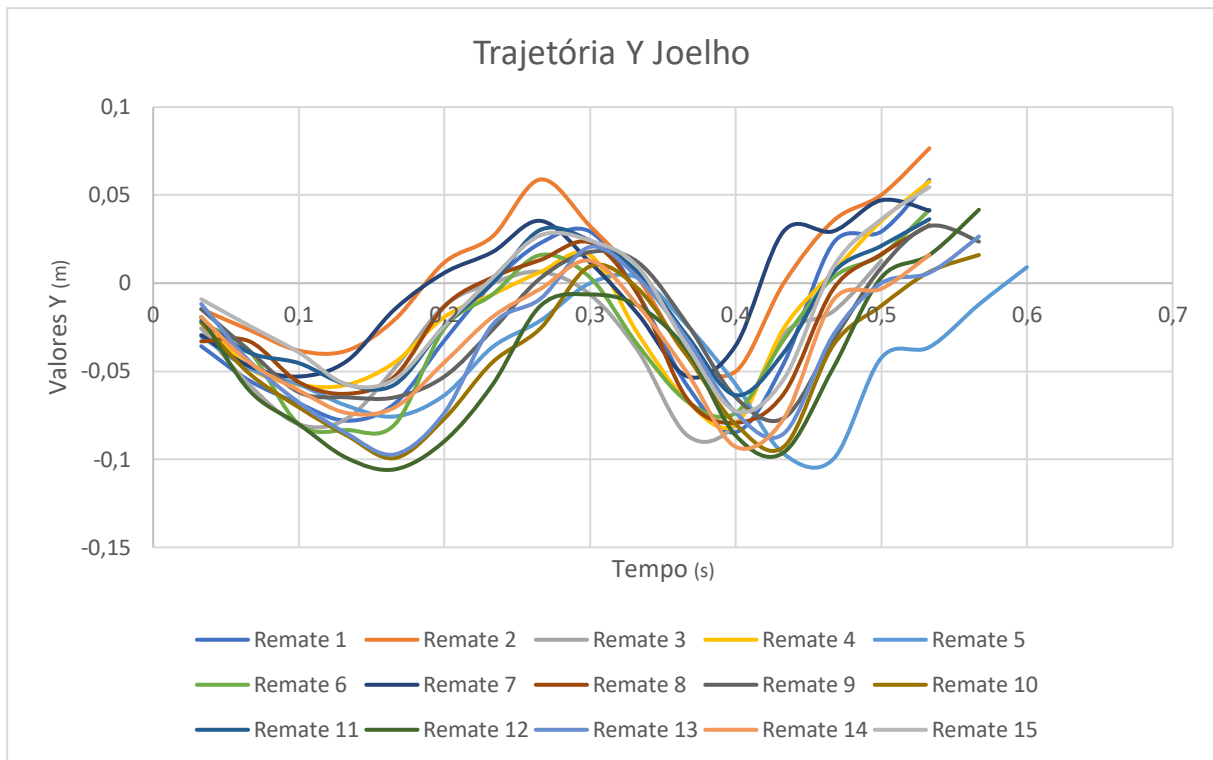


Figura 19 - Gráfico da Trajetória Y do Joelho

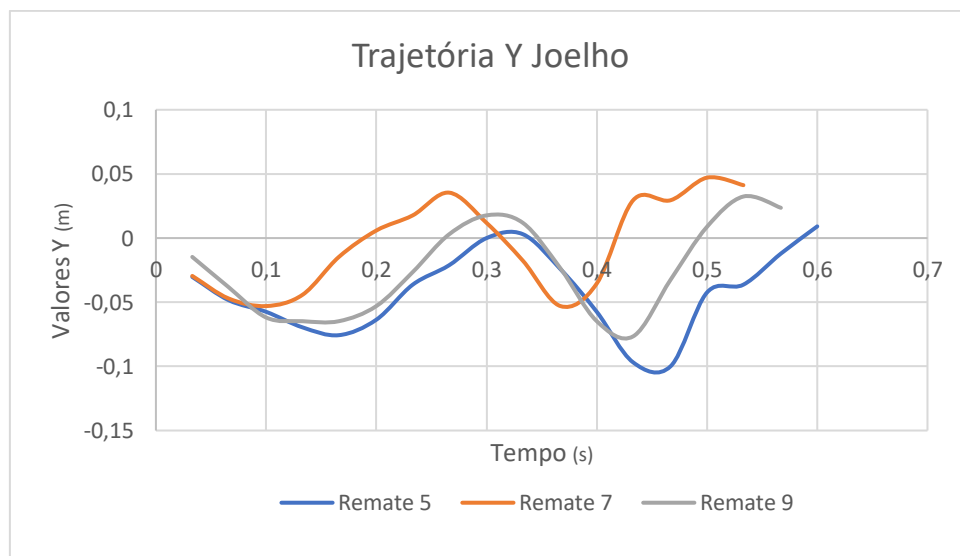


Figura 20 - Gráfico de Trajetória Y do Joelho do remate 5, 7 e 9

Na abordagem do joelho é possível fazer uma comparação com as oscilações que ocorrem na trajetória Y e verificar o que ocorre em termos de amplitude. Nas Figura 21, Figura 22, Figura 23, apresentam-se as amplitudes do ângulo do joelho em diferentes momentos do remate 3. Nas figuras à direita é possível verificar as amplitudes do joelho representadas pelos arcos verdes. Já nas imagens à esquerda verifica-se o movimento de todo o corpo durante o remate sendo que o joelho é representado pela cor vermelha.

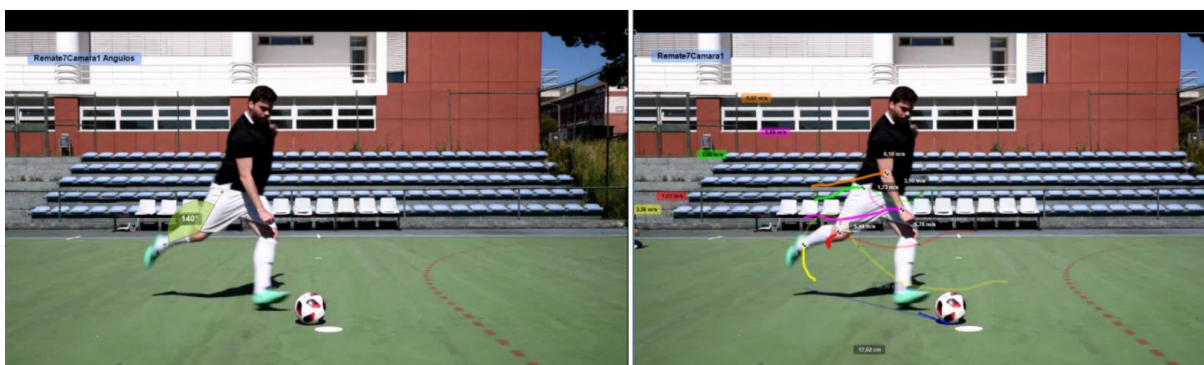


Figura 21 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho (140°)

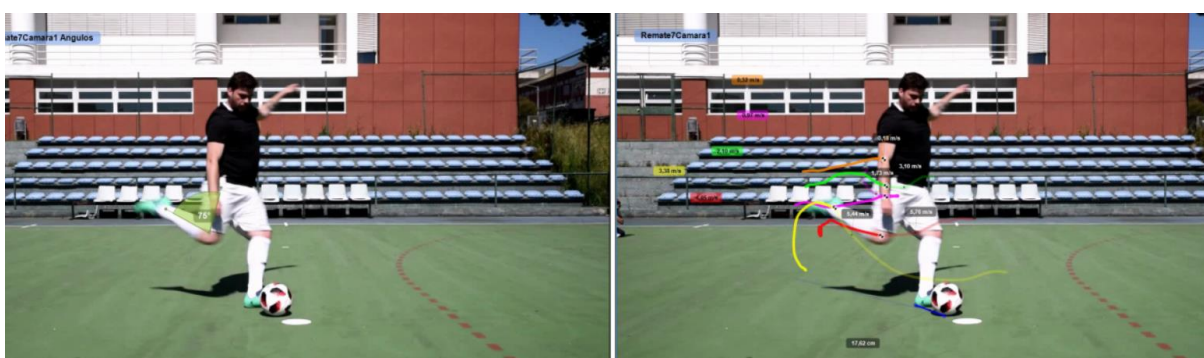


Figura 22 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho (75°)

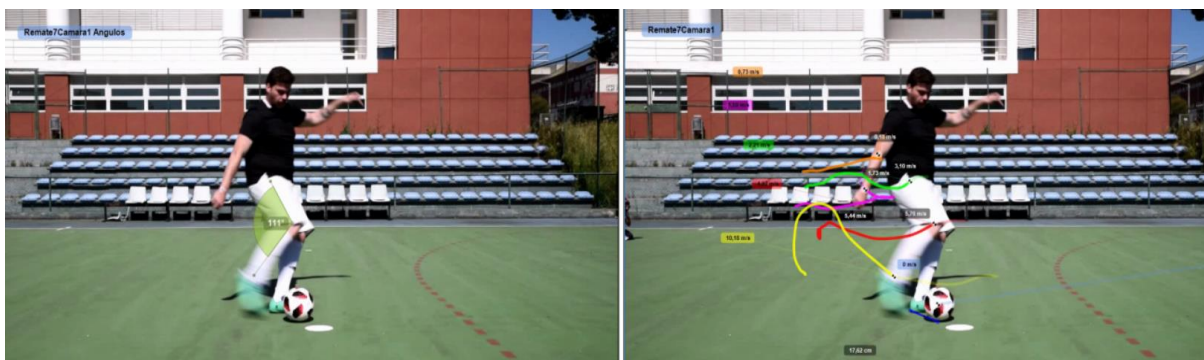


Figura 23 - Imagem retira do Kinovea e representa a comparação do movimento do pé do remate com os ângulos do joelho (110°)

Ao observar as imagens da Figura 21, Figura 22 e Figura 23 consegue-se verificar que, nos instantes em que a trajetória Y está no máximo os ângulos do joelho são mais abertos e quando a trajetória está no seu mínimo os ângulos são mais fechados. Apesar da amplitude dos ângulos do joelho variar de remate em remate este facto ocorre em todos os remates.

Relativamente à anca, no gráfico de trajetórias de X apresentado na Figura 24, observamos que o comportamento dos remates volta a ser semelhante, havendo apenas um aumento gradual do valor de X ao longo da trajetória do remate e no final uma pequena estabilização. O único destaque que se pode dar a este gráfico é ao remate 7 por ser o que apresenta valores de X mais baixo que todos.

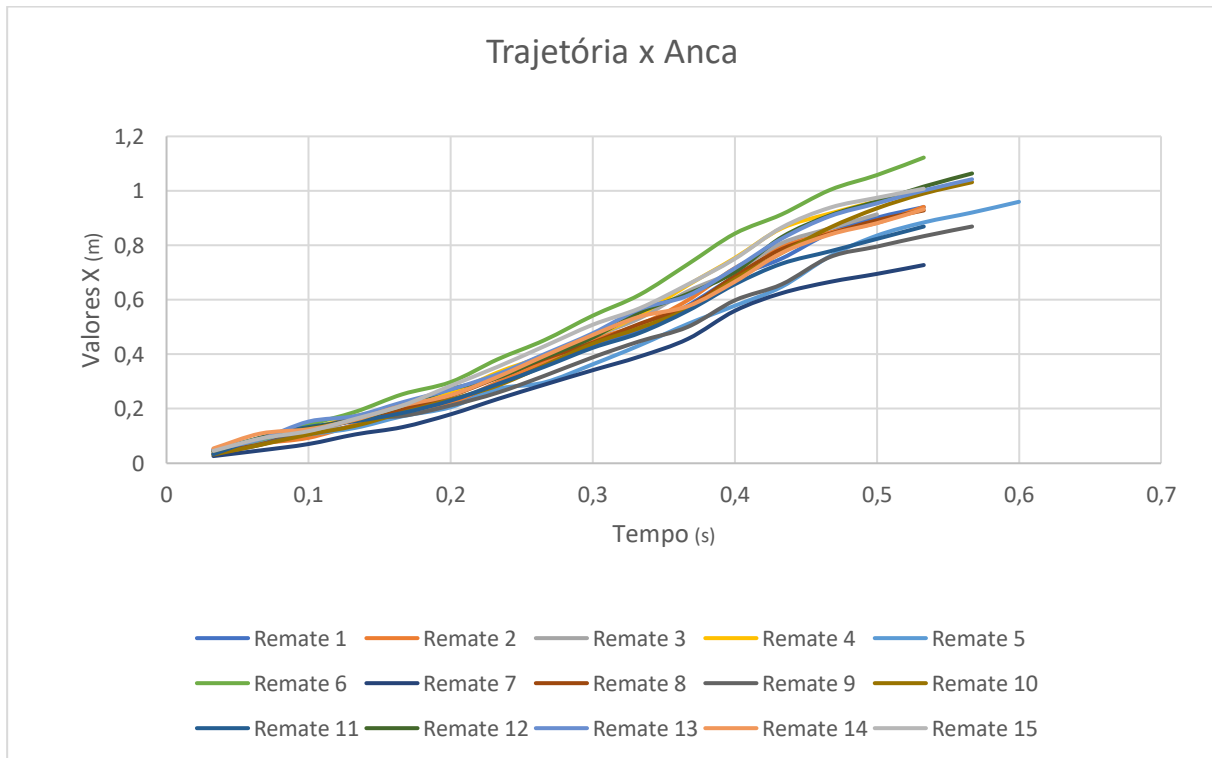


Figura 24 - Gráfico da Trajetória X da Anca

Quando visualizamos o gráfico de trajetórias Y da anca, apresentado na Figura 25, consegue-se verificar uma certa semelhança ao que ocorre no gráfico de trajetórias Y do joelho. Observa-se um gráfico de oscilações entre máximos e mínimos, não tão proeminente do joelho, mas com o mesmo perfil ondulatorio. Podemos destacar neste gráfico uma diminuição bastante acentuada da posição do tempo aproximado de 0,4s, algo que ocorre em todos os remates. É importante salientar que o mesmo ocorre no joelho exatamente no mesmo tempo aproximado. Neste gráfico não existe nenhum remate que se destaque, mas é importante mencionar que os remates 7 e 8 são dos remates com valores de Y maiores e os remates 5 e 9 são dos remates com valores de Y mais baixos, semelhante ao que ocorre no joelho.

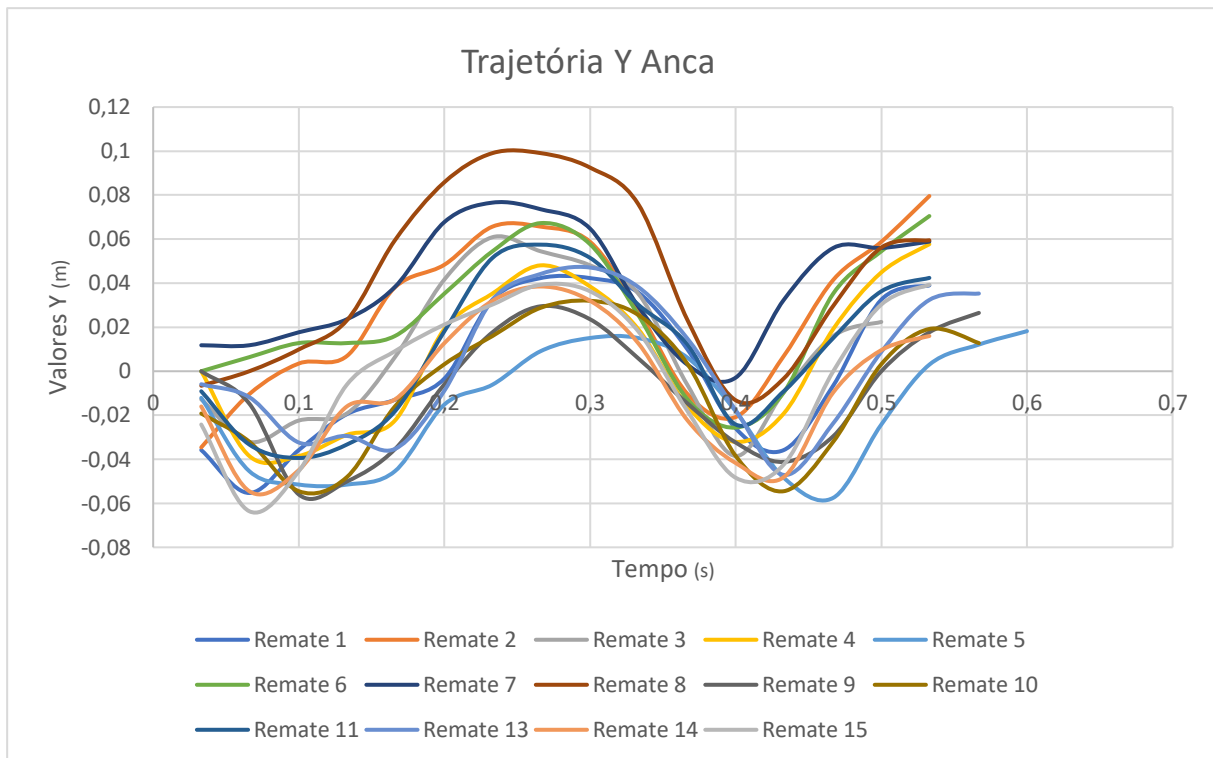


Figura 25 - Gráfico da Trajetória Y da Anca

No pulso, o gráfico de trajetórias X Figura 27 na maior parte dos remates tem um comportamento semelhante. Existe um aumento gradual do deslocamento em X seguindo de uma diminuição mais abrupta finalizando com um pequeno aumento. Os remates que mais sobressaem são os remates 3 e 7. No remate 3, o comportamento descrito anteriormente não ocorre da mesma forma. O remate inicia-se como os restantes, mas termina com apenas uma ligeira diminuição, como se pode verificar na Figura 27. O possível motivo detetado por visualização dos vídeos para tal diferença advém do facto de, no terminar do remate, a mão dirige-se para baixo enquanto nos outros remates a mão dirige-se para cima, como ilustra a Figura 28 onde se observa o remate 3 à esquerda e o remate 4 à direita. Já o remate 7 só se destaca por ser um remate com valores de X bastante inferiores aos restantes remates.

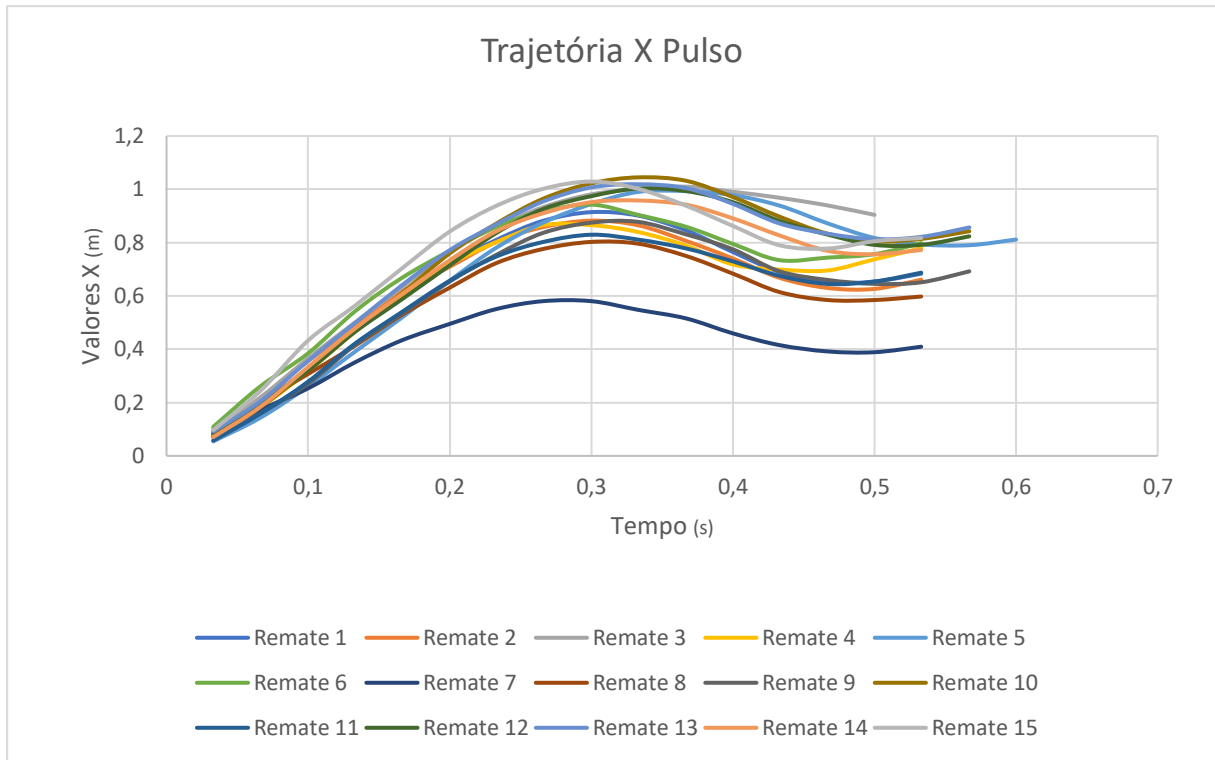


Figura 26 - Gráfico da Trajetória X do Pulso

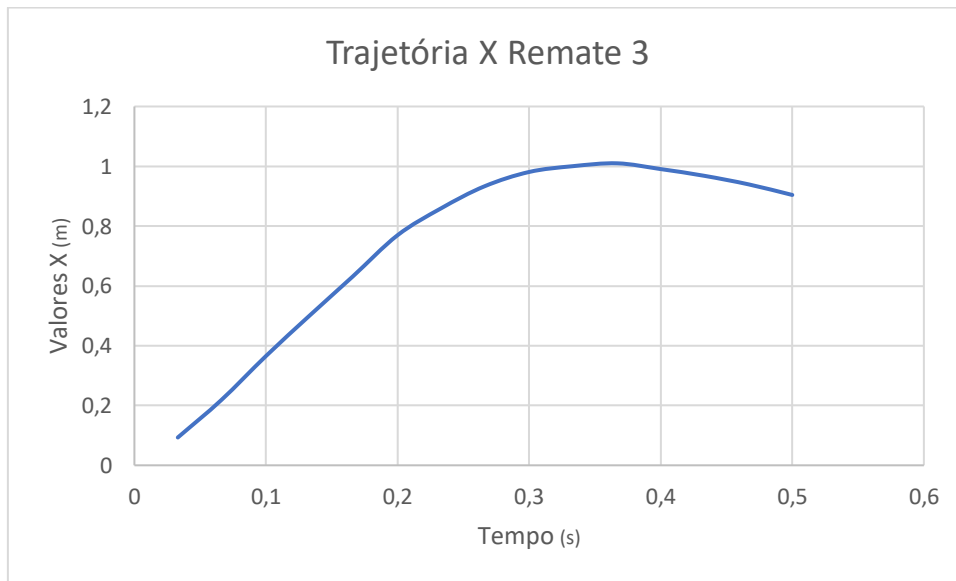


Figura 27 - Gráfico da Trajetória X do pulso do Remate 3

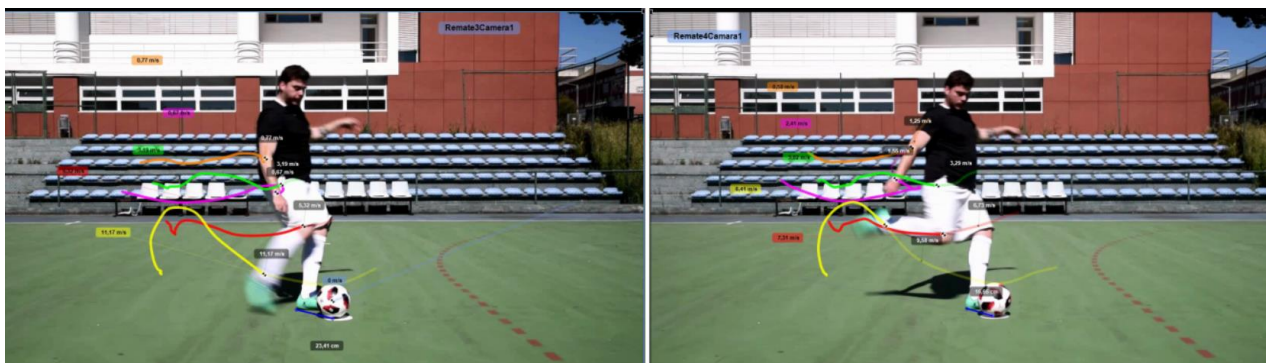


Figura 28 - Imagem retirada o Kinovea em que se visualiza a mão direita no remate 3 e no remate 4 da câmara 1

Na Figura 29 observa-se as trajetórias verticais do pulso e verifica-se que existem grandes oscilações de comportamento entre remates, principalmente no final do remate, onde existe um pico bastante acentuado de altura.

Os remates 6, 7 e 8 são os remates com valores de Y maiores. Já o remate 9 é nitidamente o remate com valores de Y mais baixo sendo facilmente identificável.

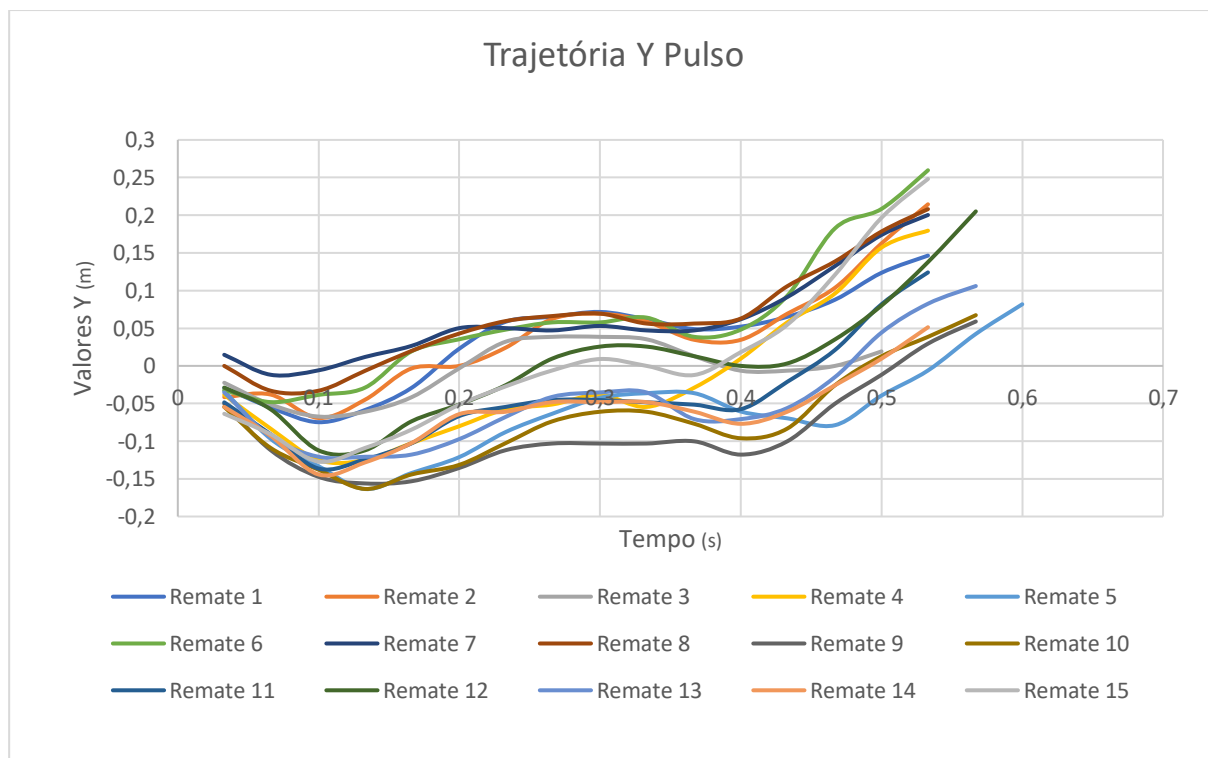


Figura 29 - Gráfico da Trajetória Y Pulso

Relativamente ao facto mencionado anteriormente sobre o remate 3 na trajetória em X, esse fenómeno pode ser igualmente comprovado pelo gráfico de trajetórias de Y da Figura 30. Ao

observar a trajetória de Y do remate 3 comparativamente com o remate 4 (somente por se ter utilizado o mesmo remate na imagem acima), consegue-se verificar uma alteração de comportamento oposta no final do remate. Enquanto no remate 4 (ou em qualquer outro remate) existe um aumento progressivo, no remate 3 existe uma diminuição acompanhado por um ligeiro aumento.

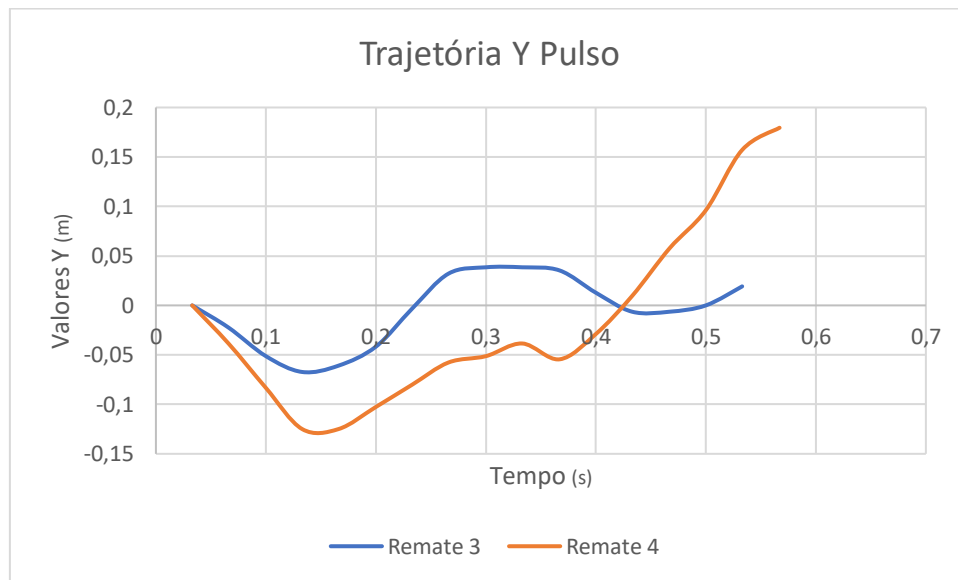


Figura 30 - Gráfico da Trajetória Y Pulso dos remates 3 e 4

No cotovelo observa-se que nos gráficos de trajetórias de X na Figura 31, apesar da maioria dos remates apresentar um comportamento bastante semelhante existem algumas discrepâncias. Relativamente ao remate 7 é possível observar a grande diferença de valores de X comparativamente aos outros remates. Outra evidência importante de salientar é que como ilustrado na Figura 32 comparando com o remate 2, o remate 3 não tem o mesmo comportamento que os restantes remates. Começa com um comportamento idêntico até chegar ao tempo 0,2s aproximadamente e acaba por haver sempre um aumento até estabilizar, ao contrário dos restantes remates que chegam a um máximo, decrescem ligeiramente terminando um com ligeiro aumento. Quanto à evolução em Y, comparar a Figura 29 a Figura 33, é possível verificar uma certa semelhança entre os gráficos.

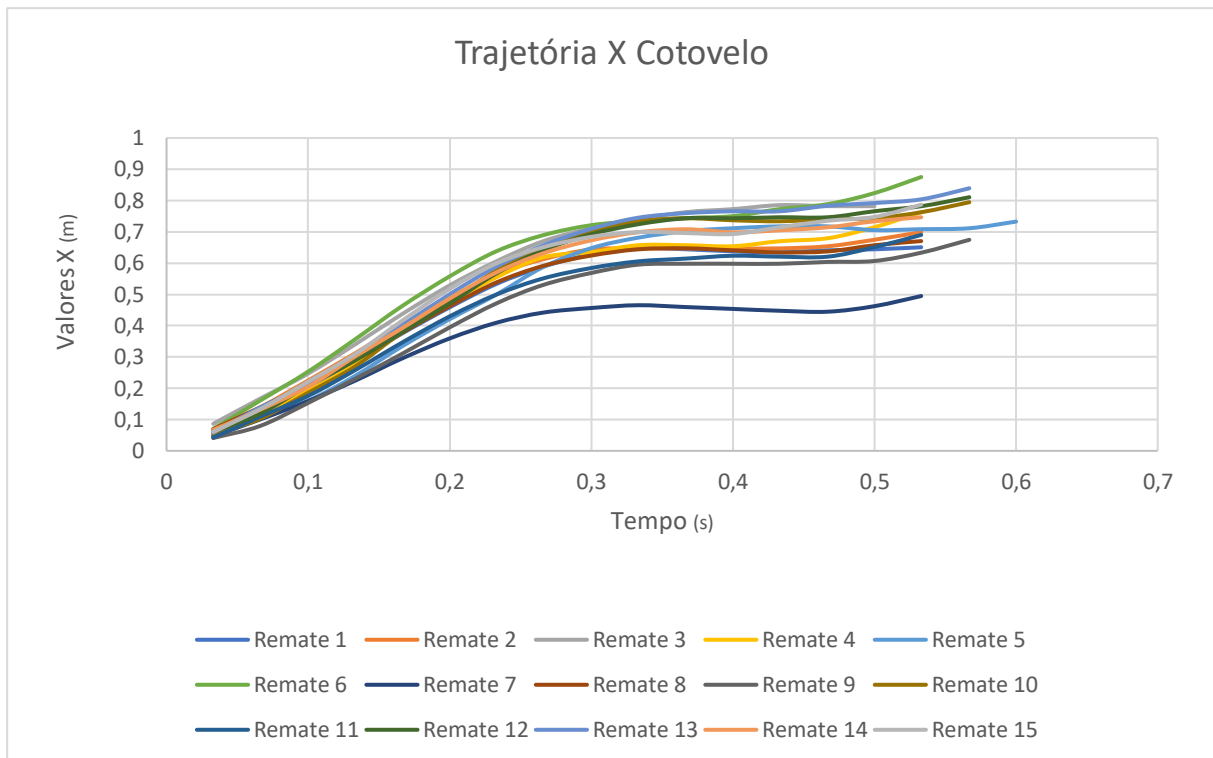


Figura 31 - Gráfico da Trajetória X do Cotovelo

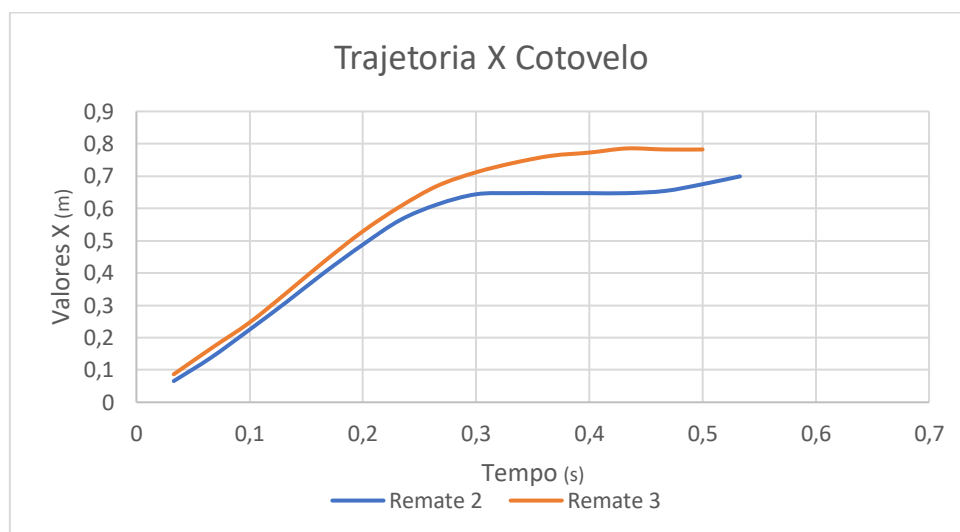


Figura 32 - Gráfico da Trajetória X Cotovelo dos remates 2 e 3

No gráfico de Y na Figura 33, verifica-se que embora ocorram algumas oscilações nos remates durante a sua trajetória, a maioria termina com uma grande elevação, exceto no remate 3, como se pode visualizar na Figura 34 quanto comparado com o remate 2. Pode-se constatar que os remates com valores de Y maiores são os remates 2 e 8 e o remate com valores de Y mais baixos é o remate 9.

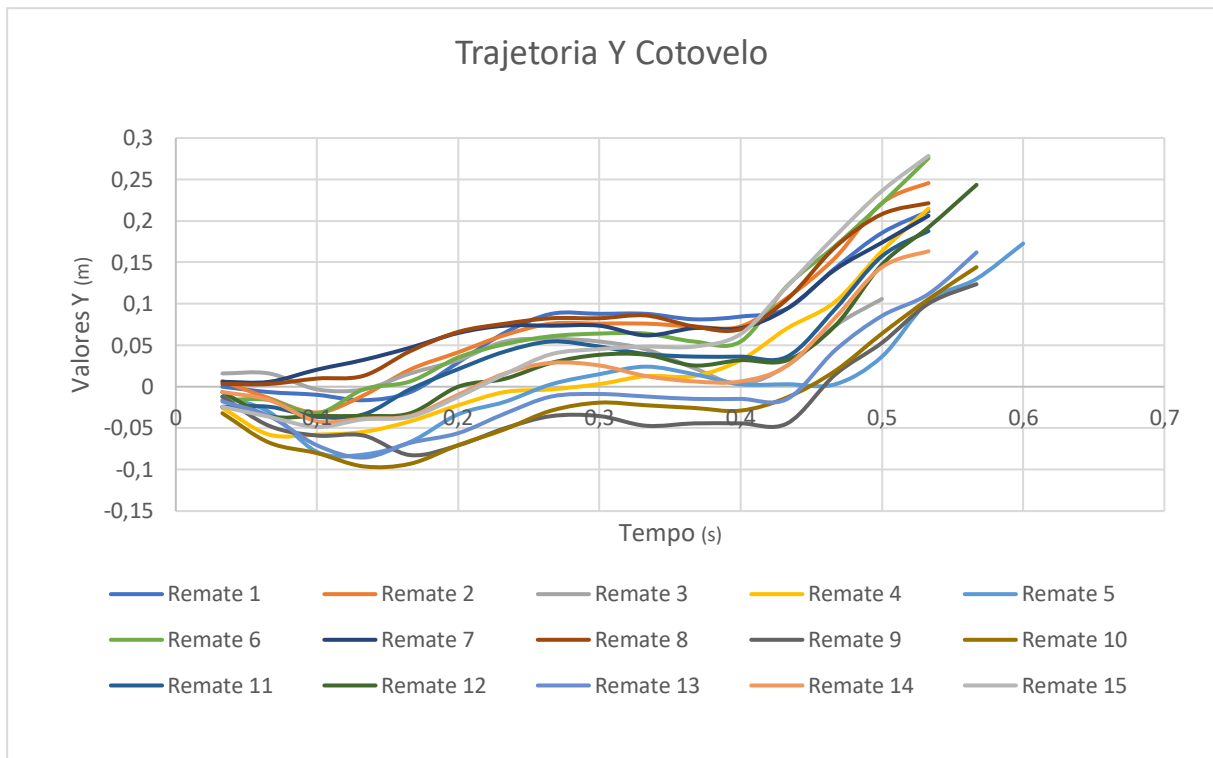


Figura 33 - Gráfico da Trajetória Y do Cotovelo

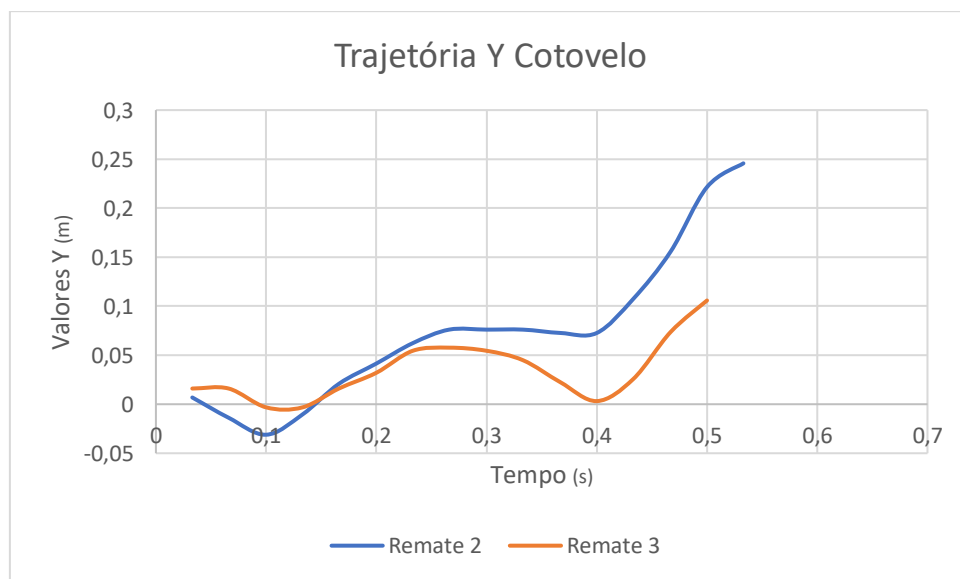


Figura 34 - Gráfico da Trajetória Y do Cotovelo dos remates 2 e 3

4.1.1 Análise Estatística – Correlação e Regressão Linear

Após a análise qualitativa da trajetória do tornozelo durante o remate, pretende-se averiguar se a altura máxima do tornozelo é uma variável que influencia a performance do restante remate. Para tal realizou-se uma análise de correlação e regressão linear entre a variável altura máxima do tornozelo com a variável módulo de velocidade máxima da bola e com a variável distância do pé no final do remate.

Tabela 2 - Valores para verificação de correlação e regressão linear

	Correlação Linear			
	Módulo Velocidade Máxima Bola (m/s)	Distância do pé de Apoio no Início do Remate (cm)	Distância do pé de Apoio no Final do Remate (cm)	Altura Máxima tornozelo Antes do Remate (m)
Remate 1	22,01386	134,87	29,46	0,41320
Remate 2	26,68132	130,84	23,25	0,45680
Remate 3	21,82332	128,61	23,41	0,39430
Remate 4	24,83436	124,17	16,65	0,42960
Remate 5	21,52809	112,95	15,63	0,39060
Remate 6	24,11014	140,3	23,41	0,44240
Remate 7	21,24407	92,96	17,62	0,38300
Remate 8	23,28788	125,22	23,65	0,43600
Remate 9	19,98707	92,7	22,08	0,35940
Remate 10	21,16162	126,89	24,17	0,42620
Remate 11	18,48103	109,86	20,21	0,40270
Remate 12	22,74746	134,23	20,52	0,39740
Remate 13	22,25594	131,11	20,4	0,38580
Remate 14	23,47106	97,05	19,82	0,42300
Remate 15	22,00677	104,61	19,63	0,39040

Na Tabela 2, é possível visualizar diversos dados recolhidos, contudo neste caso específico da trajetória iremos apenas focar na variável altura máxima do tornozelo em relação ao módulo de velocidade máxima da bola e com a distância do pé de apoio no final do remate. Observa-se que o remate 2 para além de representar o remate com altura máxima do tornozelo mais alto (0.46m), representa também a bola mais veloz com o valor de 26,68 m/s. Ao contrário, esta correspondência não é tão evidente, visto que velocidade mais baixa da bola corresponde ao remate 11 com valor de velocidade máxima da bola de 18.48 m/s, não representando o remate com altura máxima do tornozelo mais baixa (0.40m). O remate 9 apresenta valores de velocidade máxima da bola de 19.98 m/s mas representa o remate com

altura máxima da bola mais baixa com 0.36m. Contudo se formos analisar a diferença de altura entre ambas, constata-se que é muito reduzida, mais concretamente de 0.04m. O mesmo ocorre entre velocidades, visto que a diferença entre ambas é de 1,5m/s.

Apesar do que se verificou na Tabela 2, e de forma a retirar conclusões mais assertivas, realizou-se uma análise de correlação e regressão linear com dados obtidos pelo coeficiente de correlação, gráficos de dispersão de pontos e um estudo de regressão linear.

Pelo coeficiente de correlação R, verificou-se que existe uma correlação positiva entre todas as variáveis sendo uma mais forte que outras. Contudo, este coeficiente é uma medida de intensidade de relação entre variáveis e por si só não indica nada sobre a existência de uma relação causal entre variáveis, ou seja, apesar do coeficiente de correlação entre a altura máxima do pé e o módulo de velocidade máxima da bola ser de 0,73, um valor bastante próximo de 1, pode afirmar-se que ambas estão relacionadas ou associadas uma a outra, mas que uma não causa a outra. Já com a variável altura máxima do tornozelo e a distância do pé no final do remate, o valor é de 0,31, um valor afastado de 1 o que indica que uma correlação moderada entre as duas.

Como se pode ver pelo diagrama de dispersão da Figura 35, a linha de tendência está direcionada para cima o que indica uma correlação positiva. Contudo, através do R^2 , que corresponde o coeficiente de determinação, é possível explicar a proporção da variância total da variável dependente que é explicada pelo modelo linear. O coeficiente de determinação encontra-se entre os valores $0 \leq R^2 \leq 1$, quanto maior for R^2 maior é o poder explicativo da regressão. Pela tabela abaixo calculada a partir da regressão linear, podemos concluir que o valor de R^2 da altura e da velocidade é de 0,53. Já o p-valor da altura com a velocidade corresponde a 0,002 e uma vez que é inferior a 0,05 pode-se constatar que a correlação é estatisticamente significativa, conforme Tabela 3.

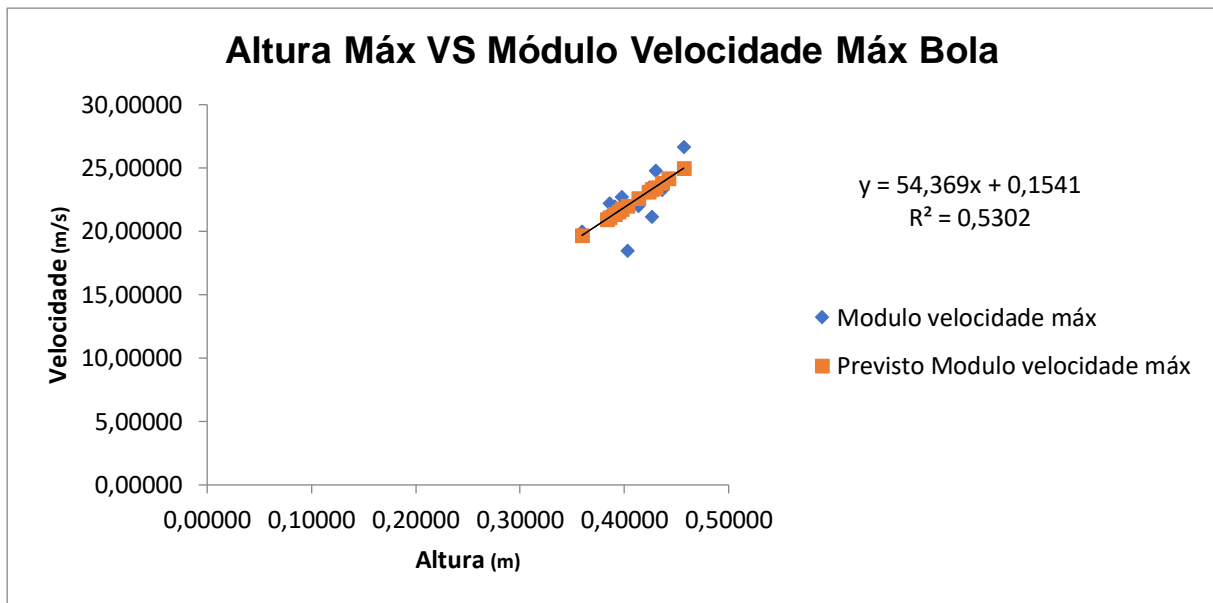


Figura 35 - Gráfico de Regressão Linear entre Altura Máxima e Módulo Velocidade Máxima Bola

Tabela 3 - Estatística de Regressão entre a variável altura máxima do tornozelo e velocidade máxima da bola

Estatística de Regressão

R múltiplo	0,728177
Quadrado de R	0,530242
Quadrado de R ajustado	0,494106
Erro-padrão	1,405854
Observações	15

Ao analisar o Figura 36 é possível verificar que a linha de tendência esta direcionada para cima indicando uma correlação positiva, contudo os resultados apresentados na Tabela 4 indicam que não existe correlação significativa entre as variáveis. O valor de R^2 é igual a 0,0932 e o p-valor corresponde a 0,27, sendo superior a 0,05.

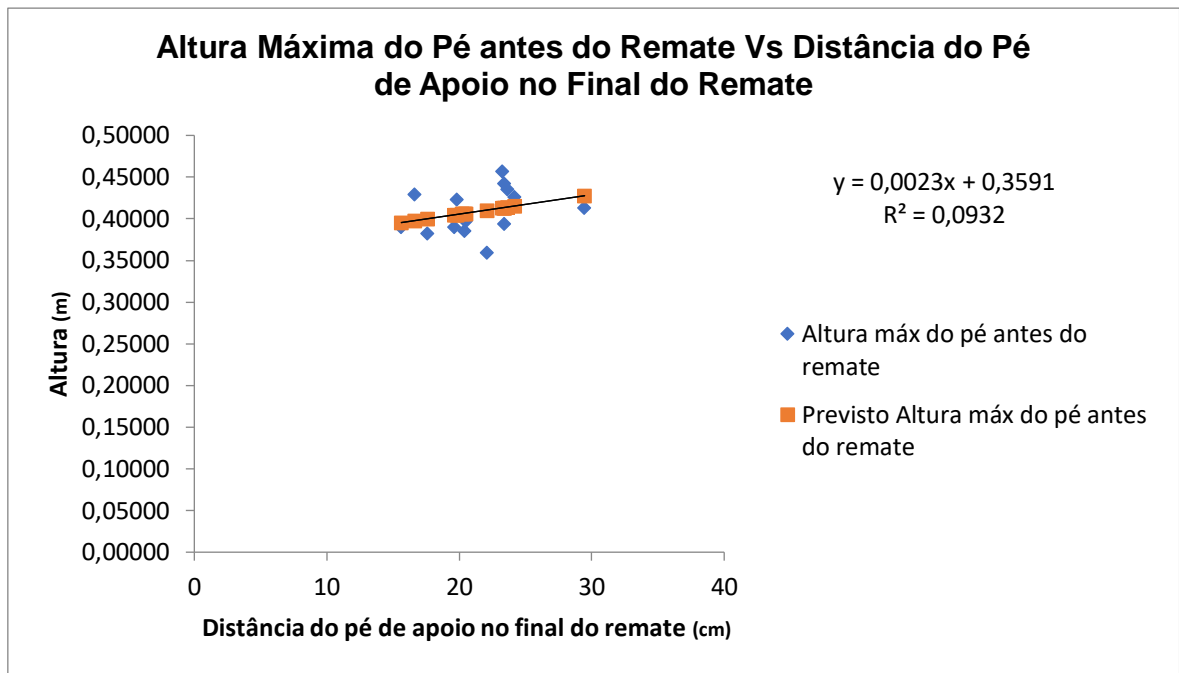


Figura 36 - Gráfico de Regressão Linear entre Altura Máxima tornozelo e distância do pé de apoio no final do remate

Tabela 4 - Estatística de regressão

Estatística de regressão

R múltiplo	0,305247
Quadrado de R	0,093176
Quadrado de R ajustado	0,02342
Erro-padrão	0,026161
Observações	15

4.1.2 Discussão Trajetória

A análise da trajetória é o primeiro passo para observar o percurso de cada ponto anatômico nos diferentes remates. Neste caso em específico ao observar a trajetória de X e a trajetória de Y separadamente permitiu compreender como o corpo se movimenta antes de rematar uma bola e detectar anomalias que possam ter ocorrido e influenciado os resultados obtidos noutros capítulos.

No tornozelo ao comparar os gráficos da trajetória de X e Y com os vídeos de cada remate detetou-se que os remates 3 e 7 são os que mais se destacam na sua variação de comportamento em relação aos restantes remates e os remates 2 e 6 em ambas as perspectivas são os remates com valores de X e Y mais altos, principalmente o remate 2.

Foi também possível detetar pelos gráficos de trajetória X e Y que existem determinados instantes em que o comportamento do tornozelo é essencial para o desempenho do remate, sendo estes o momento em que o pé de remate sai da fase de propulsão de marcha para iniciar o seu percurso de balanço, sendo a partir desse instante que todos os remates começaram a evoluir e diferenciar-se uns dos outros, e principalmente o momento na fase de balanço em que o tornozelo atinge o seu valor máximo de Y antes de rematar na bola. No caso do remate 2, este foi o remate com valores de Y mais elevados e conseqüente o remate com maior velocidade neste segmento corporal, por sua vez o remate 7 foi o remate com valores de Y mais baixos e também o remate com velocidade mais baixa no tornozelo.

No joelho destacaram-se os remates 5 e 7, sendo o remate 7 o mais peculiar. Como se pôde observar, o remate 7 na maioria das trajetórias, quer em X quer em Y, foi sempre o remate que se destacou por possuir das trajetórias mais baixas, contudo no joelho na trajetória Y ocorreu exatamente o oposto sendo das trajetórias com valores Y mais altos, apesar dos valores de X se encontrarem igualmente baixos. Para averiguar esta situação, realizou-se uma análise qualitativa através da visualização dos vídeos entre o remate 2 (remate com valores de Y igualmente altos), o remate 7 e com o remate 12 (valores de Y mais baixos) e verificou-se que no exato momento que o joelho atinge o seu ponto mais alto tanto o remate 2 como remate 12 apresentam a perna em extensão com uma ligeira rotação externa do pé, enquanto o remate 7 apresenta a perna de remate mais em flexão sem qualquer rotação do pé. Tendo este fator em consideração, não existiu nenhuma outra variância ou anomalia que justifique o motivo do remate 7 ter obtido valores de Y mais altos, visto que esta alteração de movimento não alterou os valores de Y do remate 12 apesar de ter executado um movimento similar ao remate 2. Pode, no entanto, ter influenciado outros critérios de avaliação, como a

amplitude do joelho. Este tema irá ser abordado com maior detalhe em capítulos posteriores, mas é importante desde já reforçar como o joelho se movimenta e como esse movimento interage com os ângulos e por sua vez afeta a velocidade.

Na anca não houve nenhum marco relevante a não ser as semelhanças que os gráficos de trajetórias X e Y têm com os gráficos de trajetórias do joelho. Ao observar-se com atenção verifica-se que os pontos máximos ou mínimos da anca se encontram nos mesmos pontos ou em pontos aproximados do joelho.

Relativamente ao membro superior, pela avaliação dos gráficos de trajetórias X e Y foi possível detectar um pequeno detalhe que seria difícil de reconhecer a olho nu no comportamento do remate 3 que o diferenciou dos restantes remates. Quase no final da trajetória do remate 3 o pulso executa um movimento de direcionar-se para baixo enquanto que nos restantes remates o pulso, nesse mesmo ponto, direciona-se para cima. Este pequeno detalhe modificou o percurso da trajetória do remate 3, inclusive é possível detetá-lo de forma mais subtil nos gráficos de trajetórias do cotovelo. Tal como ocorre no membro inferior, no membro superior o comportamento dos gráficos de trajetórias X e Y também são bastante semelhantes.

Em relação à análise de correlação e regressão linear, pretendia-se verificar se a altura máxima do tornozelo teria alguma influência na velocidade máxima atingida pela bola ou se a colocação do pé de apoio no final do remate teria alguma influência sobre a altura máxima do tornozelo. Observou-se que existe uma correlação significativa entre as variáveis altura máxima do tornozelo e velocidade máxima atingida pela bola, visto que o coeficiente de determinação era de 0,53 e o p-valor correspondia a 0,002, o que indica que quanto maior for essa altura máxima atingida, maior será o balanço alcançado pela perna e conseqüentemente um remate mais potente. Esta premissa pode ser fundamentada pelo remate 2, que para além de ser o remate mais alto, é também a bola mais veloz com o valor de 26,68 ms. Por sua vez, não se conseguiu estabelecer uma correlação significativa entre a altura máxima do tornozelo e a distância do pé de apoio no final do remate, visto que o valor de R^2 é igual a 0,0932 e o p-valor corresponde a 0,27, o que indica que a colocação do pé de apoio no final do remate não influencia a altura do tornozelo.

Tendo em conta toda a informação obtida, podemos afirmar que o remate 2 corresponde ao remate mais bem-sucedido, não só por se destacar de todos os outros com as trajetórias mais altas, mas também por apresentar uma altura do tornozelo mais alta tendo obtido a velocidade mais alta na bola, por sua vez podemos também afirmar que o remate 7 foi o remate menos

bem-sucedido, por se caracterizar como apostado ao remate 2. Contudo é importante salientar que apesar de tudo o que já foi dito, o remate 2 não acertou na baliza ao contrário do remate 7 que acertou, mas este fator não depende apenas dos dados que foram avaliados, mas também do posicionamento do pé em relação à bola e conseqüentemente do ângulo com que a bola sai do remate.

4.2 Velocidade

4.2.1 Velocidade Membro Inferior

No tornozelo, através da Figura 37, pode-se observar o comportamento da velocidade ao longo do remate. Inicialmente todos os remates apresentam um comportamento praticamente linear, a partir desse instante os remates começam a dispersar, uma vez que tem valores de velocidade diferentes, apesar do comportamento ser semelhante. Para melhor compreensão do comportamento da velocidade do tornozelo, separou-se o gráfico em duas partes: a primeira parte engloba o intervalo de tempo que vai de 0,2s a aproximadamente 0,35s, onde se pode observar um aumento gradual da velocidade chegando a um pico máximo e de seguida a sofrer uma ligeira diminuição. Esta situação ocorre no momento que o pé sai da sua posição estática e eleva-se do solo até chegar ao ponto mais alto da sua trajetória (onde a velocidade diminui). Na segunda parte que engloba o restante parte do gráfico, observa-se um aumento acentuado da velocidade atingindo o seu máximo seguido por uma ligeira diminuição da mesma. Esta situação corresponde ao momento que o tornozelo depois de atingir o seu ponto mais alto começa a sua descida ganhando balanço até atingir a bola para o remate. O máximo que observamos no gráfico de velocidades corresponde ao momento que o pé embate na bola ou está prestes a embater na bola. A diminuição que ocorre posteriormente ao máximo alcançado corresponde ao momento após o empate da bola em que o próprio pé começa a abrandar a sua velocidade.

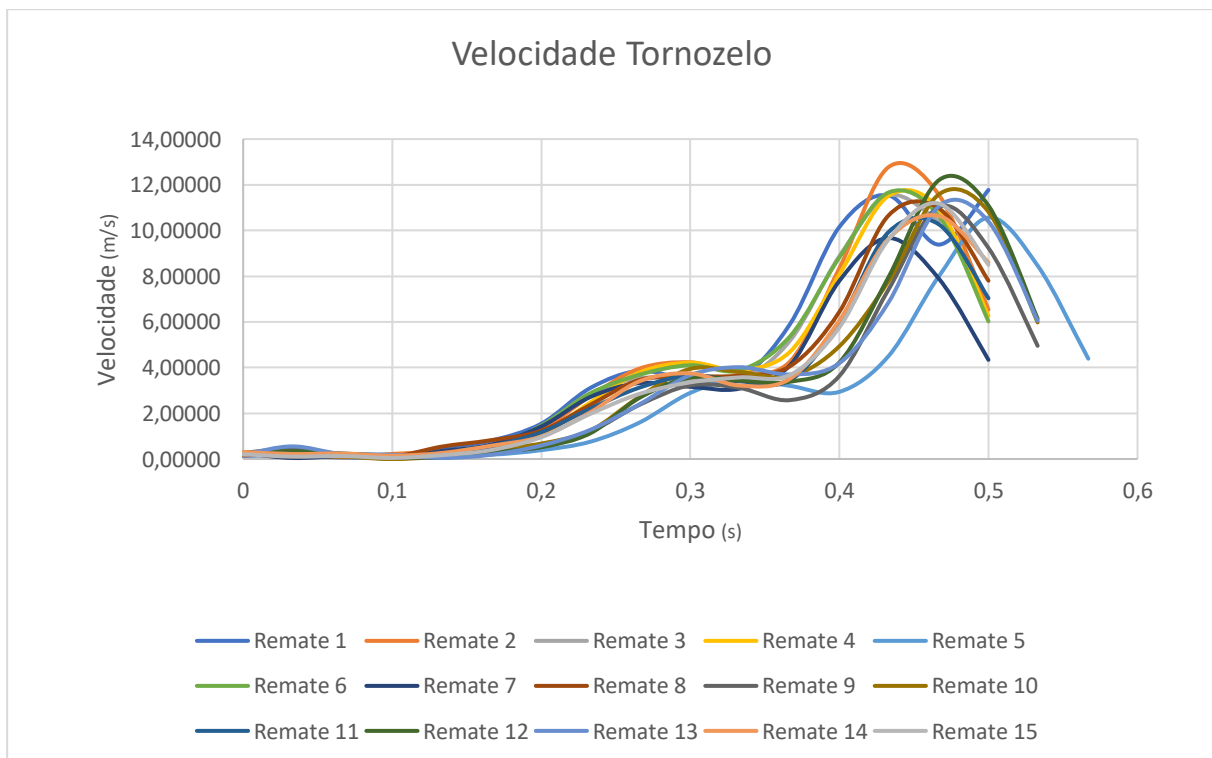


Figura 37 - Velocidade Tornozele

Relativamente aos remates que se destacam, temos os remates 2, 3, 5 e 7 representado na Figura 38 - Velocidade Tornozelo nos remates 2, 3, 5 e 7. O remate 2 é o remate que obteve o maior pico de velocidade no momento que embate na bola, o remate 3 apesar de ser o remate mais curto de todos e não obter o mesmo gráfico que os restantes continua a ser dos remates com a velocidade mais alta, o remate 5 é o oposto do remate 3 por ser o remate com mais dados e por esse motivo ser último remate a terminar a sua trajetória e finalmente o remate 7 por ser o remate com menos velocidade.

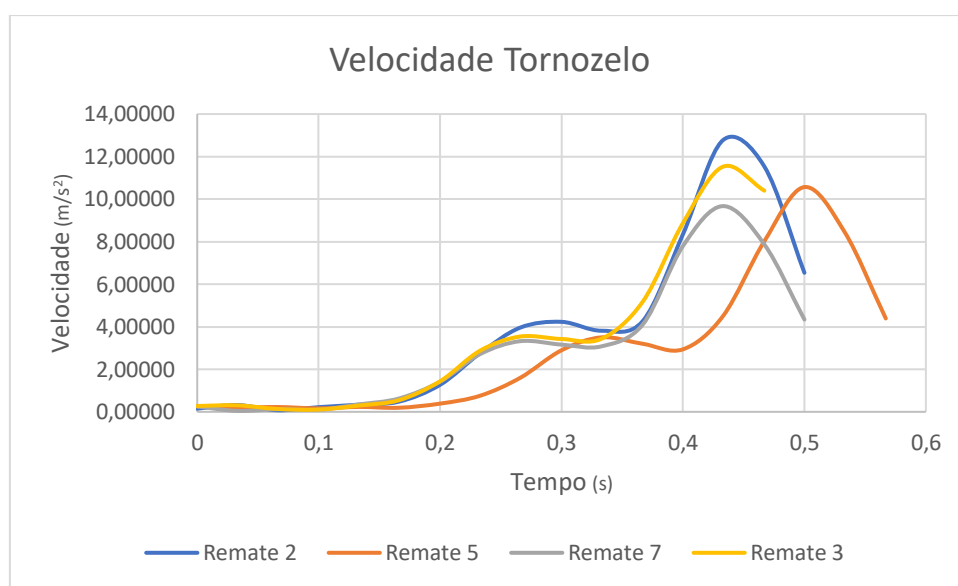


Figura 38 - Velocidade Tornozelo nos remates 2, 3, 5 e 7

Relativamente ao gráfico de velocidades do joelho Figura 39, consegue-se observar que no início a velocidade não é linear, mas oscilante, exceto quando chega a aproximadamente 0,3s. Neste instante a velocidade sofre um grande aumento atingindo o seu máximo para de seguida sofrer praticamente o mesmo decréscimo. O valor máximo da velocidade ocorre no momento correspondente ao valor mínimo do gráfico das trajetórias Y. Quando não ocorre nesse preciso instante ocorre no instante anterior ou posterior, mas ao verificar-se a diferença de instantes constata-se que equivale a 0,033 m/s o que é uma diferença bastante reduzida.

Neste gráfico denota-se que os remates que mais se destacam são os mesmos, o remate 5 e 7 pelas mesmas razões já mencionadas e desta vez o remate 10 foi o remate que mais se destacou com a velocidade máxima.

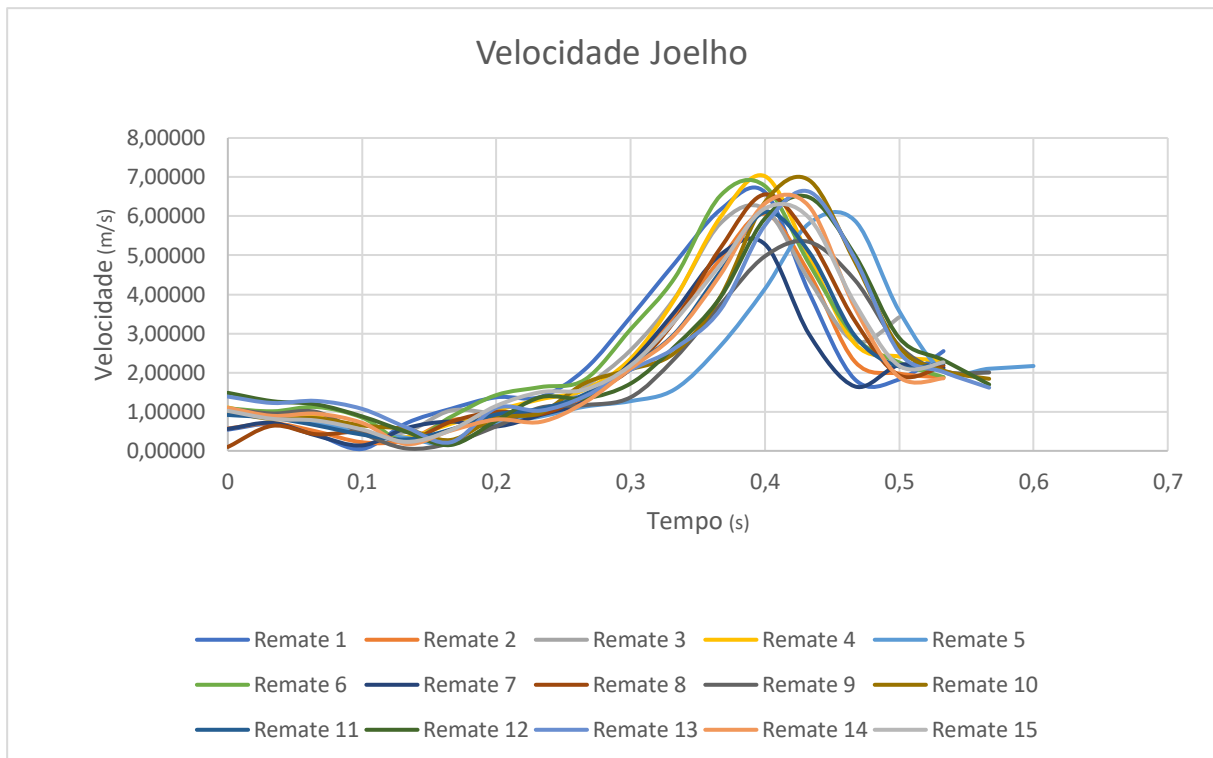


Figura 39 - Velocidade do Joelho

Para a análise do gráfico de velocidades da anca foi necessário excluir o remate 12 uma vez que possui inúmeros erros percentuais e estava a afetar negativamente o gráfico apresentado pela Figura 40. Contudo pode-se constatar que ao contrário dos outros pontos anatómicos, não existe coerência nenhuma entre os remates, este fenómeno pode ser explicado pelo facto da anca ser um ponto anatómico complicado de identificar e não ter sido marcado com exatidão. Conseguir-se distinguir algum aumento de velocidade ao longo do percurso, alcançado o valor máximo havendo de seguida um grande declínio. De forma geral conseguiu-se verificar que o momento que a anca atinge o seu máximo está relacionado com o momento que o joelho atinge o seu máximo.

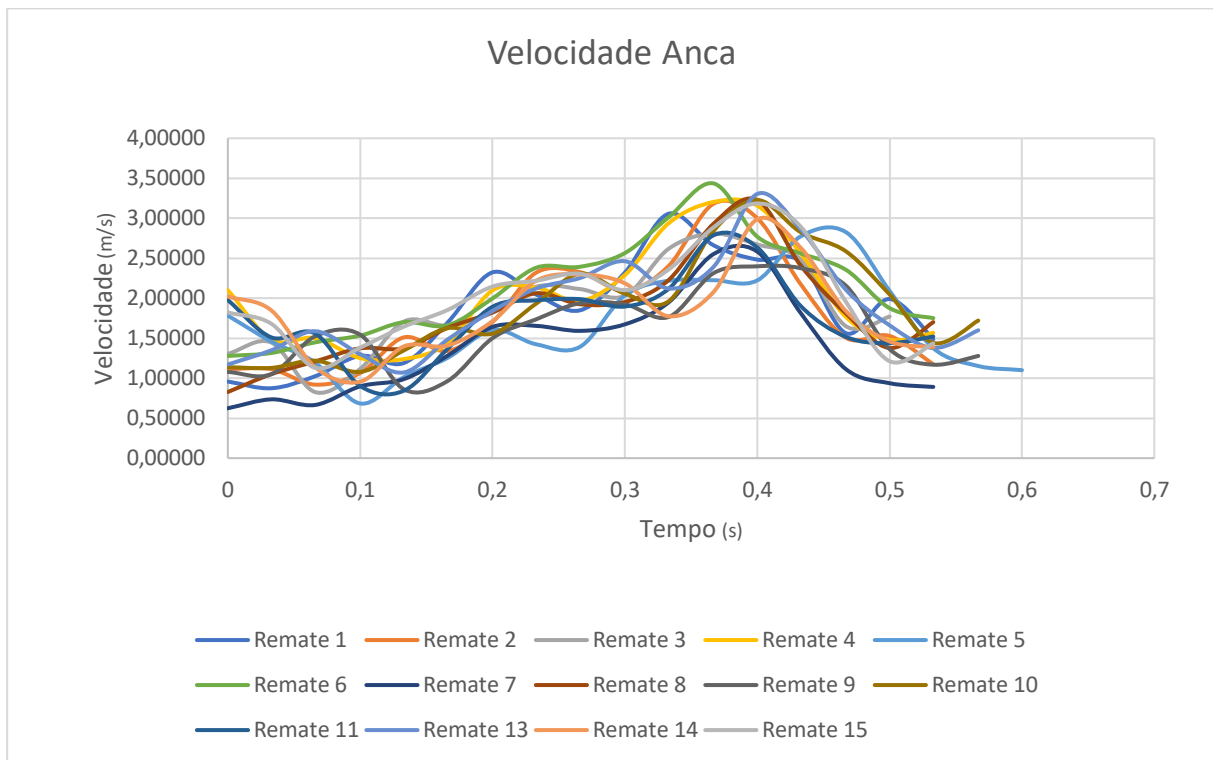


Figura 40 - Velocidade Anca

4.2.2 Velocidade Membro Superior

No cotovelo é possível observar pela Figura 41, que o comportamento da velocidade dos remates é bastante semelhante exceto na parte final, onde não existe coerência entre eles.

Na primeira parte do gráfico observa-se um grande aumento de velocidade que corresponde ao momento que o braço se encontra na fase de balanço e, portanto, ganho de velocidade. Logo após o pico de velocidade, existe um grande declínio, essa diminuição corresponde ao momento que o cotovelo mantém a sua posição durante alguns instantes antes de começar a elevar-se e a recuar, como estava representado no Figura 33 de trajetórias a partir do instante 0,4s (aproximadamente). A partir do momento que começa a elevar-se em altura, a velocidade volta a aumentar ligeiramente.

A parte final do gráfico é diferente de remate para remate apesar de não haver erros percentuais significantes ou até mesmo alguma alteração no gráfico de trajetórias que o justifique.

Podemos observar pela Figura 41, que o remate 7 volta a evidenciar-se mais uma vez nas duas análises (trajetória e velocidade). É o remate mais fraco dos restantes, apresentando

igualmente um comportamento mais baixo na análise de trajetórias especialmente nos gráficos do deslocamento em X. Já o remate 9 mantém a sua velocidade bastante constante, contudo apresentou um comportamento mais baixo que os restantes remates no gráfico de trajetórias Y. Através desta comparação entre velocidade e trajetória poderá dizer-se que o deslocamento em X terá uma maior influencia que o deslocamento em Y sobre o sucesso do remate, relativamente às velocidades atingidas pelo cotovelo.

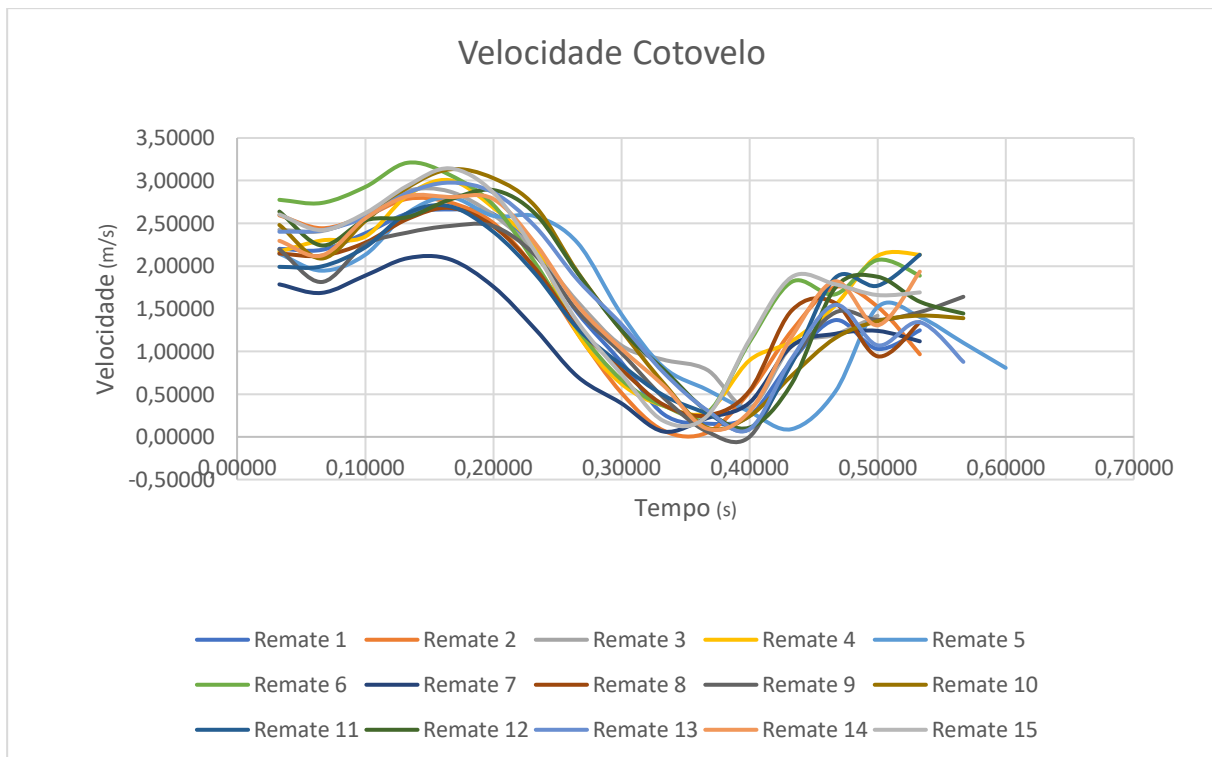


Figura 41 - Velocidade Cotovelo

Finalmente no pulso, verifica-se que o gráfico da Figura 42 de velocidades do cotovelo é bastante semelhante ao gráfico de velocidades do pulso. Ambos iniciam o gráfico com a velocidade no seu máximo diminuindo ao longo do tempo, obtendo de novo outro pico de velocidade. Através desta observação consegue-se identificar-se que em ambos os pontos máximos de velocidade no instante que o cotovelo alcança o seu, o pulso também alcança ou pelo menos bastante aproximado.

Outro critério interessante de mencionar é o comportamento da velocidade do remate 3 com o comportamento da sua trajetória. No capítulo anterior, o remate 3 foi um dos remates que mais se destacou no membro superior pela sua diferença comportamental em relação aos outros remates, comportamento este que se refletiu nas velocidades obtidas. Ao observar-se com atenção a Figura 43 deteta-se que existem remates que se destacam, como é o caso do

remate 3,7 e 15 representado Figura 43. O remate 7 por ser o remate nitidamente com valores mais baixos que os restantes remates, o remate 15 por iniciar-se com uma velocidade muito superior aos restantes remates e finalmente o remate 3 por não possuir o segundo pico de velocidade como os restantes remates, mantendo-se com um comportamento quase linear. Esta diferença de comportamento leva a crer que o posicionamento da mão ao longo do remate poderá ser um critério importante para o sucesso do remate.

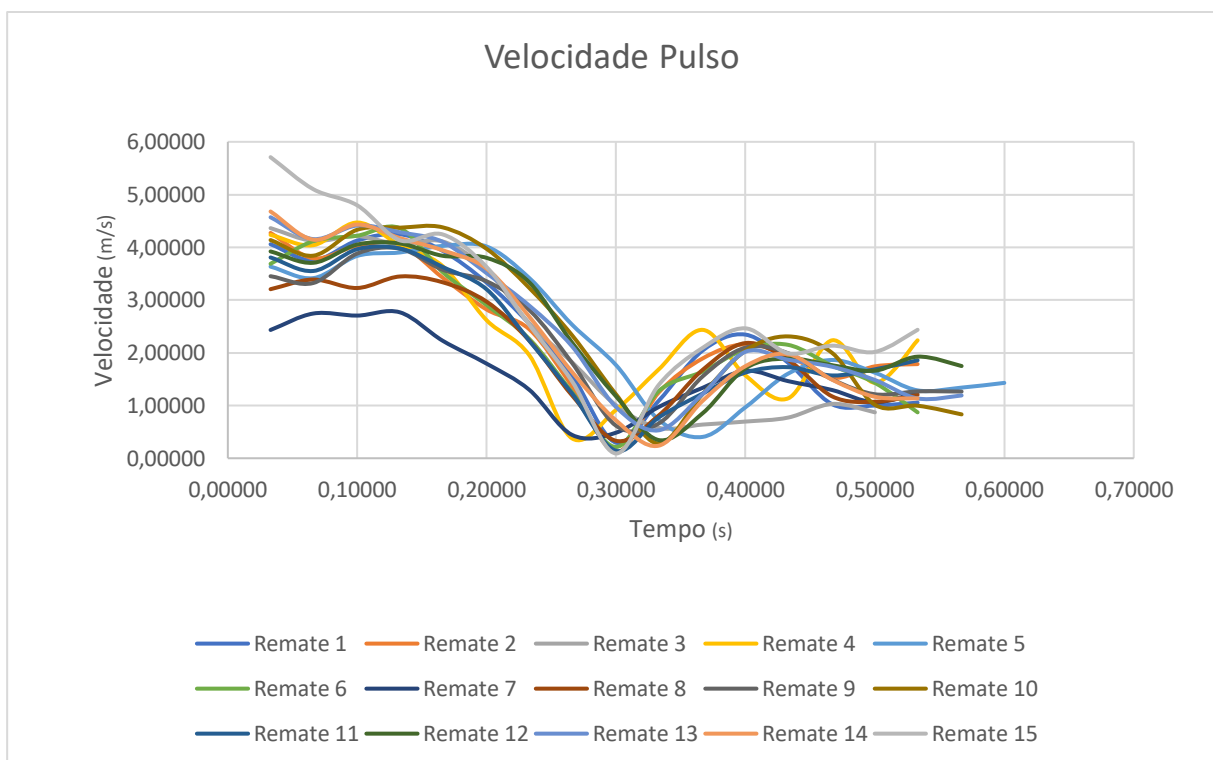


Figura 42 - Velocidade Pulso

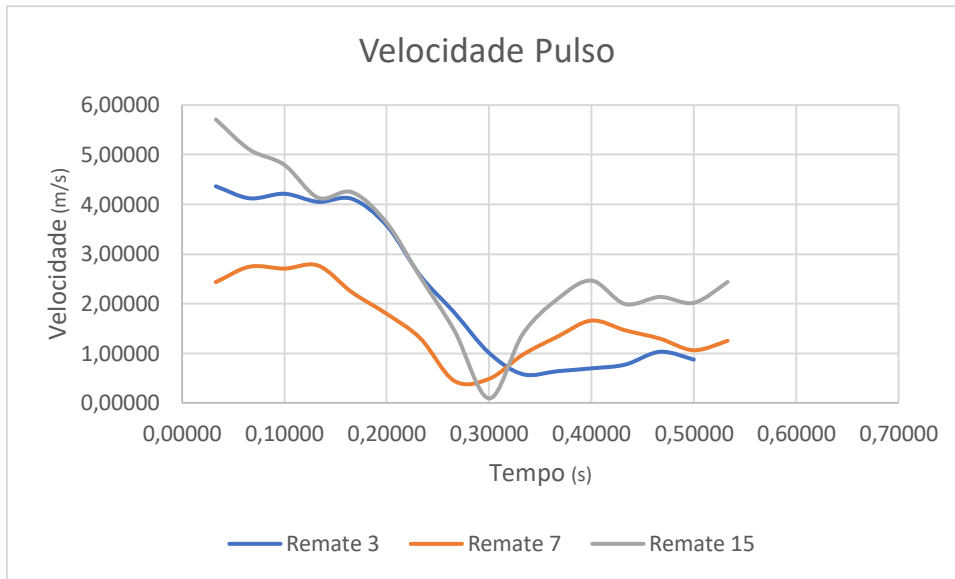


Figura 43 – Velocidade Pulso Remate 3, 7 e 15

4.2.3 Velocidade Máxima

A Tabela 5 apresenta as velocidades máximas atingidas por cada ponto anatómico nos diferentes remates, quer no módulo de velocidade quer pelo Kinovea. Relativamente à velocidade máxima, pode-se observar que não existe um remate que se sobressaia, os máximos estão dispersos nos diversos pontos anatómicos tanto na tabela do módulo de velocidade como na tabela de velocidades obtidas pelo Kinovea.

Tabela 5 - Tabela de Velocidades Máximas correspondentes ao módulo de velocidade e pelo Kinovea nos vários pontos anatómicos

Velocidades Máximas / Velocidades Máximas pelo Kinovea

	Cotovelo		Pulso		Anca		Joelho		Tornozelo	
	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)
Remate 1	2,66	2,75	4,25	4,22	3,06	2,96	6,61	6,83	11,77	12,08
Remate 2	2,79	2,85	4,06	4,35	3,18	3,54	6,06	6,27	12,77	15,47
Remate 3	2,88	2,94	4,21	4,45	2,81	3,23	6,18	7,02	12,50	12,73
Remate 4	3,01	3,10	4,47	4,42	3,20	3,43	7,02	7,31	11,52	14,19
Remate 5	2,81	2,85	4,03	4,22	2,83	3,37	5,88	6,81	10,57	11,34
Remate 6	3,21	3,19	4,59	4,72	3,44	3,55	6,77	7,85	11,66	13,73
Remate 7	2,09	2,16	3,14	3,11	2,58	3,1	5,28	5,76	9,67	10,18
Remate 8	2,68	2,72	3,64	3,60	3,23	3,54	6,56	6,55	10,96	13,33
Remate 9	2,47	2,58	3,97	4,33	2,40	3,02	5,34	5,46	11,03	12,48
Remate 10	3,13	3,27	4,38	4,53	3,23	3,5	6,92	7,79	11,59	14,4
Remate 11	2,70	2,78	3,98	4,28	2,79	3,1	6,10	6,57	10,26	12,1
Remate 12	2,89	2,95	4,07	4,32	10,20	3,87	6,48	7,11	12,21	14,59
Remate 13	2,98	3,02	4,41	4,66	3,30	3,38	6,63	6,98	11,07	13,46
Remate 14	2,82	2,98	4,43	4,77	2,99	3,18	6,32	7,12	10,79	11,68
Remate 15	3,14	3,18	5,10	5,82	3,18	3,45	6,20	6,73	11,18	12,17
Média	2,82	2,94	4,21	4,35	3,18	3,38	6,32	6,83	11,18	12,73

Ao avaliarmos mais pormenorizadamente os valores obtidos em cada segmento corporal, verifica-se que os valores de velocidade atingidos pelo módulo de velocidade não se afastam dos valores obtidos pelo Kinovea, facto que se pode comprovar com os resultados das médias. Se calcularmos a diferença entre as médias dos resultados do módulo de velocidade com os resultados do Kinovea verifica-se que no cotovelo a diferença é de 0,12, no pulso 0,14,

anca 0,20, joelho 0,51 e no tornozelo 1,55. Apesar de não haver um ponto anatómico que se destaque em relação às velocidades máximas, sendo que estas estão distribuídas entre os remates, é de notar que em relação ao tornozelo o remate 2 apresenta uma velocidade maior que todos os restantes remates com 12,77m/s (módulo de velocidade) e 15,47m/s (Velocidade Kinovea), corroborando com toda a restante informação e comprovando o sucesso deste remate. Por outro lado, verifica-se que o remate 7 destaca-se com as velocidades máximas mais baixas em diversos pontos anatómicos. No módulo de velocidade encontra-se em todos os pontos anatómicos à exceção da anca, já no Kinovea são igualmente todos à exceção da anca e do joelho. Igualmente como acontece com o remate 2, estes dados corroboram com toda a informação já fornecida e comprovando o facto do remate 7 ser dos 15 remates o menos bem-sucedido.

4.2.4 Velocidades Mínimas

A Tabela 6 ilustra os valores mínimos do módulo de velocidade e das velocidades obtidas pelo Kinovea em cada ponto anatómico. Ao analisar os dados pode-se constatar o mesmo que nas velocidades máximas, que não existe nenhum remate que se sobressaia em relação aos outros, estando os mínimos dispersos pelos vários remates.

Tabela 6 - Tabela de Velocidades Mínimas correspondentes ao módulo de velocidade nos vários pontos anatómicos

	Cotovelo		Pulso		Anca		Joelho		Tornozelo	
	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)
Remate 1	0,15	0,22	0,30	0,49	0,87	0,98	0,05	0,29	0,07	0,14
Remate 2	0,05	0,10	0,12	0,60	0,92	0,75	0,22	0,10	0,07	0,15
Remate 3	0,34	0,64	0,58	0,58	0,83	0,56	0,44	0,87	0,11	0,21
Remate 4	0,29	0,52	0,38	0,91	1,24	0,96	0,35	0,29	0,11	0,21
Remate 5	0,09	0,18	0,41	0,86	0,68	0,66	0,16	0,20	0,16	0,13
Remate 6	0,28	0,38	0,21	0,77	1,28	1,26	0,24	0,58	0,11	0,10
Remate 7	0,06	0,32	0,44	0,89	0,67	0,62	0,14	0,25	0,04	0,20
Remate 8	0,25	0,41	0,33	0,44	0,83	0,82	0,10	0,28	0,11	0,10
Remate 9	0,06	0,12	0,62	1,15	0,86	1,06	0,06	0,20	0,13	0,26
Remate 10	0,11	0,21	0,28	0,61	1,08	0,98	0,28	0,61	0,11	0,14
Remate 11	0,09	0,27	0,14	0,55	0,84	0,66	0,29	0,41	0,06	0,13
Remate 12	0,11	0,19	0,34	0,48	1,12	1,06	0,15	0,19	0,05	0,10
Remate 13	0,09	0,18	0,53	0,36	1,07	0,62	0,22	0,35	0,05	0,12
Remate 14	0,10	0,29	0,24	0,19	0,96	0,56	0,17	0,61	0,14	0,29
Remate 15	0,19	0,46	0,09	0,86	1,13	0,98	0,23	0,55	0,04	0,09
Média	0,11	0,27	0,33	0,60	0,92	0,82	0,22	0,29	0,11	0,14

Ao calcular a diferença entre as médias retiramos a mesma conclusão, que não existe uma grande discrepância entre os dois métodos utilizados. No cotovelo a diferença é de 0,16, no pulso de 0,27, na anca de 0,10, no joelho 0,07 e finalmente tornozelo a diferença é de 0,03. Apesar de não se ter referido anteriormente, o facto destas diferenças serem muito pequenas evidencia o sucesso nos cálculos realizados pelo módulo de velocidade em relação ao Kinovea.

Nos resultados obtidos das velocidades mínimas, não se conseguiu retirar nenhuma conclusão acerca do sucesso dos remates, visto que estes encontram-se muitos dispersos entre os remates. Ao contrário do que seria esperado, o remate 7 não se evidenciou aqui.

4.2.5 Velocidade Tornozelo Antes de Bater na Bola

Pela Tabela 7, é possível analisar as velocidades do pé antes de bater na bola, tanto no módulo de velocidade como pelas velocidades obtidas pelo Kinovea.

Tabela 7 - Tabela da Velocidade do Pé Antes de Bater na Bola

	Tempo (s)	Módulo da Velocidade (m/s)	Tempo (s)	Velocidade Kinovea (m/s)	Erro Percentual (%)
Remate 1	0,533	11,77	0,467	12,78	0,16
Remate 2	0,433	12,77	0,467	15,47	17,42
Remate 3	0,5	12,50	0,467	12,73	1,83
Remate 4	0,433	11,52	0,467	14,19	18,83
Remate 5	0,5	10,57	0,533	11,34	6,83
Remate 6	0,433	11,66	0,467	13,73	15,05
Remate 7	0,433	9,67	0,433	10,18	5,00
Remate 8	0,467	10,96	0,467	13,33	17,80
Remate 9	0,467	11,03	0,5	12,48	11,58
Remate 10	0,467	11,59	0,5	14,4	19,51
Remate 11	0,467	10,26	0,467	12,1	15,24
Remate 12	0,467	12,21	0,5	14,59	16,29
Remate 13	0,467	11,07	0,5	13,46	17,73
Remate 14	0,533	10,79	0,467	11,68	7,66
Remate 15	0,467	11,18	0,467	12,17	8,16
Média		11,37		12,98	

No módulo de velocidade o valor máximo é 12,7 m/s correspondente ao remate 2 e o valor mínimo é de 9,7 m/s correspondente ao remate 7, já nas velocidades do Kinovea o valor máximo é 15,47 m/s correspondente ao remate 2 e o valor mínimo é 10,18m/s correspondente ao remate 7. No remate 2 a diferença entre ambos os dados é de 2,7 m/s e no remate 7 a diferença é de 0,51m/s, não sendo uma diferença muito significativa. Ao observar-se com atenção verifica-se que os valores da velocidade do pé antes de bater na bola são bastante

próximos sendo que a média do módulo de velocidade é de 11,37m/s e do Kinovea é de 12,98m/s.

Ao analisar estes dados é possível constatar que os valores obtidos são idênticos à tabela das velocidades máximas abordadas anteriormente, ou seja, os valores máximos atingidos pelo tornozelo correspondem ao momento em que o pé está prestes a entrar em contacto com a bola.

Através do erro percentual é possível verificar que a diferença entre os dois métodos é pequena, sendo o maior erro encontra-se no remate 10 com 19% de erro e a percentagem do erro mais baixo encontra-se no remate 1 com apenas 0,16%.

4.2.6 Velocidade Bola

Através da câmara 1 na análise da bola é difícil retirar grandes conclusões uma vez que não existem muitos dados. Para cada remate existiram no máximo quatro pontos de velocidade, em alguns casos apenas dois pontos, o que acaba por interferir quer com a velocidade de saída da bola como da velocidade máxima atingida.

Nas tabelas abaixo estão apresentadas as velocidades máximas atingidas quer pelo Kinovea como no módulo de velocidade. O que se consegue retirar é que foi no remate 2 onde ocorreu uma maior velocidade em ambos os casos e que o remate 11 foi o mais fraco.

Tabela 8 - Tabela de Velocidade Máxima da Bola correspondente ao módulo de velocidade e ao Kinovea

Velocidade Máxima Bola

	Tempo (s)	Módulo Velocidade (m/s)		Tempo (s)	Velocidade Kinovea (m/s)
Remate 1	0,1	18,99477	Remate 1	0,07	14,81
Remate 2	0,07	26,68132	Remate 2	0,1	26,95
Remate 3	0,066	21,82332	Remate 3	0,1	22,64
Remate 4	0,1	24,83436	Remate 4	0,066	24,56
Remate 5	0,066	21,52809	Remate 5	0,1	22,57
Remate 6	0,066	21,11014	Remate 6	0,066	23,84
Remate 7	0,066	21,24407	Remate 7	0,1	22,09
Remate 8	0,1	23,28788	Remate 8	0,066	23,03
Remate 9	0,1	19,98707	Remate 9	0,066	19,77
Remate 10	0,1	21,16162	Remate 10	0,1	21,49
Remate 11	0,1	18,48103	Remate 11	0,066	18,28
Remate 12	0,066	22,74746	Remate 12	0,1	23,27
Remate 13	0,066	23,47106	Remate 13	0,066	23,21
Remate 14	0,066	23,47106	Remate 14	0,066	23,21
Remate 15	0,033	22,00677	Remate 15	0,066	24,07

Em relação à velocidade de saída da bola conseguimos verificar que o tempo em que ocorre essa saída é idêntico em todos os remates, encontrando-se entre os valores de 11,9m/s a 22,00m/s. O remate com menor valor de velocidade de saída da bola é o remate 10 e o remate 15 com maior valor de velocidade de saída da bola.

Tabela 9 - Tabela de Velocidade de Saída da Bola correspondente ao módulo de velocidade e ao Kinovea

	Tempo (s)	Módulo Velocidade (m/s)	Velocidade Kinovea (m/s)
Remate 1	0,033	21,45833	16,33
Remate 2	0,033	15,87224	4,79
Remate 3	0,033	13,41376	5,35
Remate 4	0,033	14,65673	4,43
Remate 5	0,033	14,82852	8,67
Remate 6	0,033	15,46732	6,75
Remate 7	0,033	16,02298	11,13
Remate 8	0,033	21,28050	19,06
Remate 9	0,033	12,03402	4,04
Remate 10	0,033	11,98837	2,8
Remate 11	0,033	17,57128	16,48
Remate 12	0,033	13,14126	3,67
Remate 13	0,033	13,00702	3,72
Remate 14	0,033	19,87128	16,09
Remate 15	0,033	22,00677	24,07

Ao compararmos as duas tabelas é difícil retirar conclusões acerca do sucesso do remate. Se observarmos o remate 2 (apenas por ser o remate que nas outras avaliações se destacou como o mais bem-sucedido) verificamos que a velocidade máxima atingida pela bola é de 26,68 m/s no módulo de velocidade e de 26,95m/s na velocidade obtida pelo Kinovea enquanto que a velocidade de saída da bola é de 21,46 m/s no módulo de velocidade e de 4,79 m/s na velocidade obtida pelo Kinovea. Apesar da diferença entre os dois métodos ser pequena em relação às velocidades máximas atingidas, quando observamos a Tabela 9a diferença entre o módulo de velocidade e a velocidade atingida pelo Kinovea é bastante grande. Com estes dados podemos aferir que apesar de ser no remate 2 que a bola atinge a velocidade máxima, não é neste remate que a bola saí do pé com a velocidade máxima, mas sim no remate 15. De certa forma podemos dizer que estes dados não fazem muito sentido, uma vez que a bola deveria sair do pé com a sua velocidade máxima e ir abrandando ao longo

do tempo, contudo como já se disse anteriormente, na bola não foi possível retirar uma grande base de dados, o que terá influenciado (negativamente neste caso) as conclusões retiradas.

4.2.7 Análise Estatística – Correlação e Regressão Linear

Após a avaliação das velocidades, tornou-se essencial detetar outros critérios que poderiam influenciar negativamente ou positivamente a performance do remate. Para tal optou-se por fazer uma análise estatística de correlação e de regressão linear entre a velocidade máxima da bola em relação à distância do pé de apoio no início e no final do remate. A Tabela 10 corresponde à mesma tabela que se utilizou em capítulos anteriores sobre correlação e regressão linear.

Tabela 10 - Valores para verificação de correlação e regressão linear

Correlação e Regressão Linear				
	Módulo Velocidade Máxima Bola (m/s)	Distância do pé de Apoio no Início do Remate (cm)	Distância do pé de Apoio no Final do Remate (cm)	Altura Máxima tornozelo Antes do Remate (m)
Remate 1	22,01386	134,87	29,46	0,41320
Remate 2	26,68132	130,84	23,25	0,45680
Remate 3	21,82332	128,61	23,41	0,39430
Remate 4	24,83436	124,17	16,65	0,42960
Remate 5	21,52809	112,95	15,63	0,39060
Remate 6	24,11014	140,3	23,41	0,44240
Remate 7	21,24407	92,96	17,62	0,38300
Remate 8	23,28788	125,22	23,65	0,43600
Remate 9	19,98707	92,7	22,08	0,35940
Remate 10	21,16162	126,89	24,17	0,42620
Remate 11	18,48103	109,86	20,21	0,40270
Remate 12	22,74746	134,23	20,52	0,39740
Remate 13	22,25594	131,11	20,4	0,38580
Remate 14	23,47106	97,05	19,82	0,42300
Remate 15	22,00677	104,61	19,63	0,39040

Pela Tabela 11 podemos verificar que, entre todas as variáveis, existe uma relação de correlação positiva embora umas mais fortes que outras. Quando os valores estão entre 0 a 0,3 é considerado uma correlação fraca, valores entre 0,3 a 0,8 é considerado uma correlação moderada e finalmente acima de 0,8 é considerado uma correlação forte. Pela tabela acima é possível verificar que não existe nenhuma correlação forte, a correlação entre a distância

do pé de apoio no final do remate com o módulo de velocidade é a única considerada fraca, sendo as restantes consideradas correlações moderadas.

Tabela 11 - Tabela com valores de Coeficiente de Correlação

Coeficiente de Correlação			
	Distância do pé de apoio no início do remate (cm)	Distância do pé de apoio no final do remate (cm)	Módulo velocidade máximo Bola (m/s)
Distância do pé de apoio no início do remate (cm)	1		
Distância do pé de apoio no final do remate (cm)	0,49179	1	
Módulo velocidade máximo Bola (m/s²)	0,45865	0,05550	1

Assim como se fez em capítulos anteriores, foi feita uma análise estatística mais extensa através de gráficos de dispersão, linhas de tendência, coeficiente de determinação R^2 e por fim p-valor. Estes resultados foram retirados a partir de uma análise de regressão feita no Excel.

Com base na Tabela 11 e Figura 44 , relativamente à comparação das variáveis distância do pé de apoio no final do remate e o módulo de velocidade da bola podemos concluir que não existem dados que justifiquem estatisticamente que exista uma correlação significativa entre as variáveis. O valor de R^2 é 0,2104, portanto os pontos encontram-se praticamente dispersos ao longo da reta, e o p-valor é 0,08, um valor superior a 0,05 logo indicando que não existe uma correlação significativa entre as variáveis.

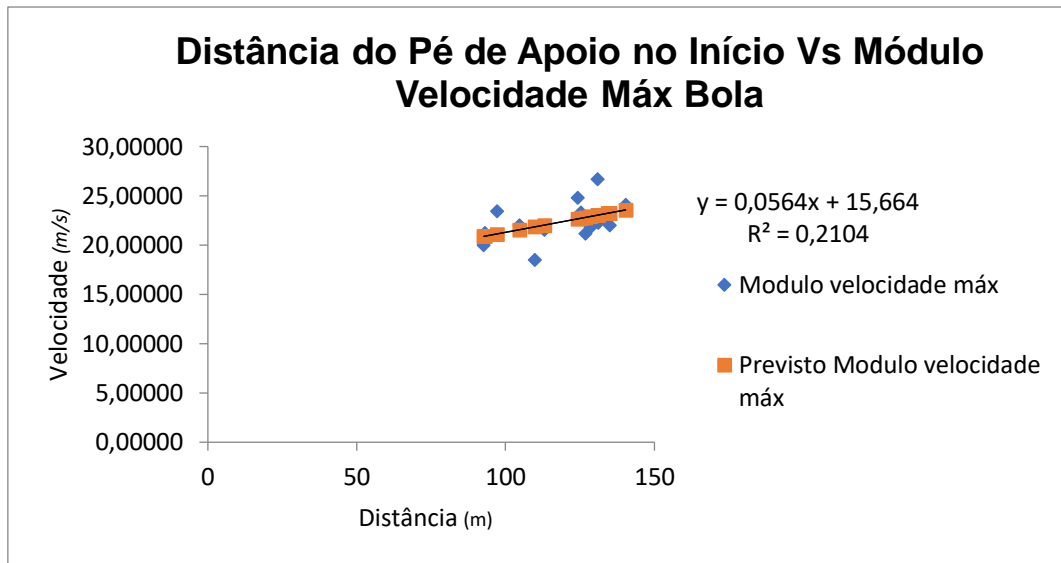


Figura 44 - Gráfico de Dispersão de pontos

Tabela 12 – Tabela de Regressão

Estatística de regressão

R múltiplo	0,458647
Quadrado de R	0,210357
Quadrado de R ajustado	0,149616
Erro-padrão	1,822714
Observações	15

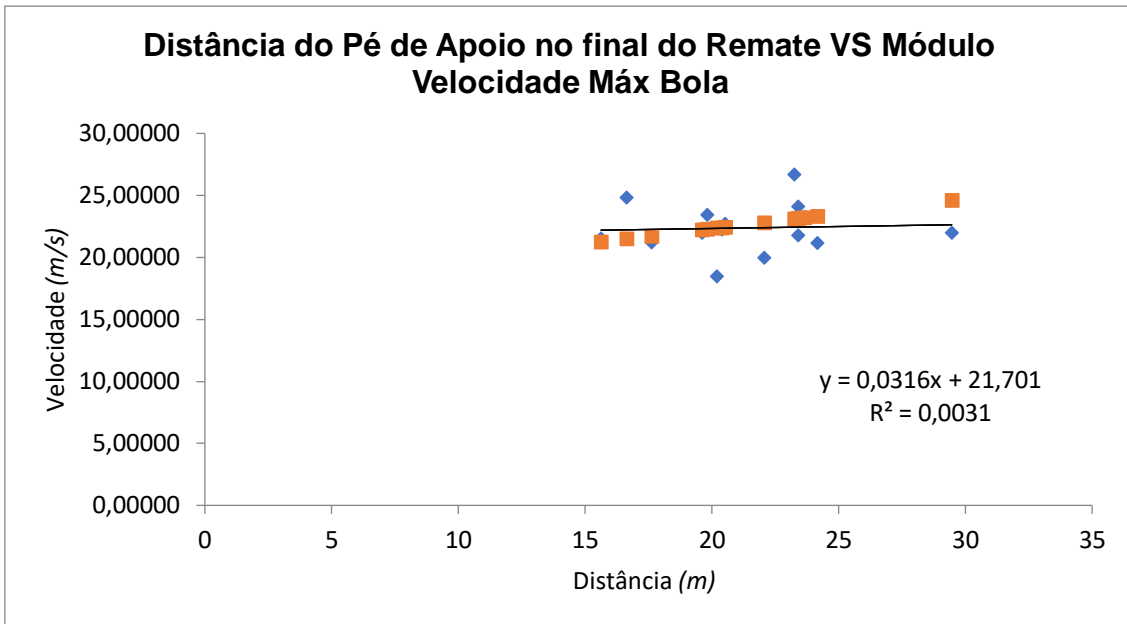


Figura 45 - Gráfico de dispersão de dados de distância do pé de apoio no final do remate vs módulo de velocidade máxima bola

Ao analisar-se a Figura 45 e a Tabela 13 podemos constatar que a linha de tendência não está direcionada nem para cima nem para baixo e pela estatística de regressão o R^2 é igual a 0,003 e o p-valor é igual a 0,84, logo sendo superior a 0,05 indica que não existe correlação significativa entre as variáveis.

Tabela 13 - Tabela de Regressão

Estatística de regressão

R múltiplo	0,055504
Quadrado de R	0,003081
Quadrado de R ajustado	-0,07361
Erro-padrão	2,048015
Observações	15

4.2.8 Discussão Velocidade

Pela análise das velocidades de cada ponto anatômico foi possível comprovar os resultados obtidos pela análise das trajetórias. Relativamente ao tornozelo, os mesmos momentos que se comprovaram importantes no gráfico de trajetórias manifestaram-se igualmente importantes no gráfico de velocidades. Quanto ao joelho foi possível visualizar, que no geral, os pontos de velocidade máxima correspondiam aos pontos da trajetória mais baixos e que os pontos de velocidade mínima correspondiam aos pontos de trajetória mais altos. O comportamento da velocidade da anca é bastante incoerente, algo que não ocorreu nos restantes gráficos e que poderá ser justificado pela dificuldade em marcar este ponto durante a análise dos vídeos.

Os remates que mais se destacaram no gráfico de velocidades dos diversos pontos anatômicos foram os mesmos que se destacaram nos gráficos das trajetórias e o comportamento das velocidades entre o joelho e a anca e entre o cotovelo e o pulso foram semelhantes.

Relativamente às velocidades máximas e mínimas atingidas, foi possível verificar que não houve nenhum remate que se destacasse em todos os pontos anatômicos, estando os valores dispersos pelas tabelas. No entanto é importante salientar que os vários pontos máximos e mínimos se encontravam, no geral, exatamente nos mesmos instantes de tempo ou imediatamente acima ou abaixo, sendo esta diferença de tempo correspondente a 0,033 ms. Este fator é de grande relevância, pois através dele é possível identificar em que instantes o movimento de cada segmento corporal é mais fraco ou mais forte e tentar compreender o que ocorre no movimento corporal para que esta situação ocorra.

Através desta análise também foi possível retirar mais duas conclusões, apesar de não haver tanto nos valores máximos e mínimos de velocidade nenhum remate que se sobressaísse, ao analisar a tabela da velocidade máxima relativamente ao módulo de velocidade, os valores mais fracos encontram-se na sua maioria no remate 7, corroborando com toda a informação já mencionada sobre o mesmo. A segunda conclusão é que ao comparar-se a tabela de velocidades máximas do tornozelo com a tabela de velocidades do pé antes de bater na bola verifica-se que os valores são os mesmos, ou seja, os valores máximos do tornozelo atingem-se antes de bater na bola. Ao observar-se separadamente a tabela da velocidade do pé antes de bater na bola verifica-se que os remates com valores de velocidade maiores é o remate 2 e os valores de velocidade menores encontram-se no remate 7.

Quando se passa para a velocidade da bola é interessante comparar os resultados obtidos pela velocidade máxima e pela velocidade de saída da bola e verificar que não existe coerência entre resultados. A velocidade máxima atingida pela bola encontra-se no remate 2 e a velocidade mínima no remate 11, já na tabela da velocidade de saída da bola o máximo encontra-se no remate 15 e o mínimo no remate 10. Contudo esta falta de coerência pode ser justificada pela falta de dados obtidos para a bola. Pela perspectiva da câmara 1 não foi possível observar a bola até à baliza sendo apenas possível obter entre 3 a 4 pontos de avaliação. Apesar disso é de salientar que ao comparar-se os resultados da velocidade máxima da bola com a velocidade antes de bater na bola comprova-se que o máximo se encontra no mesmo remate 2, informação que faz sentido.

Relativamente às médias, ao verificar-se mais pormenorizadamente os valores obtidos em todas as tabelas constata-se que não existem grandes discrepâncias entre os mesmos, validando os resultados e os métodos realizados.

Quanto ao tópico da análise da correlação e regressão linear, conclui-se que não existe correlação significativa entre as variáveis, ou seja, o posicionamento do pé quer no início quer no final do remate não influenciou a velocidade máxima obtida pela bola. Contudo, existem alguns autores que consideram que a localização do pé de apoio poderá ser relevante no sentido de influenciar o remate no que diz respeito à trajetória da bola. Existem estudos como de McLean e Tumilty (1993) que relataram a colocação do pé de apoio em jogadores de futebol juvenil, a 38 cm atrás do centro da bola e 37 cm ao lado do centro da bola. Em outros estudos, como em Hay (1985) foi relatado que o pé de apoio deve ser colocado a 5-10 cm ao lado da bola, sendo o posicionamento ântero-posterior ambíguo, com autores sugerindo um posicionamento de 5 a 28 cm atrás da bola. Esta característica ainda não foi bem estudada por outros autores, apesar de ser considerada um fator relevante (Adrian Lees & Nolan, 1998).

É importante salientar que o estudo realizado tem uma população de estudo relativamente baixa, mais propriamente 15 observações correspondentes a 15 remates. De forma a poder retirar-se conclusões mais fiáveis seria benéfico possuir-se um número de observações maior e provavelmente um grupo mais variado de participantes.

4.3 Ângulos

Na Tabela 14 estão apenas representadas as velocidades máximas obtidas quer no módulo de velocidade quer nas velocidades obtidas pelo Kinovea, no segmento anatómico correspondente ao joelho. Consegui comprovar-se que estas velocidades máximas de cada remate correspondiam perfeitamente ao momento em que o joelho se encontra fletido antes de executar o remate, tema que já tinha sido referido em capítulos anteriores. Na maioria dos remates este momento é executado em 3 instantes, sendo que na maioria dos remates esta velocidade máxima é atingida no último instante. Contudo é de salientar que nos remates 8, 10 e 13 estes são constituídos por 4 instantes e o máximo da velocidade encontra-se no penúltimo instante, já nos remates 2, 11 e 15 o máximo da velocidade também se encontra no penúltimo instante apesar de ser constituído apenas por 3 instantes. Os valores de velocidade máxima são bastante aproximados rondado os 7m/s, sendo o remate 4 o remate com maior velocidade (7,02 m/s) e o remate 7 com velocidade mais baixa (5,28 m/s).

Tabela 14 - Valores dos Ângulos comparado com os valores de velocidade do modulo de velocidade e o Kinovea

Ângulos VS Velocidade Kinovea e Módulo de velocidade							
	Ângulos (graus °)	Módulo Velocidade máx Joelho (m/s)	Velocidade máx Joelho Kinovea (m/s)		Ângulos (graus°)	Módulo Velocidade máx Joelho (m/s)	Velocidade máx Joelho Kinovea (m/s)
Remate 1	78	5,10	4,11	Remate 9	94	3,74	3,02
	72	6,82	6,13		77	4,98	4,50
	83	6,90	7,65		89	5,34	5,40
Remate 2	91	4,90	3,01	Remate 10	96	3,95	3,10
	71	6,06	4,89		84	6,36	4,84
	72	4,54	7,06		76	6,92	7,79
Remate 3	94	3,92	3,04		94	4,84	6,29
	83	5,82	4,83	Remate 11	84	4,59	3,62
	84	6,18	7,02		76	6,10	5,62
Remate 4	92	3,89	3,09		89	5,08	6,57
	77	5,98	4,75	Remate 12	81	3,93	3,12
	76	7,02	7,31		89	5,94	4,74
Remate 5	85	4,14	3,24		99	6,48	7,11
	74	5,82	4,95	Remate 13	93	3,61	2,77
	86	5,88	6,81		74	5,77	4,50
Remate 6	96	4,43	3,65		71	6,63	6,98
	76	6,53	6,28		89	4,92	4,49
	76	6,77	7,85	Remate 14	77	2,98	2,43
Remate 7	82	3,56	2,71		78	4,51	3,55
	75	5,02	4,45		96	6,32	5,52
	88	5,28	5,76	Remate 15	88	4,77	3,06
Remate 8	96	3,33	2,54		82	6,20	5,64
	82	5,19	4,16		90	5,95	6,73
	77	6,56	6,45				
	89	5,44	6,55				

4.3.1 Discussão Ângulos

Após toda a informação analisada e obtida quer no gráfico de trajetórias quer no gráfico de velocidades é possível verificar que quando o joelho está a realizar movimentos de extensão os ângulos são mais amplos e como consequência tem valores de velocidade mais baixos, mas quando o joelho está em movimentos de flexão os ângulos são mais fechados e consequentemente os valores velocidade são mais altos.

Pela Tabela 14 comprova-se esta afirmação, podendo visualizar os pontos de velocidade máxima do joelho nos dois métodos implementados. Estes pontos máximos de velocidade correspondem à componente Y dos gráficos de trajetória mais baixos.

Apesar de toda a informação sobre as trajetórias, velocidades e amplitude do joelho, não foi possível estabelecer uma ligação concreta entre a velocidade da bola. Apesar do remate 7 ter sido novamente considerado, pelos dados obtidos o remate com velocidades mais baixas neste segmento corporal e este fator ter influenciado tudo o resto, para os restantes remates não é assim tão linear. Se verificarmos, nesta análise o remate com a obtenção de velocidade mais alta foi o remate 4, remate este que não se evidenciou de alguma forma ao longo de todo este estudo, por este motivo não é possível retirar uma conclusão mais concreta ou interligar esta informação com a velocidade da bola, pois caso contrário teria sido o remate 2 a possuir as velocidades máximas.

5. Análise Qualitativa do Movimento

Neste capítulo pretende-se realizar uma análise qualitativa do movimento do corpo, através das perspetivas da câmara Lateral e Posterior, e comparar com diversos artigos realizados sobre o tópico, juntamente com a informação recolhida em capítulos anteriores, de forma a compreender os fatores que contribuíram ou prejudicaram o movimento durante o remate, neste estudo em particular.

No artigo de Shan e Westerhoff (2005), foi realizado um estudo em que se utilizou um sistema de captura de movimento 3D para medir os movimentos corporais de todo o corpo através de 42 marcadores refletivos. Utilizaram dois grupos de participantes diferentes, o primeiro constituído por principiantes e o segundo por jogadores experientes, e conseguiram obter segmentos corporais como ilustrados na Figura 46.

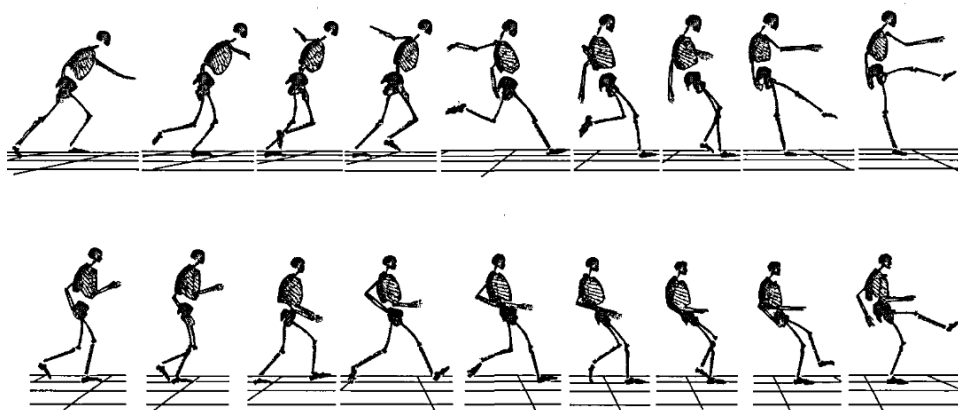


Figura 46 - Reconstrução computacional 3D do esqueleto. Secção de cima realizada por jogadores experientes e a secção de baixo por jogadores iniciantes (Shan & Westerhoff, 2005)

A partir da Figura 46 é possível verificar as diferenças corporais de um jogador com experiência e outros sem experiência, e a partir deste artigo iremos realizar uma comparação inteiramente qualitativa com as perspetivas da câmara 1 e 2.

Nas Figura 47, Figura 48 e Figura 49, estão ilustradas imagens retiradas de cada câmara de vídeo no mesmo exato momento e optou-se por usar o remate 2.



Figura 47 - Perspetiva da câmara Lateral (esquerda) e Câmara Posterior (direita) do remate 2, respetivamente

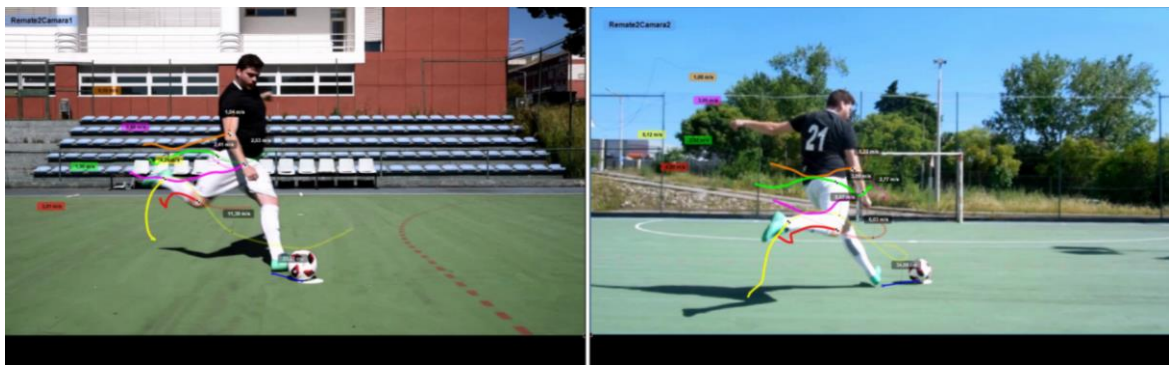


Figura 48 - Perspetiva da câmara Lateral (esquerda) e Câmara Posterior (direita) do remate 2, respetivamente



Figura 49 - Perspetiva da câmara Lateral (esquerda) e Câmara Posterior (direita) do remate 2, respetivamente

Verificou-se que o movimento corporal do participante deste estudo aproxima-se dos movimentos corporais de um jogador com experiência. Ao iniciar o seu movimento o corpo encontra-se numa posição mais inclinada, tronco e perna de apoio direcionados para a frente enquanto que a perna de remate está posicionada mais atrás. Apesar do tronco estar corretamente direcionado para a frente e começar progressivamente a direcionar-se mais para trás ao longo do remate (caso que não ocorre em jogadores inexperientes como

visualizado na Figura 46), é possível verificar alterações na posição dos braços. Enquanto que, na Figura 46 os jogadores experientes colocam o seu braço de apoio, horizontalmente estendido e abduzido, inicialmente direcionado para a frente e à medida do movimento a deslocar-se lateralmente ao corpo, terminado novamente direcionado para a frente, neste estudo o participante tem de facto o braço sempre horizontalmente estendido e abduzido, mas não inicia nem termina da mesma forma. O braço do lado de apoio, no final está de facto direcionado para a frente, também derivado ao equilíbrio corporal, mas não termina com a mesma amplitude. A mesma abordagem pode ser feita para a perna de remate, que não inicia nem termina com a mesma amplitude, principalmente no final do remate que a perna se eleva um pouco, mas nunca ficando a uma amplitude perpendicular ao corpo.

As diferenças abordadas anteriormente, entram em concordância com o que foi abordado em capítulos anteriores sobre o arco de tensão e do ciclo de alongamento-encurtamento, em que foram relatados maiores amplitudes de movimento na anca, joelho e tornozelo em jogadores experientes (A. Lees et al., 2010).

Neste estudo em particular, apesar do participante (que tem experiência como jogador), assimilar-se bastante ao estudo de Shan e Westerhoff (2005), houve esta ausência de execução do arco de tensão, um ponto retratado como crucial para o melhoramento da performance do remate.

A mesma abordagem poderá ser feita para remates diferentes, para poder perceber o que possa ter ocorrido para influenciar os resultados. Para tal utilizou-se novamente os remates 7 e 2, uma vez que foram os remates que mais se destacaram durante a experiência como o remate menos bem-sucedido e o mais bem-sucedido, ilustrados nas Figura 50, Figura 51 e Figura 52

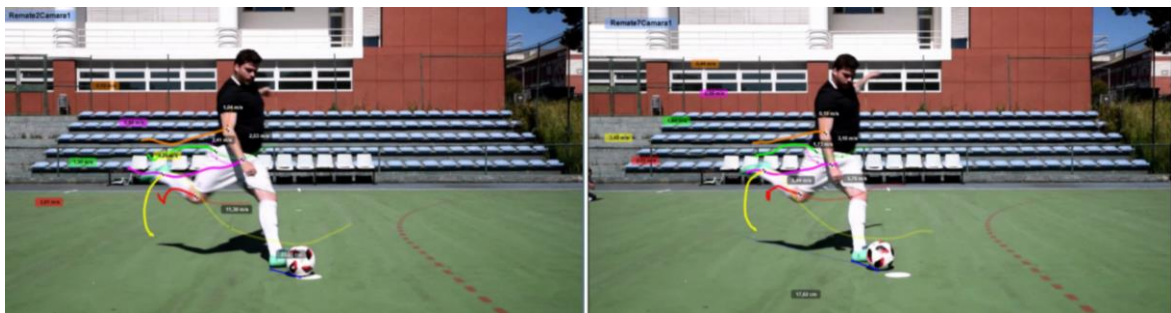


Figura 50 - Comparação Remate 2 (esquerda) com Remate 7 (direta), respetivamente

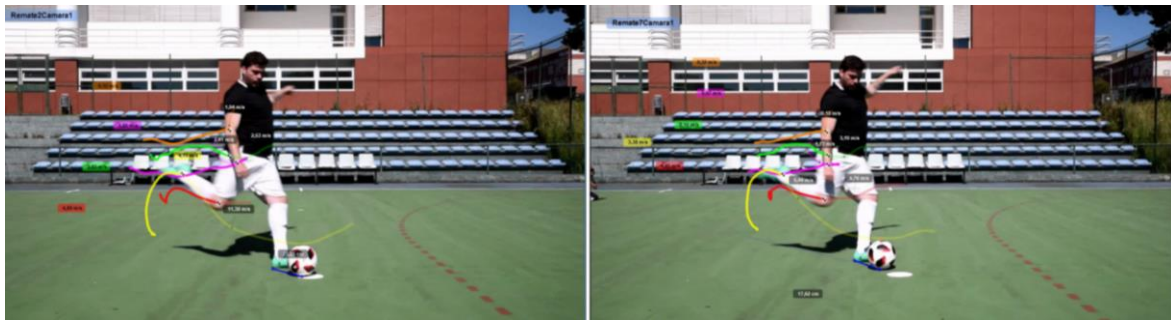


Figura 51 - Comparação Remate 2 (esquerda) com Remate 7 (direita), respetivamente

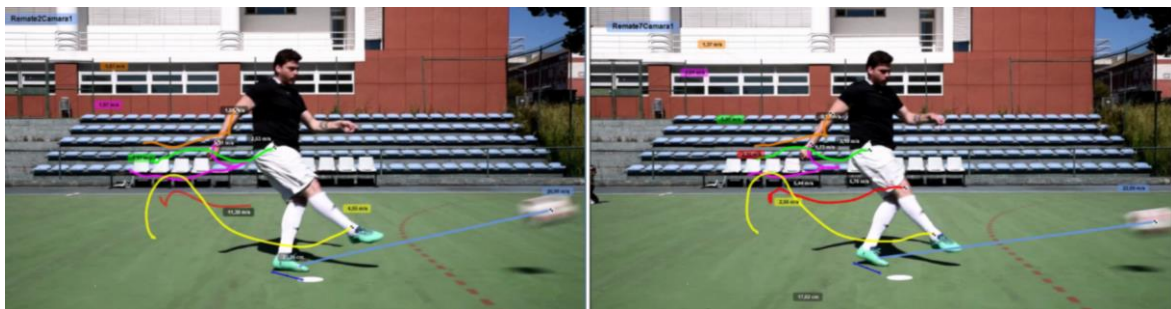


Figura 52 - Comparação Remate 2 (esquerda) com Remate 7 (direita), respetivamente

Nas Figura 50, Figura 51 e Figura 52 podemos visualizar diferenças nítidas entre os remates. O braço do lado de apoio do remate 7 começou a direcionar-se para a frente mais depressa que o remate 2 como se pode ver pela Figura 50 e Figura 51. Já na Figura 51, também se pode visualizar que o joelho do remate 7 tem uma amplitude menor, assim como a perna de apoio está mais fletida que comparativamente com o remate 2. Finalmente na Figura 52, podemos contatar que a perna de remate posteriormente ao chutar na bola, no remate 7 termina mais abaixo que no remate 2. Estas diferenças poderão ser mínimas a olho nú, mas podem ter afetado substancialmente a performance do remate, principalmente porque desta forma verificamos que o arco de tensão do remate 2 foi mais bem-sucedido na sua execução que propriamente o remate 7, potenciando assim o seu resultado superior relativamente aos restantes remates.

6. Conclusão

O objetivo principal do trabalho desenvolvido nesta tese foi realizar um estudo biomecânico de um remate de bola parada no futebol com a utilização de câmaras convencionais para captação de imagem, sem utilização de marcadores nem plataformas de forças. Para tal determinaram-se dados cinemáticos do movimento como a trajetória e a velocidade de determinados pontos anatómicos e da respetiva bola.

Na análise cinemática realizada à trajetória e à velocidade, foi possível retirar várias conclusões sobre o comportamento de cada ponto anatómico, assim como realçar remates que mais se evidenciaram. Os movimentos corporais que mais se destacaram e mostraram influenciar diretamente a velocidade, quer do respetivo segmento anatómico quer na velocidade da bola, foram a altura máxima atingida pelo tornozelo antes de rematar e a amplitude do joelho durante todo o remate. Constatou-se também que os remates com trajetórias mais altas foram mais bem-sucedidos que aqueles que tiveram trajetórias mais baixas, no que diz respeito à velocidade atingida por cada segmento corporal, à exceção da componente vertical (Y) do gráfico de trajetória do joelho, que mostrou ser exatamente o oposto.

Relativamente ao estudo estatístico, verificou-se que não existe uma correlação estatística significativa entre as variáveis distância do pé de apoio no início e no final do remate com a velocidade da bola, nem a altura máxima do pé com a distância pé de apoio final do remate. Ou seja, verificou-se que alterações na distância do pé de apoio não altera de forma significativa a velocidade da bola, não havendo necessidade de haver uma distância estipulada entre o pé de apoio e a bola. O mesmo não ocorreu com as variáveis altura máxima do tornozelo com a velocidade da bola, que mostrou haver uma correlação estatística significativa, um dado que corroborou com a informação obtida nas análises de trajetória e da velocidade que mostraram exatamente a mesma conclusão. Apesar dos dados obtidos nesta análise estatística, a população em estudo é considerada reduzida uma vez que se utilizou apenas um participante e 15 remates. Para retirar conclusões o mais fiáveis possíveis seria necessário obter um grupo de estudo maior.

Finalmente, a análise qualitativa realizada entre as perspetivas da câmara Lateral e câmara Posterior, possibilitou aprofundar e aplicar os conhecimentos adquiridos durante todo este trabalho. Verificou-se que apesar do nosso participante ter demonstrado alguma técnica e assemelhar-se com o movimento de participantes experientes, houve certas características

durante a sua performance que influenciaram negativamente o resto do movimento e podem vir a ser aperfeiçoadas com este estudo. Neste caso em específico foi a evidente falta de aplicação da técnica do arco de tensão e do ciclo de alongamento-encurtamento, abordados por diversos autores para a otimização dos resultados do remate. Não só foi possível visualizar estas diferenças entre artigos, mas também entre remates.

Este estudo não seria possível sem o software Kinovea, que se mostrou uma ferramenta de avaliação muito valiosa, no sentido de rastrear cada ponto anatômico assim como avaliar em diferentes velocidades a performance de cada remate, e poder ainda ser possível visualizar dois remates ao mesmo tempo, o que facilitou imenso para visualizar diferenças mínimas entre remates.

Contudo, é importante salientar alguns critérios que deviam ter sido em conta para otimizar e simplificar o todo o processo e que possam ter influenciado os resultados obtidos.

Primeiramente o vestuário, quanto mais largo ou comprido mais difícil localizar os pontos anatômicos em estudo, portanto deveria ter-se optado por um vestuário principalmente mais justo. Em termos de localização dos pontos anatômicos, deveria ter-se assinalado de uma forma mais visível, visto que não foi possível detetá-los posteriormente no programa Kinovea, este fator influenciou o ajuste dos pontos durante processo, tornando estes menos precisos e por isso ter acarretado mais erros do que se pretendia, como no caso da anca.

Os remates, em termos de distância, não foram coerentes pois não se estipulou uma distância em concreto, a bola estava no marco indicado pelo campo que indica 10 metros da baliza, mas o indivíduo em estudo não teve uma distância precisa até à bola. Por esse motivo existiram remates com mais dados que outros.

Em termos de localização, o posicionamento das câmaras não resultou. Na câmara Lateral é possível visualizar bastante bem o corpo e a perna de remate a executar o movimento, mas não se vê a trajetória da bola até à baliza. Este fator influenciou bastante os resultados obtidos em relação à bola visto que não permitiu retirar grandes dados conclusivos. Em relação à câmara Posterior, a perspectiva não permitiu ver com precisão o pé de remate, o restante corpo, inclusive a trajetória da bola até à baliza. Estes motivos dificultaram a comparação entre câmaras e até mesmo a execução de um estudo 3D, que faria todo o sentido neste tipo de abordagem.

Em suma, através da realização desta tese foi possível compreender, aprofundar e aplicar todos os conhecimentos adquiridos ao longo deste trabalho e perceber a complexidade do movimento humano. É possível também reconhecer que não é apenas um fator que potencia o resto do remate, mas sim um aglomerado de fatores importantes que influenciam o movimento no que diz respeito ao momento, localização e amplitude de cada segmento que faz com que seja o mais bem-sucedido possível.

Através destas conclusões é possível afirmar que apesar de ter havido alguns critérios que possam ter influenciado os resultados obtidos, estes servirão como linhas de orientação para futuros estudos de forma a otimizar a metodologia imposta. Contudo é de reforçar que foi possível realizar um estudo bastante aprofundado e retirar critérios influenciadores para remates bem-sucedidos para instruir atletas sobre os seus erros e técnicas.

7. Trabalhos Futuros

Durante a realização deste estudo, foi possível verificar alguns pontos que seriam de grande relevância explorar em trabalhos futuros.

Primeiramente, seria interessante realizar o mesmo estudo com mais participantes para se poder obter uma base de dados maior e verificar diferenças num grupo mais heterogêneo em termos de posicionamento e eficácia do remate.

Também seria relevante fazer uma abordagem quantitativa em termos de aceleração dos vários pontos anatómicos e da respetiva bola. Assim como realizar uma análise cinética, no que diz respeito às forças do corpo. Mais propriamente da força com que o pé chuta a bola, e a força com que a bola sai do pé até chegar à baliza.

Outra abordagem que se poderia fazer, seria uma avaliação sobre a interação entre o pé com a bola na altura do remate. Verificar o que ocorre ao movimento e trajetória da bola dependendo do local que o pé toca na bola e de que forma interage com a velocidade com a amplitude.

Ao longo dos vídeos, também foi possível verificar, que em todos os remates ocorreu um certo movimento de inversão do tornozelo após a fase de propulsão. Em muitos dos artigos lidos para elaboração deste estudo, não houve qualquer menção sobre este movimento. Neste estudo não foi possível retirar conclusões sobre isso, mas seria interessante fazer um estudo mais pormenorizado deste movimento e ao comparar com mais indivíduos verificar se é um movimento normal do pé ou algum movimento diferente, e de que forma terá impacto na performance do remate.

A metodologia aplicada neste estudo, tem uma aplicabilidade enorme na área do desporto, mas também em inúmeras áreas, como por exemplo na área da saúde. Poderá ser utilizado para verificar marchas patológicas de marchas normais, na área da ortoprotesia poderá ser utilizado como comparação de marchas normais com marcha com uma prótese ou ortótese, ou até mesmo comparação entre duas próteses desenhadas para desporto.

8. Bibliografia

- ✓ Amirah, N., Hisham, H., Faiz, A., Nazri, A., Madete, J., Herawati, L., & Mahmud, J. (2017). Measuring Ankle Angle and Analysis of Walking Gait using Kinovea. *Imeditec 2017, March 2018*, 247–250. <https://www.kinovea.org>
- ✓ Ayyappa, E. (1997). *Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. 1.*
- ✓ Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
- ✓ Baker, R., Leboeuf, F., Reay, J., & Sangeux, M. (2018). The conventional gait model - success and limitations. *Handbook of Human Motion*, 1–3, 489–508. https://doi.org/10.1007/978-3-319-14418-4_25
- ✓ Bartlett, R. (2007). Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns provides. In *Sports Biomechanics*. <https://doi.org/10.4324/9780203476161>
- ✓ Caldas, R., Mundt, M., Potthast, W., Buarque de Lima Neto, F., & Markert, B. (2017). A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Gait and Posture*, 57(August), 204–210. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.019>
- ✓ Chao, E. Y. S. (1986). Biomechanics of the Human Gait. *Frontiers in Biomechanics*, 225–244. https://doi.org/10.1007/978-1-4612-4866-8_17
- ✓ Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. I. T. (2018). A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Medicine - Open*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0139-y>
- ✓ Corazza, S., Mündermann, L., Chaudhari, A. M., Demattio, T., Cobelli, C., & Andriacchi, T. P. (2006). A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: Visual hull and simulated annealing approach. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(6), 1019–1029. <https://doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>
- ✓ Cronin, N. J., Rantalainen, T., Ahtiainen, J. P., Hynynen, E., & Waller, B. (2019). Markerless 2D kinematic analysis of underwater running: A deep learning approach. *Journal of Biomechanics*, 87, 75–82. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.02.021>
- ✓ Eugénia Graça Martins, M. (2014). Coeficiente de correlação amostral. *Revista de Ciência Elementar*, 2(2), 1–4. <https://doi.org/10.24927/rce2014.042>
- ✓ Gilbert, N., Reade, I., Rodgers, W., Hall, N., Reade, I., Rodgers, W., & Spriggs, K. (2008). *Sports Science & Coaching Sports Science. 3(3).*
- ✓ Griffin, T. M., Roberts, T. J., & Kram, R. (2003). Metabolic cost of generating muscular force in human walking: Insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of*

- Applied Physiology*, 95(1), 172–183. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00944.2002>
- ✓ Hall, S. J. (2008). Basic Biomechanics. In *The McGraw-Hill* (Vol. 39, Issue 5).
 - ✓ Kellis, E., & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*, June, 154–165. [papers://61982310-139d-4a04-8060-3dce6ee6287b/Paper/p17](https://doi.org/10.1186/1545-7315-6-17)
 - ✓ Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müßig, J., Kröger, I., & Augat, P. (2019). Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury*, xxxx, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011>
 - ✓ Lees, A., Asai, T., Andersen, T. B., Nunome, H., & Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 28(8), 805–817. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.481305>
 - ✓ Lees, Adrian, & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 16(3), 211–234. <https://doi.org/10.1080/026404198366740>
 - ✓ Linke, D., Link, D., & Lames, M. (2020). Football-specific validity of TRACAB's optical video tracking systems. *PLoS ONE*, 15(3), 1–17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230179>
 - ✓ Mahajan, M., & Jadhav, M. (2019). 2D Gait Analysis for Biomedical Application. *SSRN Electronic Journal*, 1209–1214. <https://doi.org/10.2139/ssrn.3357287>
 - ✓ Miles, J. (2014). R Squared, Adjusted R Squared. *Wiley StatsRef: Statistics Reference Online*, 2, 2–4. <https://doi.org/10.1002/9781118445112.stat06627>
 - ✓ Mündermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 1–11. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-6>
 - ✓ Nor Adnan, N. M., Ab Patar, M. N. A., Lee, H., Yamamoto, S. I., Jong-Young, L., & Mahmud, J. (2018). Biomechanical analysis using Kinovea for sports application. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 342(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/342/1/012097>
 - ✓ Ozer, D. J. (1985). Correlation and the Coefficient of Determination. *Psychological Bulletin*, 97(2), 307–315. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.97.2.307>
 - ✓ Pueo, B. (2016). High speed cameras for motion analysis in sports science. *Journal of Human Sport and Exercise*, 11(1), 53–73. <https://doi.org/10.14198/jhse.2016.111.05>
 - ✓ Pueo, B., & Jimenez-Olmedo, J. M. (2017). Application of motion capture technology for sport performance analysis. *Federación Española de Asociaciones de Docentes de Educación Física (FEADEF)*, 2041(32), 241–247. <https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/article/view/56072>
 - ✓ Roberts, M., Mongeon, D., & Prince, F. (2017). Biomechanical parameters for gait

analysis: a systematic review of healthy human gait. *Physical Therapy and Rehabilitation*, 4(1), 6. <https://doi.org/10.7243/2055-2386-4-6>

- ✓ Shan, G., & Westerhoff, P. (2005). Soccer: Full-body kinematic characteristics of the maximal instep Soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomechanics*, 4(1), 59–72. <https://doi.org/10.1080/14763140508522852>
- ✓ Taylor, R. (1990). Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 6, 35–39.
- ✓ Vital, J., Couceiro, M. S., Dias, G., & Ferreira, N. M. F. (2015). Tecnologias para a análise do movimento humano. *Proceedings Of The 6th Portuguese Congress On Biomechanics, February*.