Caracterização cinemática da corrida a diferentes domínios de intensidade

Dissertação apresentada com vista à obtenção do 2º ciclo em Treino Desportivo, especialização em Treino de Alto Rendimento, da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, ao abrigo do Decreto-Lei nº 74/2006, de 24 de março, na redação dada pelo Decreto-Lei nº 65/2018 de 16 de agosto.

Orientador: Professor Doutor Ricardo Jorge Pinto Fernandes

João Paulo Galano de Lima

Porto, 2021

“If you don't challenge yourself, you will never realize what you can become.”

Anonymous

Agradecimentos

Essa dissertação reprensenta um marco importante na minha vida pessoal, profissional e acadêmica. Foi um longo e árduo percurso até aqui e tenho a clara consciência que não poderia ter conseguido sem a ajuda direta e indiretamente de muitas pessoas. Por isso, expresso meus sinceros agradecimentos:

Ao Professor Doutor Ricardo Fernandes, por ter aceitado ser meu orientador e por todo profissionalismo, competência, apoio, motivação e exigência, direcionando sempre ao avanço do conhecimento.

À estudante de Doutoramento Filipa Cardoso, por toda a imensa ajuda quase que diária. Por estar sempre disponível para as minhas dúvidas, por compartilhar seu conhecimento e experiência, por me motivar quando eu precisei e por me instigar sempre a ir mais a fundo.

Aos atletas que constituem a amostra deste estudo e seus treinadores, assim como a todos os colaboradores que participaram nas avaliações.

A todos que foram meus colegas de casa, minhas famílias emprestadas, por me ajudarem, me motivarem e me incentivarem sempre que precisei.

Aos meus amigos, que mesmo longe, estão sempre à uma mensagem de distância e que fazem toda a diferença, mesmo com poucas palavras.

Aos meus pais, que me apoiam sempre, de perto ou de longe, pelo amor incondicional e por sempre me incentivarem a estudar, a ser curioso e a buscar a realização do que quer que sejam os meus sonhos.

Às minhas irmãs, pelo apoio e exemplo de pessoas que são.

Índice

Agradecimentos IV

Índice de tabelas.....VIII

Índice de figuras.....XX

Resumo.....XII

Abstract.....XIV

Lista de abreviaturas.....XVI

1. Introdução.....1

2. Material e métodos.....4

3. Resultados.....15

4. Discussão.....21

5. Conclusão.....27

6. Sugestões para estudos futuros.....29

7. Referências bibliográficas.....31

Índice de Tabelas

Tabela 1	Variáveis selecionadas para a análise cinemática da corrida	8
Tabela 2	Média e DP das variáveis cinemáticas analisadas ao longo do protocolo incremental	16
Tabela 3	Média e DP das variáveis cinemáticas analisadas nos diferentes domínios de intensidade do exercício	18
Tabela 4	Média e DP das variáveis cinemáticas avaliadas nas condições com e sem avanço mandibular	19

Índice de Figuras

Figura 1	Protocolo intermitente incremental utilizado e pista de atletismo com posicionamento dos materiais para a realização do protocolo (respectivamente nos painéis da esquerda e direita).	4
Figura 2	Câmara (GoPro HERO6 Black, Califórnia, EUA) utilizada para recolha das variáveis cinemáticas.	**Erro! Marcador não definido.**
Figura 3	Marcação do côndilo femoral lateral e marcas sobre os pontos de referência anatómicos (painéis da esquerda e da direita, respetivamente).	**Erro! Marcador não definido.**
Figura 4	Analisador de gases portátil (Cosmed K4b2, Cosmed, Roma, Itália) e coleta de sangue capilar (Lactate Pro2, Arkay, Inc, Quioto, Japão) para análise das concentrações de lactato (painéis da esquerda e da direita, respetivamente).	**Erro! Marcador não definido.**
Figura 5	Calibração das câmaras 1 e 2 (painéis da esquerda e direita, respetivamente).	10
Figura 6	*Frame* imediatamente anterior ao contacto inicial e *frame* do contacto inicial (painéis da esquerda e direita, respetivamente).	10
Figura 7	Ponto de contacto inicial do pé com o solo e ângulos da anca, joelho e tornozelo no contacto inicial.	11

Figura 8 *Frame* da saída do pé e *frame* imediatamente após a saída do pé (painéis da esquerda e direita, respetivamente). 11

Figura 9 Ângulos da anca, do joelho e do tornozelo na saída do pé. 12

Resumo

Embora a técnica de corrida seja considerada importante para o desempenho, o comportamento das variáveis cinemáticas que a compõem ainda não é completamente entendido. Ademais, dispositivos de avanço mandibular podem interferir neste comportamento. O objetivo desta dissertação consistiu em caracterizar variáveis cinemáticas em diferentes intensidades de corrida e observar o efeito do avanço mandibular nessas variáveis. Dez corredores realizaram 7x800 m na pista de atletismo, com incrementos de velocidade de 1 $km \cdot h^{-1}$ até a exaustão e intervalos de 30s entre cada patamar. Complementarmente, cinco dos sujeitos participantes repetiram o protocolo incremental supracitado com um dispositivo de avanço mandibular. O consumo de oxigénio e as concentrações de lactato sanguíneo foram avaliadas para determinação dos domínios de intensidade. Foram utilizadas duas câmaras de vídeo de alta resolução para coleta de dados e a análise cinemática foi feita através do software Kinovea (v. 0.8.27). Foi realizado o Teste-T de medidas repetidas para a comparação de cada variável em cada domínio de intensidade de corrida, assim como para comparar as condições experimentais com e sem avanço mandibular. Observou-se o aumento do comprimento da passada nas intensidades moderada e severa, da frequência da passada nas intensidades moderada e pesada e do tempo de voo na intensidade moderada, e diminuição do tempo de contacto e do ângulo da anca no contacto inicial em todas as intensidades, do ângulo do joelho no contacto inicial na intensidade moderada, e do ângulo da anca na saída do pé nas intensidades moderada e pesada. Não foram observadas diferenças nas variáveis cinemáticas estudadas entre as condições com e sem avanço mandibular. Concluiu-se que, ao aumentar a intensidade, o tempo de contacto diminui e o tempo de voo, a frequência e o comprimento da passada, a flexão do joelho e da anca no contacto inicial e a extensão da anca na saída do pé, aumentam. Mais estudos precisam ser feitos numa situação de avanço mandibular com amostras maiores.

PALAVRAS-CHAVE: CINEMÁTICA, CORRIDA DE MEIO-FUNDO, BIOMECÂNICA, DOMÍNIOS DE INTENSIDADE, AVANÇO MANDIBULAR

Abstract

Although running technique is considered to be important for performance, the behavior of the kinematic variables that compose it is still not completely understood. Furthermore, mandibular advancement devices may interfere with this behavior. The aim of this dissertation was to characterize kinematic variables at different running intensities and observe the effect of mandibular advancement on these variables. Ten runners performed 7x800 m on the athletics track, with speed increments of 1 km·h-1 until exhaustion and intervals of 30s between each level. In addition, five of the participating subjects repeated the aforementioned incremental protocol, with a mandibular advancement device. Oxygen consumption and blood lactate concentrations were measured for further determination of the different intensity domains. Two high-resolution video cameras were used for data collection and kinematic analysis was performed using the Kinovea software (v.0.8.27). A paired T-test was performed to compare each variable to each running intensity domain, as well as to compare the experimental conditions with and without the mandibular advancement. There was an increase in stride length at moderate and severe intensities, stride frequency at moderate and heavy intensities and flight time at moderate intensity, and a decrease in contact time and hip angle at initial contact at all intensities, knee angle at initial contact at moderate intensity, and hip angle at toe-off at moderate and heavy intensities. There were no differences in the kinematic variables studied between the conditions with and without mandibular advancement. It was concluded that as intensity increases, contact time decreases and flight time, stride frequency, stride length, knee and hip flexion at initial contact and hip extension at toe-off, increase. More studies need to be done with a mandibular advancement situation with larger samples.

KEYWORDS: KINEMATIC, MIDDLE-DISTANCE RUNNING, BIOMECHANICS, INTENSITY DOMAINS, MANDIBULAR ADVANCEMENT

Lista de abreviaturas

%	Percentagem
~	Aproximadamente
±	Mais ou menos
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
cm	Centímetro
DP	Desvio-padrão
h	Hora
Hz	Hertz
kg	Quilograma
km	Quilómetro
L	Litros
m	Metro
min	Minuto
ml	Mililitro
mmol	Milimole
s	Segundo
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

1. Introdução

A corrida é um desporto extremamente acessível e muito praticado, seja de forma recreativa ou competitiva. No meio competitivo, cada vez mais atletas entram em competições de corrida de fundo e meio fundo (Anthony et al., 2014; Knechtle et al., 2016). Consequentemente, o interesse da comunidade científica em estudar os fatores específicos de desempenho na corrida continua a aumentar (Ogueta-Alday & García-López, 2016). O sucesso na corrida competitiva depende de muitos fatores, incluindo o ambiente, a antropometria, o treino, a fisiologia e a biomecânica (Saunders et al., 2004). A economia de corrida, normalmente definida como o custo energético necessário para correr uma determinada distância em velocidade submáxima (Shaw et al., 2014) também é conhecida por ser um importante determinante do desempenho da corrida de longa distância (Conley & Krahenbuhl, 1980; Hoogkamer et al., 2016).

Enquanto que a influência das características fisiológicas dos corredores no desempenho já está bem estabelecida (Bassett & Howley, 2000; Larsen, 2003), as características biomecânicas, por sua vez, apesar da sua importância ser mencionada por vários autores (Kyrolainen et al., 2001; Nummela et al., 2007; Williams & Cavanagh, 1987), continuam a ser alvo de estudo, principalmente por ainda existir um grande desconhecimento sobre a sua verdadeira influência (Kyrolainen et al., 2001; McCann & Higginson, 2008; Ogueta-Alday et al., 2014).

Dentro dos fatores biomecânicos, a técnica de corrida é um componente importante e, portanto, do desempenho (Folland et al., 2017), podendo diferir de indivíduo para indivíduo de várias maneiras. Fatores como a flexibilidade (Craib et al., 1996; Nelson et al., 2001), função neuromuscular (Paavolainen, Häkkinen, et al., 1999; Paavolainen, Nummela, et al., 1999), estrutura corporal (Cavanagh & Kram, 1989), distribuição das fibras musculares (Bosco et al., 1982; Kyrolainen et al., 2003), adaptações de treinamento anteriores e histórico de lesões (Slawinski & Billat, 2004) podem explicar essas diferenças.

Um outro fator que pode vir a influenciar a técnica de corrida é a manipulação mandibular. Apesar de ainda não existirem muitos estudos, foi demonstrado que o uso de um dispositivo mandibular levou a uma melhoria na simetria do padrão de corrida (Maurer et al., 2015). No entanto, a maioria dos estudos focam em variáveis fisiológicas, tendo sido encontrada melhoria significativa em variações específicas de trocas gasosas (Garner et al., 2011; Schultz et al., 2020), embora Cardoso et al. (2019) não tenham encontrado diferenças significativas. Essa falta de um consenso pode ser explicada pelo uso de metodologias variadas e amostras heterogéneas.

A forma principal de analisar a técnica de corrida no meio científico é através da análise cinemática, a qual é definida como a descrição do movimento das articulações ou segmentos corporais sem considerar as forças que as causam, sendo descrita de forma linear ou angular. As variáveis cinemáticas podem ser quantificadas através de análises bidimensionais (2D), mais rotineiras, enquanto análises tridimensionais (3D) se realizam mais especificamente e predominantemente em laboratório. Apesar da análise 3D em laboratório apresentar maior precisão, não é diretamente equivalente nem pode ser generalizada à avaliação feita em situação de campo (Nigg et al., 1995; Riley et al., 2008; Sinclair et al., 2013). Além disso, com o avanço das câmeras e dos softwares de análise de vídeo, análises cinemáticas em 2D em campo têm mostrado excelente fiabilidade (Murray et al., 2018).

A mecânica de corrida e o desempenho podem ser influenciados pelo desenvolvimento da fadiga muscular e por alterações na intensidade do exercício, evidenciado por alterações na cinemática e função neuromuscular (Nigg et al., 2003). Estudos mostram que durante a corrida em intensidades submáximas, corredores experientes adotam uma combinação ótima de comprimento e frequência da passada que minimiza o custo energético (Cavanagh & Williams, 1982; Hunter & Smith, 2007) mas, durante corridas de alta intensidades, os padrões cinemáticos e de ativação muscular sofrem maior variabilidade com maior custo metabólico associado (Slawinski & Billat, 2004). Assim, a variabilidade das variáveis cinemáticas têm sido sugeridas como um

dos fatores que podem fornecer informações importantes sobre o controlo do movimento durante exercícios de intensidade variável (Hanlon et al., 2012; Meardon et al., 2011).

O objetivo principal deste estudo é caracterizar variáveis cinemáticas ao longo de diferentes domínios de intensidade de corrida. Complementarmente, pretendeu-se estudar o efeito da manipulação mandibular, nomeadamente do avanço da mandíbula, nessas variáveis ao longo de diferentes domínos de intensidade de corrida. É hipotetizado que, com o aumento da intensidade de corrida, algumas variáveis cinemáticas sofrerão alterações, aumentando o comprimento da passada e o tempo de voo e diminuindo o tempo de contacto (Brughelli et al., 2011; Castro et al., 2013; Roche-Seruendo et al., 2018). A segunda hipótese é que o aparelho de avanço mandibular alterará a postura dos sujeitos, podendo, consequentemente, alterar o padrão de corrida e algumas variáveis angulares mais distais (Maurer et al., 2015).

2. Material e Métodos

Dez corredores do sexo masculino de média e longa distância (3000-10000 m) de 26.8 ± 5.65 anos de idade, 68.15 ± 8.19 kg de peso corporal, 1.80 ± 6.46 cm de altura, 9.9 ± 3.9 anos de experiência em treino de corrida e12.9 ± 2.2 horas de treino semanal, participaram voluntariamente no presente estudo. A todos os participantes foi explicado o protocolo experimental, bem como os eventuais riscos/benefícios decorrentes da sua participação. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto (CEFADE282020). Todos os sujeitos (ou pais/responsáveis pelos participantes quando menores de 18 anos) forneceram o seu consentimento por escrito de acordo com os pressupostos éticos da Declaração de Helsínquia.

O protocolo experimental foi realizado na pista de atletismo exterior de 400 m da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Após um aquecimento individualizado a uma intensidade baixa-moderada com duração de ~20 min, cada participante realizou um protocolo intermitente e incremental de 7 x 800 m de corrida, com incrementos de 1 $km \cdot h^{-1}$ e intervalos de descanso de 30 s entre patamares. A velocidade inicial foi definida de acordo com o nível de condicionamento físico dos sujeitos após consulta dos mesmos e/ou do seus treinadores. Em cada patamar de 800 m a velocidade foi controlada através de um feedback auditivo a cada 100 m, demarcados através de cones fluorescentes ao longo da pista (Billat et al., 1996; Sousa et al., 2015) (Figura 1).

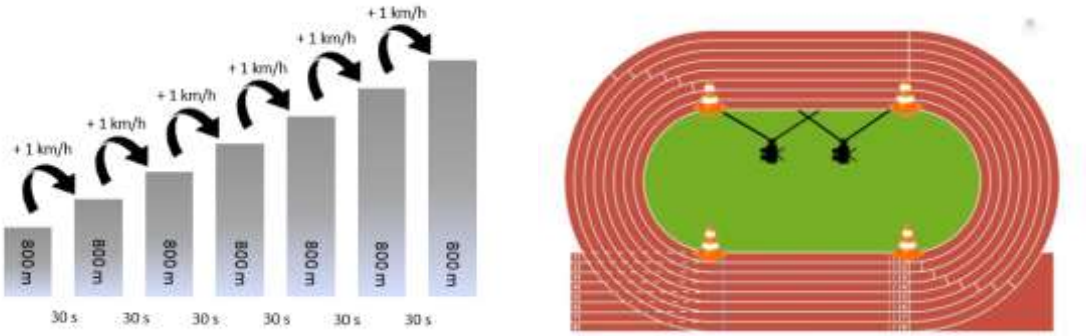


Figura 1. Protocolo intermitente incremental utilizado e pista de atletismo com posicionamento dos materiais para a realização do protocolo (respetivamente nos painéis da esquerda e direita).

Complementarmente, cinco dos sujeitos participantes realizaram duas repetições do protocolo incremental supracitado com o objetivo de estudar o efeito do avanço mandibular em variáveis biomecânicas durante a corrida. Para tal foram individualmente confecionados dois dispositivos intraorais (com e sem avanço mandibular) para cada sujeito e colocados na sua arcada dentária inferior. Os procedimentos experimentais foram randomizados, realizados em dois dias (com 48h de diferença) e durante o mesmo período do dia (manhã), com controlo da velocidade do vento através de um anemómetro.

Para a recolha dos dados cinemáticos foram utilizadas duas câmaras de vídeo (GoPro HERO6 Black, Califórnia, EUA) de alta resolução (1920 x 1080 píxeis) (Figura 2), posicionadas entre os 100 e os 200 m da pista de atletismo e distanciadas 17 e 4.5 m entre si e da pista, respetivamente. A recolha das imagens foi realizada em 2D no plano sagital esquerdo dos sujeitos e a 120 fotogramas por segundo. Previamente ao protocolo experimental, as câmaras foram calibradas usando marcações padronizadas na pista de atletismo. Para obtenção das variáveis angulares, quatro marcas circulares pretas foram traçadas na pele sobre pontos de referência anatómicos (acrómio, trocanter maior, côndilo femoral lateral e maléolo lateral) no lado esquerdo do corpo de cada participante (Hunter et al., 2004) (Figura 3).



Figura 2. Câmara (GoPro HERO6 Black, Califórnia, EUA) utilizada para recolha das variáveis cinemáticas.

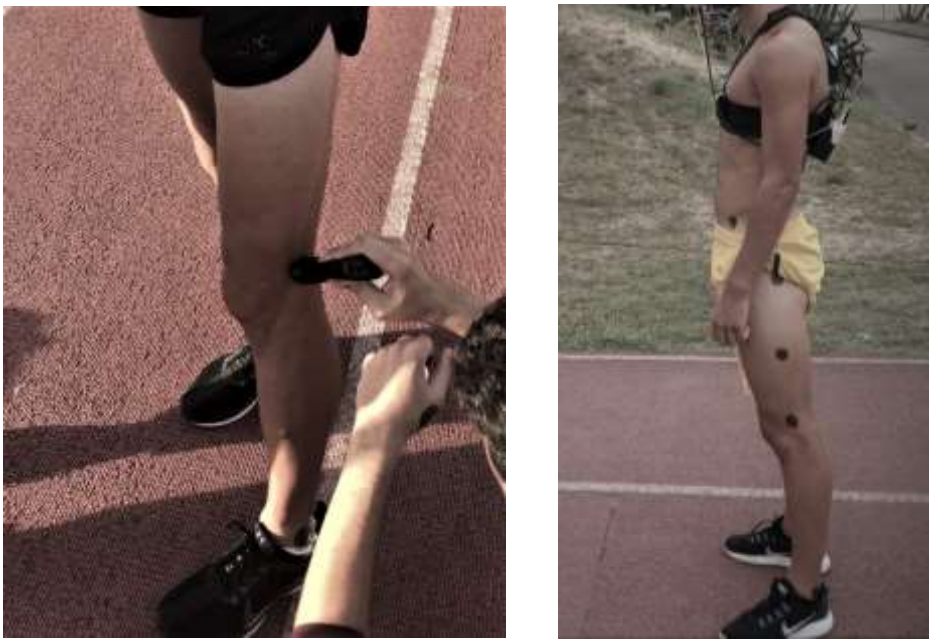


Figura 3. Marcação do côndilo femoral lateral e marcas sobre os pontos de referência anatómicos (painéis da esquerda e da direita, respetivamente).

Complementarmente, durante o protocolo incremental, foram recolhidos dados do consumo de oxigénio e das concentrações de lactato sanguíneas para determinação posterior dos diferentes domínios de intensidade do exercício. Os valores do consumo de oxigénio foram obtidos respiração a respiração recorrendo a um analisador de gases portátil (Cosmed K4b^2, Cosmed, Roma, Itália), previamente calibrado antes do início de cada procedimento experimental. Para a análise das concentrações de lactato sanguíneo foram recolhidas amostras de sangue capilar (Lactate Pro2, Arkay, Inc, Quioto, Japão) imediatamente após o término de cada patamar, isto é, nos 30 s de intervalo, e no final do protocolo incremental ao 1º, 3º, 5º e 7º min do período de recuperação, até que a sua concentração máxima fosse atingida (Figura 4).



Figura 4. Analisador de gases portátil (Cosmed K4b2, Cosmed, Roma, Itália) e coleta de sangue capilar (Lactate Pro2, Arkay, Inc, Quioto, Japão) para análise das concentrações de lactato (painéis da esquerda e da direita, respetivamente).

O processamento de todas as imagens de vídeo foi realizado através do software gratuito de análise de movimento Kinovea (versão 0.8.27), que foi recentemente validado para análise linear e angular dos membros inferiores (Fernández-González et al., 2020; Puig-Diví et al., 2019). Foram analisados três ciclos de corrida consecutivos em cada câmara e para cada volta de 400 m de cada patamar do protocolo incremental (n = 12 ciclos). As variáveis cinemáticas lineares e angulares selecionadas para análise estão identificadas e descritas na Tabela 1.

Tabela 1. Variáveis selecionadas para a análise cinemática da corrida

Variáveis	Descrição	Autores
Velocidade de corrida	Velocidade média alcançada durante uma passada completa	Kaneko et al. (1985), Cavanagh & Kram (1989), Novacheck (1998) e Nummela et al. (2007)
Comprimento da passada	Distância percorrida durante dois toques sucessivos do mesmo pé	Cavanagh & Williams (1982) e Cavanagh & Kram (1989)
Frequência da Passada	Número de passadas que o atleta dá por segundo	Daniels (2013), De Ruiter et al. (2014) e Lieberman et al. (2015)
Tempo de contacto	Tempo em que o pé está em contacto com o solo durante uma passada completa	Paavolainen, Nummela, et al. (1999), Padulo et al. (2012), Roche-Seruendo et al. (2018) e García-Pinillos et al. (2019)
Tempo de voo	Tempo em que nenhum dos pés está em contacto com o solo durante uma passada completa	Nummela et al. (2007), García-Pinillos et al. (2019), Padulo et al. (2012), Preece et al. (2019) e da Rosa et al. (2019)
Ângulo da anca (no contacto e na saída do pé)	Ângulo entre os segmentos do tronco e da coxa	Leskinen et al. (2009) e Kyrolainen et al. (2001)
Ângulo do joelho (no contacto e na saída do pé)	Ângulo entre os segmentos da coxa e da perna	Leskinen et al. (2009) e Trowell et al. (2019)
Ângulo do tornozelo (no contacto e na saída do pé)	Ângulo entre a parte inferior da perna e os segmentos do pé	Soares et al. (2018), De Lucca & Melo (2012) e Fernández-González et al. (2020)

A análise cinemática foi realizada pelo mesmo investigador e as variáveis foram identificadas sempre na mesma ordem. Para as variáveis angulares, o membro inferior esquerdo foi utilizada para análise. Antes de iniciar cada análise de vídeo foi realizada a calibração das câmaras usando secções da pista de tamanho conhecido (Figura 5). Após a calibração, os vídeos eram reproduzidos *frame* a *frame* e pausados em dois momentos específicos da

corrida importantes na análise cinemática, isto é, o contacto inicial e a saída do pé. O contacto inicial caracteriza-se pelo primeiro instante em que o pé entra em contacto com o solo. Identifica-se este *frame* através do *frame* imediatamente anterior em que o pé ainda não se encontra em contacto com o solo (Souza, 2016) (Figura 6).

Quando o *frame* do contacto inicial era identificado, marcava-se o ponto do primeiro contacto do pé com o solo (a fim de se calcular o comprimento da passada mais adiante) e eram identificadas as variáveis angulares relacionadas ao contacto inicial, nomeadamente o ângulo da anca, o ângulo do joelho e o ângulo do tornozelo, calculados a partir dos marcadores localizados no trocanter maior e acrómio, no côndilo femoral lateral e no trocanter maior e no maléolo lateral e no côndilo femoral lateral, respetivamente (Kyrolainen et al., 2001) (Figura 7). Complementarmente, era iniciado um cronómetro digital para marcar o tempo de contacto e de voo para cada passada.

O momento da saída do pé é caracterizado pelo último instante em que o pé se encontra em contacto com o solo (Souza, 2016). Identifica-se este *frame* através do *frame* imediatamente seguinte, em que o pé perde o contacto com o solo (Figura 8). Quando o *frame* da saída do pé era devidamente identificado, eram novamente identificados os ângulos da anca, do joelho e do tornozelo (Figura 9), juntamente com o fim do tempo de contacto e início do tempo de voo. O comprimento da passada foi identificado calculando a distância entre os pontos de contacto inicial do mesmo pé.

Na literatura existem duas maneiras de se apresentar as variáveis da análise cinemática angular. Elas podem ser apresentadas relativamente à extensão/flexão da articulação, tomando os ângulos da posição anatómica como sendo 0º, ou então são apresentadas usando os seus valores absolutos. A análise das variáveis angulares deste estudo foi realizada tal como demonstrado nas figuras 7 e 9, para os momentos do contacto inicial e saída do pé, respetivamente (adaptado de Leskinen et al., 2009).

Foi criada uma planilha de Excel customizada (Microsoft, Redmond, Washington) para organizar todos os dados recolhidos no Kinovea.

Posteriormente, foi calculada aa média e o desvio-padrão de todas as variáveis analisadas no software Kinovea , assim como a velocidade e frequência da passada. A velocidade foi calculada através da razão entre o comprimento e o tempo da passada (Nummela et al., 2007) e a frequência da passada foi obtida pelo inverso do seu tempo (Van Oeveren et al., 2021).

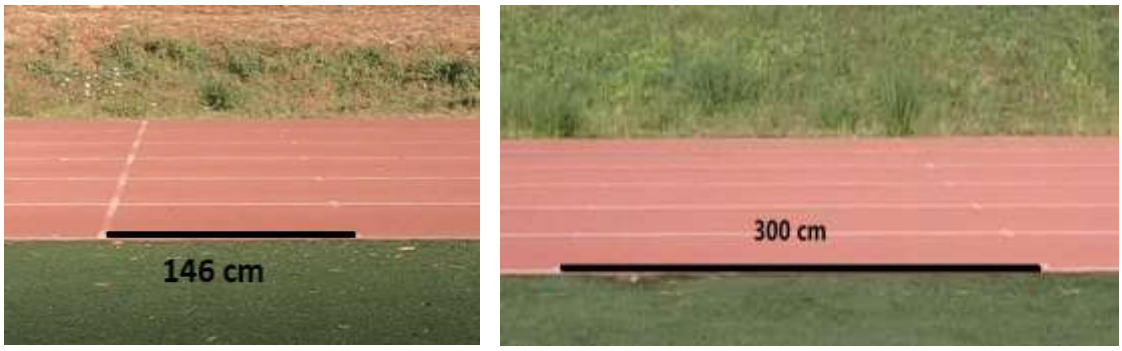


Figura 5. Calibração das câmaras 1 e 2 (painéis da esquerda e direita, respetivamente).



Figura 6. *Frame* imediatamente anterior ao contacto inicial e *frame* do contacto inicial (painéis da esquerda e direita, respetivamente).

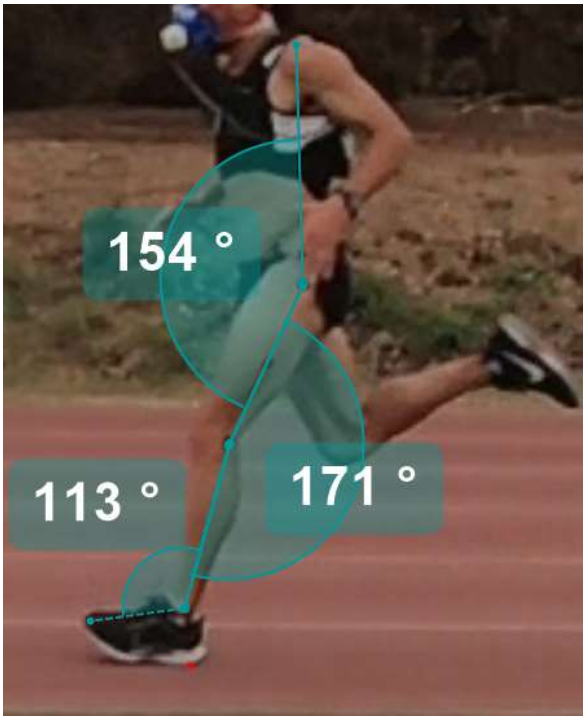


Figura 7. Ponto de contacto inicial do pé com o solo e ângulo da anca, joelho e tornozelo no contacto inicial.



Figura 8. *Frame* da saída do pé e *frame* imediatamente após a saída do pé (painéis da esquerda e direita, respetivamente).

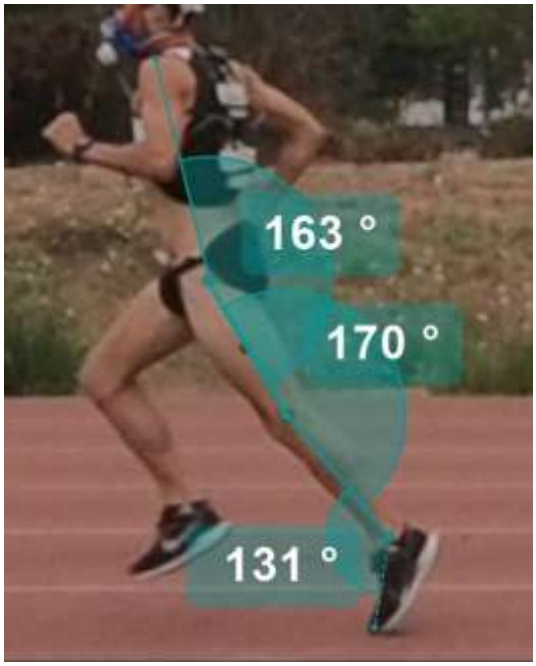


Figura 9. Ângulo da anca, do joelho e do tornozelo na saída do pé.

Os diferentes domínios de intensidade de corrida foram delimitados através da observação dos patamares correspondentes ao limiar anaeróbio e ao consumo máximo de oxigénio (intensidades moderada e severa, respetivamente). Os patamares imediatamente abaixo e acima do limiar anaeróbio corresponderam aos domínios de intensidade baixa e pesada, respetivamente (Burnley & Jones, 2007; Fernandes et al., 2003). A determinação do limiar anaeróbio realizou-se individualmente através da curva lactatemia-velocidade, definido pelo ponto de interseção entre uma regressão linear e uma exponencial (Fernandes et al., 2011).

Os valores do consumo de oxigénio foram analisados recorrendo à média dos últimos 30 s de cada patamar, compreendendo apenas os valores entre a média ± 4 DP (Sousa et al., 2015). Para a determinação do consumo máximo de oxigénio foram aplicados: (i) critérios fisiológicos convencionais primários, isto é, observação de um plateau nos valores do consumo de oxigénio [< 2.1 $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$, Taylor et al. (1955)] e (ii) secundários, como valores elevados nas concentrações sanguíneas de lactato (> 8 $mmol \cdot L^{-1}$) e elevado quociente respiratório [≥ 1.15, Howley et al. (1995)].

A análise estatística dos dados recolhidos foi realizada no software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS; versão 26.0). Na análise exploratória foram verificados os pressupostos de normalidade através do teste de Shapiro-Wilk e calculadas as medidas de tendência central (média) e de dispersão (DP) para todas as variáveis. Posteriormente, foi utilizado o Teste-T de medidas repetidas para comparação de cada variável entre patamares e domínios de intensidade do exercício consecutivos, assim como para comparar as condições experimentais com e sem avanço mandibular. Para todos os procedimentos estatísticos foi considerado $\alpha = 5\%$.

3. Resultados

Os valores médios ± DP das variáveis cinemáticas avaliadas analisadas ao longo do protocolo incremental encontram-se descritos na Tabela 2. Analisando a média da velocidade de todos os sujeitos para cada patamar, observou-se um aumento gradual nos patamares 1 ao 6 ($t = -10.95, -7.05, -10.86, -6.34, -11.90$, respetivamente; $p < 0.001$). Em relação às variáveis lineares, o comprimento da passada teve um aumento nos patamares 1 ao 6 ($t = -10.05, -6.48, -7.91, -2.4, -6.67$, respetivamente; $p < 0.04$), assim como a frequência da passada, com exceção dos dois últimos patamares ($t = -0.25$, $p = 0.81$ e $t = -0.9$, $p = 0.39$, respetivamente). O tempo de contacto apresentou redução dos patamares 1 ao 6 ($t = 6.74, 4.31, 9.00, 8.14, 3.28$, respetivamente; $p < 0.01$). Relativamente ao tempo de voo, observou-se aumento nos patamares 2, 3 e 4 ($t = -3.29$, $p = 0.009$; $t = -2.23$, $p = 0.05$; $t = -3.86$, $p = 0.004$, respetivamente).

Em relação às variáveis angulares, os ângulos da anca e do joelho no contacto inicial, e o ângulo da anca na saída do pé, tiveram uma redução gradual nos patamares 4, 5 e 6 ($t = 3.27, 3.31, 2.95$; $p = 0.01, 0.01, 0.02$ e $t = 3.90, 2.56, 8.82$; $p = 0.004, 0.03, 0.004$, respetivamente) e 2, 3, 5 e 6 ($t = 4.26, 3.25, 2.70, 2.58$; $p = 0.002, 0.01, 0.02, 0.03$), respetivamente. O ângulo do joelho na saída do pé apresentou aumento nos patamares 2 e 6 ($t = -3.24, -2.19$; $p = 0.01, 0.05$, respetivamente). Os ângulos do tornozelo, tanto no contacto inicial quanto na saída do pé, não apresentaram diferenças ($t = 0.44, 0.80, 0.12, -1.13, -1.07, 0.14$; $p = 0.67, 0.44, 0.91, 0.29, 0.31, 0.89$ e $t = -1.48, -0.69, 0.86, -0.74, 0.70, -0.09$; $p = 0.17, 0.51, 0.42, 0.48, 0.50, 0.93$, respetivamente).

Tabela 2. Média e DP das variáveis cinemáticas analisadas ao longo do protocolo incremental.

Variável	Patamar 1	Patamar 2	Patamar 3	Patamar 4	Patamar 5	Patamar 6	Patamar 7
Velocidade (km/h)	13.92 ± 1.90	15.05 ± 1.93*	15.88 ± 1.78*	16.84 ± 1.89*	17.76 ± 1.79*	18.73 ± 1.80*	19.35 ± 1.73
Comprimento da passada (m)	2.74 ± 0.36	2.94 ± 0.33*	3.07 ± 0.30*	3.20 ± 0.30*	3.30 ± 0.28*	3.44 ± 0.27*	3.49 ± 0.25
Frequência da passada (Hz)	1.41 ± 0.05	1.42 ± 0.05*	1.43 ± 0.06*	1.46 ± 0.06*	1.51 ± 0.09*	1.51 ± 0.07	1.55 ± 0.91
Tempo de contacto (s)	0.46 ± 0.05	0.44 ± 0.04*	0.43 ± 0.04*	0.41 ± 0.03*	0.39 ± 0.03*	0.38 ± 0.02*	0.37 ± 0.02
Tempo de voo (s)	0.25 ± 0.04	0.26 ± 0.03*	0.27 ± 0.03*	0.28 ± 0.02*	0.28 ± 0.03	0.29 ± 0.02	0.29 ± 0.03
Ângulo da anca no contacto inicial (º)	152.94 ± 2.47	152.40 ± 2.34	152.35 ± 2.52	151.35 ± 2.06*	150.28 ± 2.51*	149.70 ± 2.45*	148.81 ± 2.89
Ângulo do joelho no contacto inicial (º)	163.73 ± 4.44	163.25 ± 4.68	162.88 ± 4.69	161.99 ± 4.64*	161.31 ± 4.56*	160.37 ± 4.88*	158.54 ± 3.78
Ângulo do tornozelo no contacto inicial (º)	100.51 ± 6.49	100.15 ± 6.30	99.88 ± 5.66	99.84 ± 6.18	100.46 ± 5.76	100.88 ± 6.39	100.45 ± 4.90
Ângulo da anca na saída do pé (º)	167.68 ± 5.57	166.50 ± 5.54*	165.65 ± 5.89*	165.50 ± 6.07	164.86 ± 6.45*	163.68 ± 6.26*	164.17 ± 6.01
Ângulo do joelho na saída do pé (º)	167.13 ± 6.12	168.36 ± 5.72*	168.57 ± 5.65	168.31 ± 6.00	168.31 ± 6.01	169.11 ± 5.29*	168.12 ± 5.29
Ângulo do tornozelo na saída do pé (º)	128.97 ± 6.89	129.61 ± 6.52	129.92 ± 5.99	129.43 ± 6.82	130.09 ± 5.78	129.45 ± 6.23	129.79 ± 6.60

* Diferente do patamar imediatamente anterior ($p \leq 0.05$).

Os valores médios ± DP das variáveis cinemáticas analisadas para os diferentes domínios de intensidade estão descritos na Tabela 3. E relação as variáveis lineares, os valores de velocidade foram superiores em todas as intensidades ($t = -10.13$, $p < 0.001$; $t = -3.23$, $p = 0.01$; $t = -6.29$, $p < 0.001$, respetivamente). Com o aumento da intensidade, observou-se diminuição da variáveis tempo de contacto ($t = 10.86$, $p < 0.001$; $t = 3.85$, $p = 0.004$, $t = 3.00$, $p = 0.01$, respetivamente). O comprimento da passada apresentou aumento nas intensidades moderada e severa ($t = -9.66$, $p < 0.01$; $t = - 4.75$, $p = 0.001$, respetivamente), a frequência da passada teve aumento nas intensidades moderada e pesada ($t = - 5.78$, $p < 0.001$; $t = - 3.93$, $p = 0.003$, respetivamente) e o tempo de voo teve aumento na intensidade moderada ($t = - 4.12$, $p < 0.01$).

Em relação às variáveis angulares, com o aumento da intensidade, observou-se diminuição do ângulo da anca no contacto inicial ($t = 2.66, 3.26, 3.68$; $p = 0.03, 0.01, 0.01$ respetivamente), o ângulo do joelho no contacto inicial e o ângulo do joelho na saída do pé tiveram aumento na intensidade moderada ($t = 7.38$, $p < 0.001$; $t = - 2.65$, $p = 0.03$, respetivamente), o ângulo da anca na saída do pé diminuiu nas intensidades moderada e pesada ($t = 5.16$, $p = 0.001$; $t = 2.79$, $p = 0.02$, respetivamente) e, finalmente, o ângulo do tornozelo no contacto inicial e na saída do pé não apresentaram alterações ao longo das diferentes intensidades.

Os valores médios ± DP das variáveis cinemáticas avaliadas ao longo do protocolo incremental intermitente nas condições com e sem avanço mandibular encontram-se descritos na Tabela 4. Não foram observadas alterações em nenhuma das variáveis cinemáticas analisadas quando comparadas entre as condições com e sem avanço mandibular.

Tabela 3. Média e DP das variáveis cinemáticas analisadas nas diferentes intensidades do exercício.

Variável	Baixa	Moderada	Pesada	Severa
Velocidade (km/h)	14.76 ± 2.01	16.95 ± 2.14*	18.06 ± 1.80*	19.11 ± 1.87*
Comprimento da passada (m)	2.89 ± 0.37	3.21 ± 0.32*	3.32 ± 0.26	3.48 ± 0.27*
Frequência da passada (Hz)	1.42 ± 0.05	1.46 ± 0.06*	1.52 ± 0.09*	1.52 ± 0.07
Tempo de contacto (s)	0.45 ± 0.04	0.40 ± 0.04*	0.38 ± 0.03*	0.37 ± 0.03*
Tempo de voo (s)	0.26 ± 0.04	0.28 ± 0.02*	0.28 ± 0.03	0.29 ± 0.02
Ângulo da anca no contacto inicial (º)	152.38 ± 2.42	151.59 ± 2.35*	150.19 ± 2.30*	149.51 ± 2.25*
Ângulo do joelho no contacto inicial (º)	163.49 ± 4.66	162.02 ± 4.97*	161.34 ± 4.61	160.08 ± 5.01
Ângulo do tornozelo no contacto inicial (º)	100.62 ± 6.46	100.04 ± 6.17	99.30 ± 4.87	100.83 ± 6.05
Ângulo da anca na saída do pé (º)	167.03 ± 5.33	165.19 ± 5.68*	164.12 ± 5.73*	163.64 ± 6.42
Ângulo do joelho na saída do pé (º)	167.41 ± 5.85	168.47 ± 5.50*	168.86 ± 5.28	168.71 ± 5.55
Ângulo do tornozelo na saída do pé (º)	129.35 ± 5.93	129.83 ± 5.68	129.39 ± 5.15	129.36 ± 6.58

Tabela 4. Média e DP das variáveis cinemáticas avaliadas nas condições com e sem avanço mandibular

Variável	Condição	Patamar 1	Patamar 2	Patamar 3	Patamar 4	Patamar 5	Patamar 6	Patamar 7
Velocidade (km/h)	Com avanço	15.25 ± 1.21	16.22 ± 1.43	17.22 ± 1.10	18.42 ± 1.31	19.30 ± 1.17	20.17 ± 1.03	21.08 ± 0.92
	Sem avanço	15.24 ± 1.41	16.34 ± 1.70	17.12 ± 1.43	18.14 ± 1.57	19.12 ± 1.27	20.04 ± 1.38	20.66 ± 1.37
Comprimento da passada (m)	Com avanço	2.97 ± 0.22	3.14 ± 0.25	3.28 ± 0.20	3.45 ± 0.19	3.55 ± 0.20	3.64 ± 0.17	3.73 ± 0.17
	Sem avanço	2.96 ± 0.30	3.14 ± 0.31	3.25 ± 0.26	3.38 ± 0.26	3.49 ± 0.21	3.61 ± 0.21	3.63 ± 0.21
Frequência da passada (Hz)	Com avanço	1.42 ± 0.03	1.43 ± 0.04	1.46 ± 0.04	1.48 ± 0.06	1.51 ± 0.04	1.54 ± 0.05	1.57 ± 0.04
	Sem avanço	1.43 ± 0.04	1.45 ± 0.03	1.46 ± 0.04	1.49 ± 0.04	1.54 ± 0.08	1.54 ± 0.04	1.60 ± 0.08
Tempo de contacto (s)	Com avanço	0.44 ± 0.03	0.42 ± 0.04	0.40 ± 0.03	0.38 ± 0.03	0.37 ± 0.03	0.36 ± 0.03	0.36 ± 0.02
	Sem avanço	0.43 ± 0.02	0.41 ± 0.02	0.40 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.37 ± 0.02	0.36 ± 0.02	0.35 ± 0.01
Tempo de voo (s)	Com avanço	0.27 ± 0.01	0.28 ± 0.02	0.29 ± 0.01	0.29 ± 0.01	0.29 ± 0.01	0.29 ± 0.01	0.28 ± 0.02
	Sem avanço	0.27 ± 0.01	0.28 ± 0.00	0.28 ± 0.00	0.29 ± 0.01	0.29 ± 0.02	0.29 ± 0.01	0.28 ± 0.03
Ângulo da anca no contacto inicial (º)	Com avanço	154.12 ± 4.79	153.47 ± 5.19	153.12 ± 4.87	152.75 ± 5.87	151.83 ± 6.42	150.87 ± 6.48	148.06 ± 5.24
	Sem avanço	153.50 ± 1.80	153.28 ± 2.47	153.04 ± 1.86	151.83 ± 1.79	150.80 ± 2.47	150.13 ± 2.14	148.69 ± 2.97
Ângulo do joelho no contacto inicial (º)	Com avanço	166.52 ± 0.67	166.12 ± 0.79	165.35 ± 0.79	165.45 ± 0.83	164.65 ± 1.20	163.37 ± 1.07	162.38 ± 1.70
	Sem avanço	166.70 ± 3.47	166.40 ± 3.58	166.04 ± 3.19	165.24 ± 3.64	164.57 ± 2.80	163.80 ± 3.21	161.81 ± 1.66
Ângulo do tornozelo no contacto inicial (º)	Com avanço	100.47 ± 6.43	99.57 ± 5.79	100.28 ± 5.19	101.98 ± 5.38	101.23 ± 4.89	100.65 ± 6.45	99.79 ± 3.68
	Sem avanço	99.18 ± 5.63	99.46 ± 5.95	99.40 ± 5.63	99.03 ± 6.38	99.73 ± 5.68	100.35 ± 7.01	98.42 ± 4.60
Ângulo da anca na saída do pé (º)	Com avanço	163.60 ± 4.19	162.32 ± 3.44	161.88 ± 3.70	160.68 ± 3.97	159.63 ± 3.76	159.40 ± 3.60	159.54 ± 3.25
	Sem avanço	165.40 ± 6.66	163.95 ± 6.61	163.03 ± 7.12	163.07 ± 7.82	162.00 ± 8.01	160.50 ± 7.33	161.23 ± 7.35
Ângulo do joelho na saída do pé (º)	Com avanço	170.02 ± 2.82	171.18 ± 3.04	170.97 ± 3.53	171.37 ± 3.64	171.43 ± 3.78	172.12 ± 4.75	171.29 ± 3.84
	Sem avanço	169.05 ± 6.11	170.35 ± 5.97	170.33 ± 6.21	169.86 ± 7.22	170.00 ± 7.35	170.87 ± 5.90	169.85 ± 6.37
Ângulo do tornozelo na saída do pé (º)	Com avanço	127.78 ± 6.06	127.73 ± 6.57	128.93 ± 5.72	127.97 ± 5.52	129.67 ± 6.03	128.97 ± 5.88	130.31 ± 4.56
	Sem avanço	127.37 ± 6.73	127.76 ± 5.92	128.55 ± 6.31	127.27 ± 7.45	127.92 ± 6.62	127.68 ± 6.55	126.85 ± 7.08

4. Discussão

Melhorar a mecânica da corrida pode significar uma melhora na economia de corrida e, consequentemente, no desempenho (Skof & Stuhec, 2004). Porém, não existe um consenso no campo da cinemática da corrida para diferentes intensidades. Portanto, faz-se importante conhecer o comportamento das diferentes variáveis que compõe a mecânica de corrida com o aumento da intensidade. Neste seguimento, este estudo teve como principais objetivos caracterizar variáveis cinemáticas ao longo de um protocolo incremental e em diferentes domínios de intensidade do exercício. Complementarmente, pretendeu-se comparar essas variáveis em condições com e sem avanço mandibular.

A utilização de um protocolo incremental de caráter intermitente permite a avaliação da resposta das variáveis cinemáticas ao aumento da velocidade. Além disso, para melhor entender essas alterações, o protocolo em questão foi dividido em quatro diferentes domínios de intensidade: (i) baixa; (ii) moderada; (iii) pesada e; (iv) severa. Foram observadas diferenças nas variáveis velocidade, comprimento e frequência da passada, tempo de contacto e de voo, ângulo da anca no contacto inicial e na saída do pé e ângulo do joelho no contacto inicial e na saída do pé, ao longo do protocolo incremental e nos diferentes domínios de intensidade. No entanto, não foram observadas diferenças entre as condições com e sem avanço mandibular.

É importante mencionar que a análise cinemática da corrida não precisa, necessariamente, de utilizar métodos tecnológicos avançados (e.g. laborátorios e câmaras 3D) que são caros e de difícil acesso à maioria dos atletas e treinadores. Muitas das variáveis cinemáticas podem ser medidas usando uma análise de corrida simples, no próprio local de treino e baseada na análise de vídeo 2D, usando ferramentas baratas e de fácil aquisição (e.g. câmaras de alta resolução, que hoje em dia muitos telemóveis possuem, e software de análise de vídeo gratuito como o próprio Kinovea, utilizado nesta dissertação).

A análise cinemática foi realizada em situação de campo, o que se aproxima melhor a uma situação real de competição quando comparada com as análises feitas em laboratório (Nigg et al., 1995; Riley et al., 2008; Sinclair et al., 2013). Esta análise não se limitou apenas a uma velocidade de corrida, procurando perceber as alterações nas variáveis analisadas ao longo de diferentes domínios de intensidade do exercício. Além disso, a maioria dos estudos que propuseram analisar variáveis cinemáticas em situação de campo consideraram menos ciclos de corrida por sujeito do que os 12 ciclos analiados neste estudo.

O número de sujeitos analisados pode ser considerado uma limitação do estudo, assim como a não participação de mulheres, o que impossibilitou avaliar as diferenças entre sexos. Durante a análise cinemática realizada, os ciclos selecionados foram os mais centrais do vídeo, diminuindo a possibilidade de distorções na imagem e incorreções na análise das variáveis. Por último, é necessário comentar que, apesar da fiabilidade comprovada (Fernández-González et al., 2020; Puig-Diví et al., 2019), a análise cinemática feita no software Kinovea está sujeita à qualidade das imagens e à consistência do analisador, que pode levar a erros como a má identificação dos pontos anatómicos, má identificação dos momentos específicos da passada, má calibração, etc.

Os resultados mostraram que com o incremento da velocidade, e por sua vez, da intensidade, o tempo de contacto foi menor, o tempo de voo, o comprimento e a frequência de passada foram maiores, o que está em concordância com a literatura (Brughelli et al., 2011; Cavanagh & Kram, 1989; Lieberman et al., 2015; Paavolainen, Nummela, et al., 1999). Parece claro que para correr mais rápido, o tempo de voo precisa de ser aumentado e o tempo de contacto precisa de ser reduzido para ajudar no reposicionamento das pernas durante a corrida (Brughelli et al., 2011).

Tempos de contacto mais curtos ao longo da corrida foram associados a um melhor desempenho de corrida (Paavolainen, Häkkinen, et al., 1999; Saunders et al., 2006), a uma melhor economia de corrida (Folland et al., 2017) e

relacionados com uma maior capacidade de aplicar força em um curto espaço de tempo (Nummela et al., 2007). Além disso, existe uma forte relação inversa entre o tempo de contacto e a velocidade (da Rosa et al., 2019; Dorn et al., 2012), com os valores do tempo de contacto indo de 0.68 à 0.36 s (entre 8 e 20 $km \cdot h^{-1}$) (Van Oeveren et al., 2021). A tendência de diminuição do tempo de contacto com o aumento da velocidade também foi observada através dos nossos resultados.

Maiores tempos de voo foram associados a um melhor desempenho (da Rosa et al., 2019; García-Pinillos et al., 2019) e correlacionados com o aumento da velocidade da corrida (García-Pinillos et al., 2019; Roche-Seruendo et al., 2018). Geralmente, o tempo de voo vai de 0.20 à 0.30 s (Van Oeveren et al., 2021), o que faz com que os resultados observados nesta dissertação estejam de acordo com o reportado na literatura. O tempo de voo apresenta uma relação inversa com o tempo de contacto, que tende a se manter, sendo o tempo de voo menor que o tempo de contacto em velocidades entre 7 e 20 $km \cdot h^{-1}$, e ultrapassando o tempo de contacto em velocidades acima de 25 $km \cdot h^{-1}$ (Weyand et al., 2000).

É sugerido que a frequência da passada também precisa ser aumentada para se correr mais rápido (Morin et al., 2007). Existe a premissa de que a frequência ideal é de 180 passos por minuto, ou 90 passadas por minuto, que equivale a 1.5 Hz (Daniels, 2013). No entanto, essa sugestão pressupõe que a frequência da passada deve ser constante ao longo de diferentes velocidades e indivíduos, o que contradiz um grande número de estudos (Bailey et al., 2017; Van Oeveren et al., 2019), inclusive a presente dissertação, em que a frequência da passada variou entre 1.41 e 1.55 Hz do patamar 1 ao 7, aumentando gradualmente com o aumento da velocidade. Por outro lado, Van Oeveren et al. (2019) demonstrou que características individuais como o comprimento da perna, a massa corporal e a idade explicam parcialmente as diferenças individuais na frequência da passada. Ademais, Preece et al. (2019) não encontraram diferenças significativas na frequência da passada entre corredores recreativos e de alto desempenho após tê-la corrigido para o comprimento da perna, num protocolo incremental (11.9 – 20.2 $km \cdot h^{-1}$).

É sugerido também que o comprimento da passada aumenta linearmente com a velocidade de corrida até 25 $km \cdot h^{-1}$ (Brughelli et al., 2011), o que também foi observado nos resultados obtidos nesta dissertação. Assim, para se aumentar a velocidade, aumenta-se o tempo de voo e, consequentemente, o comprimento da passada, mesmo com o aumento da frequência da passada (Roche-Seruendo et al., 2018). No entanto, esta relação não foi observada em atletas de alto rendimento (Preece et al., 2019), o que pode ser explicado por diferenças individuais no comprimento da perna, um dos fatores influenciadores do comprimento da passada (Van Oeveren et al., 2021).

Em relação às variáveis angulares, Cunningham et al. (2013) observaram que, para velocidades mais altas, o pé é colocado mais anteriormente. Acredita-se que essa colocação mais anterior do pé é principalmente o resultado da flexão da anca (Orendurff et al., 2018) e inclinação do tronco mais anteriormente (Novacheck, 1998), ao invés da extensão do joelho. Consequentemente, corredores com comprimento de passada maior, demonstraram maior flexão da anca, mas não mais extensão do joelho no contacto inicial (Lieberman et al., 2010), corroborando com os resultados obtidos nesse estudo em que se observou um aumento da flexão da anca no contacto inicial ao longo de todo o protocolo incremental (diminuição do ângulo da anca no contacto inicial) enquanto que não houve aumento da extensão do joelho, e sim o oposto, havendo um aumento da flexão do joelho (diminuição do ângulo do joelho) nos patamares 4, 5 e 6.

Contrariamente aos nossos resultados, De Lucca & Melo (2012) e Hayes et al. (2004) observaram que o ângulo do joelho não apresentou diferenças significativas no contacto inicial nem na saída do pé, durante a realização de um protocolo incremental com corredores recreativos e sub-elite, respectivamente. A flexão do joelho pode ser considerada uma estratégia de absorção de impacto (Van Oeveren et al., 2021), visto que a o joelho é a articulação mais utilizada para tal função (Ounpuu, 1990). Porém, quanto maior a flexão do joelho no contacto inicial, maior é a carga excêntrica nos músculos do quadríceps (Hamner et al., 2010), o que pode induzir fadiga muscular quando há momentos excessivos de flexão do joelho. Isto é uma das hipóteses

para o aumento da flexão do joelho observada neste estudo, tal como foi observado por alguns estudos que investigaram os efeitos da fadiga no ângulo do joelho no contacto inicial (Derrick et al., 2002; Mizrahi et al., 2000).

Em relação à extensão da anca na saída do pé, observou-se uma tendência para aumentar com o incremento da velocidade, tal como observado por Novacheck (1998). Essa tendência faz sentido visto que, para altas velocidades de corrida (como em corridas de 1500 m), os músculos extensores da anca desempenham um papel importante para a potência da passada (Kyrolainen et al., 2001; Kyrolainen et al., 1999; Skof & Stuhec, 2004). Complementarmente, Leskinen et al. (2009) observou que corredores mais rápidos demonstraram maior extensão da anca na saída do pé, relacionando, assim, a extensão da anca na saída do pé com o desempenho na corrida.

No presente estudo, o ângulo do tornozelo no contacto inicial e na saída do pé não apresentou alterações, o que está de acordo com os resultados obtidos por De Lucca & Melo (2012). No entanto, Trowell et al. (2019) demonstraram que uma menor flexão plantar do tornozelo no contato inicial se relaciona a um melhor desempenho, uma vez que o centro de massa e o eixo da perna ficam mais alinhados verticalmente. Essa disconcordância pode estar relacionada com o nível dos atletas estudados, visto que Trowell et al. (2019) observaram atletas de alto nível e De Lucca & Melo (2012), atletas recreacionais.

De acordo com os nossos resultados, a manipulação mandibular não influenciou o comportamento das variáveis cinemáticas ao longo de diferentes intensidades de corrida. Apesar de serem escassos os estudos que analisaram a influência da manipulação mandibular na biomecânica da corrida, Maurer et al. (2015) demonstraram que o uso de um dispositivo reposicionador mandibular originou uma melhoria na simetria do padrão de corrida. Porém, Dias et al. (2020) não encontraram alterações na oscilação corporal durante a corrida associadas a alterações na oclusão dentária. No entanto, ambos os estudos testaram dispositivos intraorais ligeiramente diferentes dos utilizados neste estudo sendo, por isso, necessária mais investigação para avaliar o efeito da alteração mandibular em variáveis cinemáticas.

5. Conclusão

A análise cinemática 2D é uma importante e fiável ferramenta na análise da biomecânica da corrida. Com os resultados obtidos no presente estudo, pode-se traçar as seguintes conclusões:

- Para aumentar a velocidade de corrida, assim como suportar maiores intensidades do exercício, é necessário diminuir o tempo de contacto, aumentar o tempo de voo e a frequência da passada, assim como aumentar a extensão da anca na saída do pé o comprimento da passada (sem este estar associado ao aumento do ângulo do joelho, i.e, extensão, mas sim à diminuição do ângulo da anca, i.e. flexão, e ao aumento do tempo de voo).
- Não foram encontradas diferenças nas variáveis cinemáticas para os diferentes domínios de intensidade estudados quando comparadas as condições com e sem avanço mandibular.
- Como este é o primeiro estudo na literatura que analisou variáveis cinemátias durante a corrida em situação de campo e numa condição de avanço mandibular, é preciso que mais estudos sejam feitos (e com amostras maiores) para investigar o efeito da manipulação mandibular na biomecânica da corrida.

6. Sugestões para estudos futuros

A presente dissertação teve como objetivo principal caracterizar variáveis cinemáticas ao longo de um protocolo intermitente e incremental de corrida e em diferentes domínios de intensidade do exercício e, complementarmente, comparar essas variáveis em situações de com e sem avanço mandibular. Tendo em conta as limitações encontradas neste estudo e para a continuação da investigação da cinemática da corrida, que ainda apresenta lacunas, principalmente em relação às possíveis alterações associadas ao dispositivo de avanço mandibular, sugere-se:

i. Avaliar a repetibilidade só com corredores de alto rendimento.
ii. Englobar uma amostra maior e mais homogénea.
iii. Avaliar as diferenças entre sexo masculino e feminino
iv. Analizar outras variáveis cinemáticas como os ângulos ao longo de todo o ciclo de corrida, o tipo de apoio, deslocamento vertical, rigidez da perna, torções e variações no plano frontal, etc.

7. Referências bibliográficas

Anthony, D., Rüst, C. A., Cribari, M., Rosemann, T., Lepers, R., & Knechtle, B. (2014). Differences in Participation and Performance Trends in Age Group Half and Full Marathoners. *The Chinese Journal of Physiology, 57*(4), 209-219.

Bailey, J., Mata, T., & Mercer, J. A. (2017). Is the Relationship Between Stride Length, Frequency, and Velocity Influenced by Running on a Treadmill or Overground? *International Journal of Exercise Science, 10*(7), 1067-1075.

Bassett, D. R., Jr., & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 32*(1), 70-84.

Billat, V. L., Hill, D. W., Pinoteau, J., Petit, B., & Koralsztein, J. P. (1996). Effect of Protocol on Determination of Velocity at V̇O2 max and on its Time to Exhaustion. *Archives of Physiology and Biochemistry, 104*(3), 313-321.

Bosco, C., TIHANYI, J., KOMI, P. V., FEKETE, G., & APOR, P. (1982). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica, 116*(4), 343-349.

Brughelli, M., Cronin, J., & Chaouachi, A. (2011). Effects of Running Velocity on Running Kinetics and Kinematics. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 25*(4), 933-939.

Burnley, M., & Jones, A. M. (2007). Oxygen uptake kinetics as a determinant of sports performance. *European Journal of Sport Science, 7*(2), 63-79.

Cardoso, F., Maligno, F., Carvalho, D. D., Vilas-Boas, J. P., Fernandes, R. J., & Pinho, J. C. (2019). Does a lower jaw protruding device improve running aerobic performance? *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, 19*(1), 72-84.

Castro, A., Laroche, D. P., Fraga, C. H. W., & Gonçalves, M. (2013). Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. *Science & Sports, 28*(4), e85-e92.

Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1989). Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 21*(4), 467-479.

Cavanagh, P. R., & Williams, K. R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 14*(1), 30-35.

Conley, D. L., & Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 12*(5), 357-360.

Craib, M. W., Mitchell, V. A., Fields, K. B., Cooper, T. R., Hopewell, R., & Morgan, D. W. (1996). The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 28*(6), 737-743.

Cunningham, R., Hunter, I., Seeley, M., & Feland, B. (2013). Variations in running technique between female sprinters, middle, and distance runners. *International Journal of Exercise Science, 6*, 6.

da Rosa, R. G., Oliveira, H. B., Gomeñuka, N. A., Masiero, M. P. B., da Silva, E. S., Zanardi, A. P. J., de Carvalho, A. R., Schons, P., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2019). Landing-Takeoff Asymmetries Applied to Running Mechanics: A New Perspective for Performance. *Frontiers in Physiology, 10*(415).

Daniels, J. (2013). *Daniels' running formula*: Human Kinetics.

De Lucca, L., & Melo, S. I. L. (2012). Relação entre modificações cinemáticas da corrida e o tempo limite na vVO2máx. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano, 14*(4).

De Ruiter, C. J., Verdijk, P. W., Werker, W., Zuidema, M. J., & de Haan, A. (2014). Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *European journal of sport science, 14*(3), 251-258.

Derrick, T. R., Dereu, D., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 34*(6), 998-1002.

Dias, A., Redinha, L., Rodrigues, M. J., Silva, L., & Pezarat-Correia, P. (2020). A kinematic analysis on the immediate effects of occlusal splints in gait and running body sway patterns. *Cranio*, 1-7.

Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *The Journal of Experimental Biology, 215*(Pt 11), 1944-1956.

Fernandes, R. J., Cardoso, C. S., Soares, S. M., Ascensão, A., Colaço, P. J., & Vilas-Boas, J. P. (2003). Time limit and VO2 slow component at intensities corresponding to VO2max in swimmers. *International Journal of Sports Medicine, 24*(8), 576-581.

Fernandes, R. J., Sousa, M., Machado, L., & Vilas-Boas, J. P. (2011). Step length and individual anaerobic threshold assessment in swimming. *International Journal of Sports Medicine, 32*(12), 940-946.

Fernández-González, P., Koutsou, A., Cuesta-Gómez, A., Carratalá-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C., & Molina-Rueda, F. (2020). Reliability of Kinovea® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait Analysis in Healthy Subjects. *Sensors, 20*(11), 3154.

Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 49*(7), 1412-1423.

García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PLOS ONE, 14*(9), e0222872.

Garner, D. P., Dudgeon, W. D., Scheett, T. P., & McDivitt, E. J. (2011). The effects of mouthpiece use on gas exchange parameters during steady-state exercise in college-aged men and women. *The Journal of the American Dental Association, 142*(9), 1041-1047.

Hanlon, M., Kearney, P., & Condell, J. (2012). Kinematic variability in running: a caution regarding use of the spanning set measure. *Journal of Applied Biomechanics, 28*(1), 99-104.

Hayes, P. R., Bowen, S. J., & Davies, E. J. (2004). The relationships between local muscular endurance and kinematic changes during a run to exhaustion at vVO2max. *The Journal of Strength and Conditioning Research, 18*(4), 898-903.

Hoogkamer, W., Kipp, S., Spiering, B. A., & Kram, R. (2016). Altered Running Economy Directly Translates to Altered Distance-Running Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 48*(11), 2175-2180.

Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 27*(9), 1292-1301.

Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology, 100*(6), 653-661.

Hunter, J. P., Marshall, R. N., & McNair, P. J. (2004). Interaction of step length and step rate during sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 36*(2), 261-271.

Kaneko, M., Ito, A., Fuchimoto, T., Shishikura, Y., & Toyooka, J. (1985). Influence of running speed on the mechanical efficiency of sprinters and distance runners. *Biomechanics IX-B. Champaign: Human Kinetics*, 307-312.

Knechtle, B., Nikolaidis, P. T., Zingg, M. A., Rosemann, T., & Rüst, C. A. (2016). Half-marathoners are younger and slower than marathoners. *SpringerPlus, 5*(1).

Kyrolainen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). <Biomechanical factors affecting running economy.pdf>. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.

Kyrolainen, H., Kivela, R., Koskinen, S., McBride, J., Andersen, J. L., Takala, T., Sipila, S., & Komi, P. V. (2003). Interrelationships between muscle structure, muscle strength, and running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 35*(1), 45-49.

Kyrolainen, H., Komi, P. V., & Belli, A. (1999). Changes in Muscle Activity Patterns and Kinetics With Increasing Running Speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 13*(4).

Larsen, H. B. (2003). Kenyan dominance in distance running. *Comparative Biochemistry and Physiology - Part A - Molecular & Integrative Physiology, 136*(1), 161-170.

Leskinen, A., Häkkinen, K., Virmavirta, M., Isolehto, J., & Kyröläinen, H. (2009). Comparison of running kinematics between elite and national-standard 1500-m runners. *Sports Biomechanics, 8*(1), 1-9.

Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature, 463*(7280), 531-535.

Lieberman, D. E., Warrener, A. G., Wang, J., & Castillo, E. R. (2015). Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *The Journal of Experimental Biology, 218*(Pt 21), 3406-3414.

Maurer, C., Stief, F., Jonas, A., Kovac, A., Groneberg, D. A., Meurer, A., & Ohlendorf, D. (2015). Influence of the Lower Jaw Position on the Running Pattern. *PLoS One, 10*(8), e0135712.

McCann, D. J., & Higginson, B. K. (2008). Training to Maximize Economy of Motion in Running Gait. *Current sports medicine reports*.

Meardon, S. A., Hamill, J., & Derrick, T. R. (2011). Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait & Posture, 33*(1), 36-40.

Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science, 19*(2), 139-151.

Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics, 40*(15), 3341-3348.

Murray, L., Beaven, C., & Hébert-Losier, K. (2018). Reliability of Overground Running Measures from 2D Video Analyses in a Field Environment. *Sports, 7*(1), 8.

Nelson, A. G., Kokkonen, J., Eldredge, C., Cornwell, A., & Glickman-Weiss, E. (2001). Chronic stretching and running economy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 11*(5), 260-265.

Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise, 27*(1), 98-105.

Nigg, B. M., Stefanyshyn, D., Cole, G., Stergiou, P., & Miller, J. (2003). The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *Journal of Biomechanics, 36*(4), 569-575.

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture, 7*(1), 77-95.

Nummela, A., Keranen, T., & Mikkelsson, L. O. (2007). Factors related to top running speed and economy. *International Journal of Sports Medicine, 28*(8), 655-661.

Ogueta-Alday, A., & García-López, J. (2016). Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. [Factors affecting long-distance running performance]. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte 12*(45), 278-308.

Ogueta-Alday, A., Rodriguez-Marroyo, J. A., & Garcia-Lopez, J. (2014). Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 46*(3), 580-585.

Orendurff, M. S., Kobayashi, T., Tulchin-Francis, K., Tullock, A. M. H., Villarosa, C., Chan, C., Kraus, E., & Strike, S. (2018). A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *Journal of Biomechanics, 71*, 167-175.

Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures, 39*, 305-318.

Paavolainen, L., Häkkinen, K., Hämäläinen, I., Nummela, A., & Rusko, H. (1999). Explosive-strength training improves 5-km running time by

improving running economy and muscle power. *Journal of Applied Physiology (1985), 86*(5), 1527-1533.

Paavolainen, L., Nummela, A., Rusko, H., & Häkkinen, K. (1999). Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International Journal of Sports Medicine, 20*(8), 516-521.

Padulo, J., Annino, G., Smith, L., Migliaccio, G. M., Camino, R., Tihanyi, J., & D'Ottavio, S. (2012). Uphill running at iso-efficiency speed. *International Journal of Sports Medicine, 33*(10), 819-823.

Preece, S. J., Bramah, C., & Mason, D. (2019). The biomechanical characteristics of high-performance endurance running. *European Journal Sport Science, 19*(6), 784-792.

Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One, 14*(6), e0216448.

Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 40*(6), 1093-1100.

Roche-Seruendo, L. E., Garcia-Pinillos, F., Haicaguerre, J., Bataller-Cervero, A. V., Soto-Hermoso, V. M., & Latorre-Roman, P. A. (2018). Lack of Influence of Muscular Performance Parameters on Spatiotemporal Adaptations With Increased Running Velocity. *The Journal of Strength and Conditioning Research, 32*(2), 409-415.

Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. In *Sports Medicine* (Vol. 34, pp. 465-485). New Zealand.

Saunders, P. U., Telford, R. D., Pyne, D. B., Peltola, E. M., Cunningham, R. B., Gore, C. J., & Hawley, J. A. (2006). Short-term plyometric training improves running economy in highly trained middle and long distance runners. *The Journal of Strength and Conditioning Research, 20*(4), 947-954.

Schultz, M. R., Girouard, P., Elliott, E., & Mekary, S. (2020). Physiological Responses of a Jaw-Repositioning Custom-Made Mouthguard on Airway and Their Effects on Athletic Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 34*(2), 422-429.

Shaw, A. J., Ingham, S. A., & Folland, J. P. (2014). The valid measurement of running economy in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 46*(10), 1968-1973.

Sinclair, J., Richards, J., Taylor, P. J., Edmundson, C. J., Brooks, D., & Hobbs, S. J. (2013). Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. *Sports Biomech, 12*(3), 272-282.

Skof, B., & Stuhec, S. (2004). *Kinematic analysis of Jolanda Ceplak's running technique*. New Studies in Athletics: Relatorio de Estagio apresentado a

Slawinski, J. S., & Billat, V. L. (2004). Difference in Mechanical and Energy Cost between Highly, Well, and Nontrained Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 36*(8), 1440-1446.

Soares, T. S. A., Oliveira, C. F., Pizzuto, F., Manuel Garganta, R., Vila-Boas, J. P., & Paiva, M. (2018). Acute kinematics changes in marathon runners using different footwear. *Journal of Sports Sciences, 36*(7), 766-770.

Sousa, A., Rodríguez, F. A., Machado, L., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2015). Exercise modality effect on oxygen uptake off-transient kinetics at maximal oxygen uptake intensity. *Experimental Physiology, 100*(6), 719-729.

Souza, R. B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 27*(1), 217-236.

Taylor, H. L., Buskirk, E., & Henschel, A. (1955). Maximal oxygen intake as an objective measure of cardio-respiratory performance. *Journal of Applied Physiology, 8*(1), 73-80.

Trowell, D., Phillips, E., Saunders, P., & Bonacci, J. (2019). The relationship between performance and biomechanics in middle-distance runners. *Sports Biomechanics*, 1-11.

Van Oeveren, B. T., de Ruiter, C. J., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2021). The biomechanics of running and running styles: a synthesis. *Sports Biomechanics*, 39.

Van Oeveren, B. T., De Ruiter, C. J., Hoozemans, M. J. M., Beek, P. J., & Van Dieën, J. H. (2019). Inter-individual differences in stride frequencies during running obtained from wearable data. *Journal of Sports Sciences, 37*(17), 1996-2006.

Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology (1985), 89*(5), 1991-1999.

Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology, 63*(3), 1236-1245.