REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

VALIDADE CONCORRENTE DA ESTIMATIVA DE POSE POR VÍDEO MONOCULAR NA CINEMÁTICA SAGITAL DA CORRIDA: ÂNGULOS ARTICULARES, INCLINAÇÃO DO TRONCO E TEMPO DE CONTATO NO CONJUNTO BIOCV

CONCURRENT VALIDITY OF MONOCULAR VIDEO POSE ESTIMATION FOR SAGITTAL RUNNING KINEMATICS: JOINT ANGLES, TRUNK INCLINATION AND CONTACT TIME IN THE BIOCV DATASET

VALIDEZ CONCURRENTE DE LA ESTIMACIÓN DE POSE POR VIDEO MONOCULAR EN LA CINEMÁTICA SAGITAL DE LA CARRERA: ÁNGULOS ARTICULARES, INCLINACIÓN DEL TRONCO Y TIEMPO DE CONTACTO EN EL CONJUNTO BIOCV

Lucas Maciel Gomes[1], Luis Cuevas Rodriguez[2]

https://doi.org/10.47820/recima21.v7i12.9766

PUBLICADO: 12/2026

RESUMO

A estimativa de pose por vídeo oferece uma alternativa à captura de movimento com marcadores, mas sua precisão depende da variável e do processamento. Este estudo avaliou a validade concorrente de um *pipeline* monocular baseado no MediaPipe Pose para medir ângulos do joelho e do quadril, inclinação do tronco e tempo de contato na corrida. Foram analisadas 149 passagens de 15 participantes do conjunto BioCV, registradas por duas câmeras laterais avaliadas independentemente (298 séries), com captura de movimento e plataformas de força como referência. O pico de flexão do joelho apresentou ICC de 0,93 a 0,97 e erro absoluto médio de 2,7° a 4,4°. A definição bilateral do tronco reduziu o RMSE da inclinação ao longo da passada de aproximadamente 6° para 3°, sem vantagem igualmente consistente para a inclinação média. Os maiores erros do joelho concentraram-se no apoio, associados à confusão entre membros; a medida coxa-tronco, denominada ângulo do quadril, apresentou viés de aproximadamente −6° a −7°. A redução para 66,7 quadros por segundo produziu pequenas alterações nos resultados, e o modelo Heavy diminuiu o erro da curva do joelho. O detector baseado no calcanhar não estimou adequadamente a duração do contato (ICC de 0,11). Os achados indicam quais medidas o *pipeline* sustenta nessas condições e mostram que as definições geométricas e temporais alteram a validade da análise monocular.

PALAVRAS-CHAVE: Estimativa de pose. Visão computacional. Biomecânica. Corrida. Validação.

ABSTRACT

Video-based pose estimation offers an alternative to marker-based motion capture, but its accuracy depends on the measurement and processing choices. This study evaluated the concurrent validity of a MediaPipe Pose-based monocular pipeline for estimating knee and hip angles, trunk inclination, and ground contact time during running. The analysis included 149 running trials from 15 participants in the BioCV dataset, recorded by two lateral cameras analyzed independently (298 series), with motion capture and force plates as references. Peak knee flexion showed an intraclass correlation coefficient (ICC) of 0.93–0.97 and mean absolute error of 2.7°–4.4°.

[1] Graduando em Sistemas de Informação pela Universidade do Estado do Amazonas (UEA), com atuação em engenharia de dados e visão computacional.
[2] Doutor em Ciência da Computação e Inteligência Artificial pela Universidad de Granada (Espanha) e professor da Universidade do Estado do Amazonas (UEA), com atuação em Ciência da Computação.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

The bilateral trunk definition reduced inclination root mean square error across the stride from approximately 6° to 3°, without an equally consistent advantage for mean inclination. The largest knee errors occurred during stance and were associated with left-right limb confusion; the thigh-trunk measure, termed the hip angle, showed a systematic bias of approximately −6° to −7°. Downsampling to 66.7 frames per second caused only small changes in results, while the Heavy model reduced knee-curve error. The heel-based detector did not estimate contact duration adequately (ICC = 0.11). These findings indicate which measurements the pipeline supports under the evaluated conditions and show that geometric and temporal definitions change the validity of monocular running analysis.

KEYWORDS: *Pose estimation. Computer vision. Biomechanics. Running. Validation.*

RESUMEN
La estimación de pose por video ofrece una alternativa a la captura de movimiento con marcadores, pero su precisión depende de la variable y del procesamiento. Este estudio evaluó la validez concurrente de un sistema monocular basado en MediaPipe Pose para medir ángulos de rodilla y cadera, inclinación del tronco y tiempo de contacto durante la carrera. Se analizaron 149 pasadas de 15 participantes del conjunto BioCV, registradas por dos cámaras laterales evaluadas independientemente (298 series), con captura de movimiento y plataformas de fuerza como referencia. La flexión máxima de rodilla presentó un coeficiente de correlación intraclase (ICC) de 0,93 a 0,97 y un error absoluto medio de 2,7° a 4,4°. La definición bilateral del tronco redujo el error cuadrático medio de la inclinación durante la zancada de aproximadamente 6° a 3°, sin una ventaja igualmente consistente para la inclinación media. Los mayores errores de rodilla se concentraron en el apoyo y se asociaron con la confusión entre extremidades; la medida muslo-tronco, denominada ángulo de cadera, presentó un sesgo sistemático de aproximadamente −6° a −7°. La reducción a 66,7 fotogramas por segundo produjo cambios pequeños, mientras que el modelo Heavy redujo el error de la curva de rodilla. El detector basado en el talón no estimó adecuadamente la duración del contacto (ICC de 0,11). Los resultados indican qué medidas sustenta el sistema en estas condiciones y muestran que las definiciones geométricas y temporales alteran la validez del análisis monocular.

PALABRAS CLAVE: *Estimación de pose. Visión por computadora. Biomecánica. Carrera. Validación.*

1. INTRODUÇÃO

A análise da cinemática da corrida contribui para o estudo da técnica e de fatores associados à sobrecarga musculoesquelética. A inclinação do tronco, a flexão do joelho e o tempo de contato com o solo podem apresentar alterações relacionadas à fadiga, embora sua magnitude dependa das condições de corrida (Teng; Powers, 2014; Apte *et al.*, 2021; Zandbergen *et al.*, 2023a). A interpretação dessas alterações exige medidas cuja precisão e variabilidade sejam conhecidas.

Os sistemas ópticos com marcadores são uma referência para a análise cinemática, mas exigem equipamentos especializados e infraestrutura laboratorial (Adlou; Wilburn; Weimar, 2025). Sensores inerciais oferecem portabilidade, porém precisam ser fixados ao corpo (Marotta *et al.*, 2021). Como alternativa, o MediaPipe Pose, baseado no BlazePose, permite estimar 33

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

pontos corporais a partir de vídeos, possibilitando análises com uma única câmera (Bazarevsky *et al.*, 2020).

Estudos anteriores validaram métodos de estimativa de pose na corrida utilizando câmeras monoculares (Peebles *et al.*, 2021; Van Hooren *et al.*, 2023; Young *et al.*, 2023) e sistemas multicâmera (Needham *et al.*, 2021, 2022; Ceriola *et al.*, 2024; Verheul *et al.*, 2026). Permanece em aberto de que modo a definição geométrica do tronco, a confusão entre membros, os parâmetros de processamento e os critérios de detecção de eventos influenciam os erros das medidas obtidas pelo MediaPipe em uma vista lateral.

Este estudo tem como objetivo avaliar a validade concorrente de um *pipeline* monocular baseado no MediaPipe Pose e em filtragem Butterworth para medir ângulos do joelho e do quadril, inclinação do tronco e tempo de contato com o solo, utilizando como referência a captura de movimento e as plataformas de força do conjunto BioCV (Evans *et al.*, 2024a). Especificamente, busca-se quantificar a concordância das medidas e a variabilidade dos erros, comparar definições geométricas do tronco, caracterizar modos de falha do estimador e avaliar a influência dos parâmetros de processamento e do critério de detecção do contato. O artigo apresenta a fundamentação teórica, a metodologia, os resultados e a discussão, seguidos das considerações finais.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. Cinemática sagital da corrida

A corrida alterna fases de apoio e voo, delimitadas por eventos como o contato inicial e a retirada do pé (Novacheck, 1998). Entre as variáveis cinemáticas sagitais destacam-se os ângulos do joelho e do quadril, a inclinação do tronco e o tempo de contato com o solo. Essas medidas podem apresentar alterações relacionadas à fadiga, incluindo maior flexão do joelho no contato inicial e mudanças no tempo de contato e na postura do tronco (Apte *et al.*, 2021; Zandbergen *et al.*, 2023a).

A análise da inclinação do tronco exige considerar que tórax e pelve apresentam movimentos coordenados e rotações transversais durante a corrida (Schache *et al.*, 1999; Preece; Mason; Bramah, 2016). Na projeção lateral, esses movimentos podem produzir oscilações diferentes nos segmentos definidos por pontos de cada lado do corpo, justificando a comparação entre definições geométricas unilaterais e bilaterais.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

2.2. Estimativa de pose e sua validação

O MediaPipe Pose utiliza o BlazePose GHUM para estimar pontos corporais bidimensionais, com diferentes níveis de complexidade (Lite, Full e Heavy), que estabelecem compromissos entre precisão e custo computacional (Bazarevsky *et al.*, 2020). As coordenadas normalizadas precisam ser convertidas para pixels antes do cálculo angular (Kim *et al.*, 2023). Na análise da marcha, Stenum, Rossi e Roemmich (2021) utilizaram estimativa de pose para obter medidas cinemáticas sagitais, enquanto Washabaugh *et al.* (2022) identificaram diferenças de precisão entre estimadores.

Na corrida, Peebles *et al.* (2021) avaliaram a análise bidimensional contínua com uma câmera lateral, e Van Hooren *et al.* (2023) compararam OpenPose e DeepLabCut à captura de movimento, identificando erros dependentes da fase da passada e das correções de alinhamento temporal e deslocamento sistemático. Young *et al.* (2023) validaram medidas obtidas com BlazePose e *smartphone*, incluindo flexão do joelho e tempo de contato. Em condições externas, Srinivasan *et al.* (2025) e Alves *et al.* (2026) compararam estimativas do BlazePose ou MediaPipe com medidas manuais bidimensionais, sendo o segundo trabalho um resumo de evento.

Abordagens multicâmera também foram investigadas por Needham *et al.* (2021, 2022), Ceriola *et al.* (2024) e Verheul *et al.* (2026), com diferenças de precisão conforme o método, a articulação e as condições de análise. Gao *et al.* (2026) sintetizaram resultados de sistemas tridimensionais, cuja precisão não pode ser extrapolada diretamente para métodos monoculares. O conjunto BioCV, com vídeos, captura de movimento e plataformas de força sincronizados, permite avaliar a concordância de medidas obtidas por câmeras laterais analisadas independentemente (Evans *et al.*, 2024a).

2.3. Concordância entre métodos de medida

A concordância entre métodos pode ser avaliada pelo coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e pelos limites de concordância de Bland-Altman. O ICC(2,1) de concordância absoluta considera diferenças sistemáticas e aleatórias entre medidas (McGraw; Wong, 1996), enquanto os limites de Bland-Altman quantificam a discrepância entre os métodos na unidade original, considerando observações repetidas por indivíduo (Bland; Altman, 2007). Koo e Li (2016) propõem categorias de concordância de pobre a excelente conforme o valor do ICC.

A mudança mínima detectável pode ser expressa como $MMD_{95} = 1{,}96\sqrt{2}$ EPM, em que EPM representa o erro padrão de medida (Weir, 2005). Quando esse erro é estimado a partir das diferenças entre dois métodos, o limiar resultante caracteriza a variabilidade do desacordo entre eles e não representa, isoladamente, a menor mudança longitudinal verdadeira detectável.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

3. METODOLOGIA

3.1. Delineamento e aspectos éticos

O estudo é quantitativo, de validade concorrente, com dados secundários. O conjunto BioCV foi coletado com aprovação do comitê de ética da University of Bath (referência EP 18/19 053), e todos os participantes consentiram na divulgação dos dados (Evans *et al.*, 2024a, 2024b); os autores deste estudo obtiveram acesso mediante acordo de uso para pesquisa. Nenhuma imagem dos participantes é reproduzida, e os resultados aparecem de forma agregada, com os códigos originais do conjunto.

3.2. Conjunto de dados

O BioCV reúne 15 participantes (7 homens e 8 mulheres; 25,8 ± 5,1 anos; 73,7 ± 14,7 kg; 1,73 ± 0,11 m). Foram utilizadas 149 passagens de corrida em solo com velocidade autosselecionada. Cada passagem foi registrada por nove câmeras de vídeo (1920 × 1080 pixels, 200 quadros/s), sincronizadas com um sistema Qualisys de 15 câmeras (200 Hz) e plataformas de força (Evans *et al.*, 2024a).

Foram selecionadas as câmeras laterais 01 e 05, voltadas, respectivamente, para o lado direito e o esquerdo dos corredores. Seus eixos ópticos formavam ângulos de 83° a 90° com a direção da corrida. As câmeras estavam a aproximadamente 1,15 m de altura e entre 2,9 e 3,8 m da trajetória. Cada câmera foi analisada independentemente, considerando apenas o membro voltado para ela, sem fusão entre vistas. Obtiveram-se 298 séries (passagem × câmera), correspondentes a medidas repetidas dos mesmos 15 participantes, que constituem as unidades independentes da amostra.

3.3. Pipeline de estimativa

O *pipeline* foi implementado em Python, com três módulos sequenciais (Quadro 1), executados com parâmetros fixos, sem intervenção manual por série. Cada módulo registra os parâmetros utilizados, e as versões das dependências estão fixadas em um arquivo de bloqueio de versões.

Quadro 1. Módulos e parâmetros do processamento de estimativa de pose

Módulo	Entrada → saída	Função
M1	Vídeo → 33 pontos por quadro	MediaPipe Pose 0.10.14, nível Full, rastreamento entre quadros ativo e suavização interna desligada

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

Módulo	Entrada → saída	Função
M2	Pontos → séries angulares	Conversão para pixels; ângulos do joelho e do quadril no lado voltado para a câmera; inclinação do tronco pelo centroide bilateral; pontos com visibilidade abaixo de 0,5 descartados
M3	Séries angulares → séries filtradas	Interpolação linear de lacunas de até 0,17 s (34 quadros a 200 Hz); Butterworth passa-baixa de 2ª ordem aplicado em ida e volta (4ª ordem efetiva, fase zero), 6 Hz, em cada segmento contínuo

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

O módulo M2 calcula o ângulo do joelho pelo produto interno dos vetores *u*, do joelho ao quadril, e *v*, do joelho ao tornozelo (Equação 1), com 180° na extensão completa. O ângulo do quadril utiliza os pontos do ombro, quadril e joelho do mesmo lado, sendo calculado pela função arco tangente de dois argumentos (Equação 2). Nessa expressão, *t* e *h* são os vetores do quadril ao ombro e ao joelho, respectivamente, sendo $t \times h = t_x h_y - t_y h_x$ o produto vetorial no plano, e *s* assume +1 ou −1 conforme o corredor se desloque para a direita ou para a esquerda da imagem, com o eixo vertical orientado para cima. O resultado varia de 0° a 360°, com 180° para a coxa alinhada ao tronco, valores menores para flexão e maiores para extensão.

$$\theta = \arccos\left[\frac{(u \cdot v)}{\|u\| \, \|v\|}\right] \quad (1)$$

$$\varphi = [-s \cdot \operatorname{atan2}(t \times h, t \cdot h)] \bmod 360° \quad (2)$$

Por utilizar o tronco como segmento proximal, essa medida representa um ângulo relativo coxa-tronco, não o ângulo anatômico convencional entre coxa e pelve. A mesma definição foi aplicada ao MediaPipe e à captura de movimento. A inclinação do tronco foi calculada entre a vertical e o segmento formado pelos pontos médios dos quadris e dos ombros, sendo positiva na inclinação anterior.

O módulo M3 aplica a filtragem separadamente aos segmentos contínuos, evitando a propagação dos transientes pelas lacunas. A frequência de corte principal foi de 6 Hz, comparada posteriormente às frequências de 10 e 12 Hz (Seção 4.5).

3.4. Referência, sincronização e seleção de quadros

A referência cinemática foi obtida dos centros articulares calculados no Visual3D, a partir dos marcadores previamente filtrados pelos autores do BioCV com filtro Butterworth passa-baixa de 4ª ordem e corte de 12 Hz (Evans *et al.*, 2024a), sem filtragem adicional neste estudo. Os ângulos foram calculados com as mesmas definições do M2, no plano sagital do laboratório, incluindo na comparação os efeitos de perspectiva e alinhamento das câmeras. Não foi aplicada correção posterior do viés angular sistemático (*offset*).

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

A sincronização original do BioCV associa o quadro n do vídeo ao quadro n da captura de movimento. Como verificação, a defasagem que minimizava o erro do joelho apresentou mediana de um quadro (5 ms), com 92% das séries dentro de dois quadros. As distâncias medianas entre os pontos do joelho estimados e os centros articulares projetados variaram de 8 a 17 pixels entre participantes.

Foram selecionados quadros com referência válida e detecção pelo MediaPipe, descartando-se 0,1 *s* nas extremidades de cada trecho detectado e os quadros com inclinação estimada do tronco acima de 45°. O segundo critério foi definido após a identificação de falsas detecções de um tripé em seis passagens do participante P16, na câmera 01, e o limite adotado ficou acima do máximo observado na referência (30°). Sua aplicação dispensa a referência, mas sua definição foi informada pelos próprios dados. As regras removeram 1.199 quadros de 13 séries, dos quais 1.081 pertenciam às seis passagens mencionadas, restando 83.703 quadros nas 298 séries. A sensibilidade ao limite angular é examinada na Seção 4.5.

Considerou-se troca de perna quando o joelho ou o tornozelo estimado estava mais próximo do centro articular contralateral do que daquele do membro avaliado. A captura de movimento foi utilizada apenas para caracterizar essas ocorrências; os quadros correspondentes permaneceram na análise principal. Para a comparação dos níveis Lite, Full e Heavy, também foi calculada a proporção de trocas considerando exclusivamente a posição do joelho estimado (Tabela 4).

3.5. Variáveis e análise estatística

Para cada série, calcularam-se o viés (MediaPipe menos referência) e a raiz do erro quadrático médio (RMSE) das três curvas angulares. Para considerar a autocorrelação entre quadros e as passagens repetidas, os resultados foram resumidos pela mediana das séries de cada participante e, posteriormente, pela média e desvio padrão entre os 15 participantes. Também foram calculadas três variáveis discretas: pico de flexão do joelho (180° menos o menor ângulo), amplitude do quadril (máximo menos mínimo) e inclinação média do tronco. As medidas foram obtidas nos mesmos quadros dos dois métodos, exigindo-se pelo menos 140 quadros válidos por série, critério atendido pelas 298 séries.

A concordância das variáveis discretas foi avaliada pelo ICC(2,1) de concordância absoluta e pelos limites de Bland-Altman para medidas repetidas com valor verdadeiro variável (Bland; Altman, 2007). O ICC foi calculado separadamente nas 149 séries de cada câmera, e seus intervalos de confiança de 95% foram estimados por *bootstrap* de participantes, com 2.000 reamostragens, preservando as observações repetidas de cada indivíduo.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

A variabilidade intraparticipante das diferenças entre métodos, descontado o viés fixo individual, foi estimada pelo desvio padrão s_w. Calculou-se $MMD_{95} = 1{,}96\sqrt{2}\, s_w$, interpretada neste estudo como limiar operacional da variabilidade do desacordo entre métodos, incluindo possíveis erros da referência, e não como garantia de detecção de mudanças longitudinais. Estimou-se também a variabilidade teste-reteste entre passagens, separadamente para MediaPipe e captura de movimento, incluindo a variação natural da execução.

3.6. Análises complementares

A inclinação do tronco foi recalculada utilizando os pontos do lado próximo e do lado distante da câmera, além do centroide bilateral. As três definições foram processadas pelos mesmos módulos M2 e M3, nos mesmos quadros, e comparadas à referência anatômica bilateral. As diferenças de RMSE foram avaliadas por Wilcoxon pareado por participante. A correlação de Pearson foi calculada por série e resumida pela mediana por participante e média entre participantes. Como controle, cada variante unilateral também foi comparada à captura de movimento calculada com a mesma definição geométrica.

Foram comparadas frequências de corte de 6, 10 e 12 Hz, considerando o RMSE e a concordância das variáveis discretas. O efeito da taxa de quadros foi avaliado selecionando-se um a cada três quadros (66,7 quadros/s), com referência decimada nos mesmos índices e parâmetros temporais preservados em segundos. Em 60 séries (passagens 01 e 06 de cada participante, nas duas câmeras), o MediaPipe foi executado diretamente nos quadros decimados. Essas séries também foram processadas pelos níveis Lite, Full e Heavy, no mesmo ambiente computacional, registrando-se o tempo de processamento. A análise principal foi ainda repetida sem o participante P06, cujos vídeos apresentavam menor luminosidade e taxa de bits aproximadamente três vezes inferior.

O detector temporal identificou o contato inicial no ponto mais baixo da trajetória vertical do calcanhar e a retirada do pé quando o calcanhar subia 25% de sua excursão local, exigindo intervalo mínimo de 0,25 s entre contatos. Os eventos foram comparados às plataformas de força. Um contato era avaliável quando o calcanhar estimado permanecia válido durante todo o apoio e era pareado quando havia evento estimado a até 0,1 s, com associação única ao contato mais próximo. Não houve múltiplos candidatos dentro dessa tolerância. Para investigar a influência da definição dos eventos, o mesmo detector foi aplicado ao marcador de calcanhar da captura de movimento.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Detecção e erro das curvas angulares

O MediaPipe detectou o corredor em 99% dos quadros da janela de referência na câmera 01 e em 80% na câmera 05, cujo enquadramento deixou parte das passagens fora da imagem. A Tabela 1 apresenta o erro das curvas angulares filtradas a 6 Hz.

Tabela 1. Erro das curvas angulares filtradas a 6 Hz nas duas câmeras (298 séries)

Câmera	Métrica	Joelho	Quadril	Tronco
01 (direita)	RMSE	8,3 ± 3,3°	9,5 ± 2,4°	3,0 ± 0,8°
	RMSE sem troca de perna	6,4 ± 1,6°	8,5 ± 2,3°	3,0 ± 0,8°
	Viés	−2,3°	−6,8°	+0,7°
05 (esquerda)	RMSE	9,6 ± 4,0°	8,4 ± 2,7°	3,5 ± 0,8°
	RMSE sem troca de perna	7,6 ± 2,4°	7,8 ± 2,2°	3,5 ± 0,8°
	Viés	−5,2°	−6,6°	−0,9°

Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).
Nota: RMSE expresso como média ± desvio padrão das medianas por participante (n = 15); para o viés, apresenta-se apenas a média.

A inclinação do tronco apresentou o menor RMSE (3,0° a 3,5°). Os erros do joelho variaram de 8,3° a 9,6°, e os do quadril, de 8,4° a 9,5°, com diferenças entre as câmeras. O quadril apresentou viés sistemático de −6,6° a −6,8°. A troca de perna, observada em aproximadamente 12% a 13% dos quadros, contribuiu para o erro do joelho, cujo RMSE diminuiu para 6,4° e 7,6° quando esses quadros foram desconsiderados na análise complementar.

Estudos anteriores também identificaram erros dependentes da articulação e da fase da corrida (Van Hooren *et al.*, 2023; Verheul *et al.*, 2026), enquanto Ceriola *et al.* (2024) observaram diferenças de desempenho entre estimadores, incluindo o MediaPipe. As diferenças de algoritmos, reconstrução e processamento impedem a comparação direta dos valores de RMSE. Neste estudo, não houve remoção posterior do viés angular sistemático, preservando as discrepâncias absolutas em relação à referência. Os modos de falha associados aos maiores erros são examinados na Seção 4.4.

4.2. Variáveis discretas e mudança mínima detectável

Na captura de movimento, o pico de flexão do joelho foi de 96,3 ± 13,5°, a amplitude do quadril de 54,1 ± 9,1° e a inclinação média do tronco de 5,7 ± 3,1°. A Tabela 2 apresenta a concordância dessas variáveis, e a Figura 1, os gráficos de Bland-Altman do joelho e do quadril.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

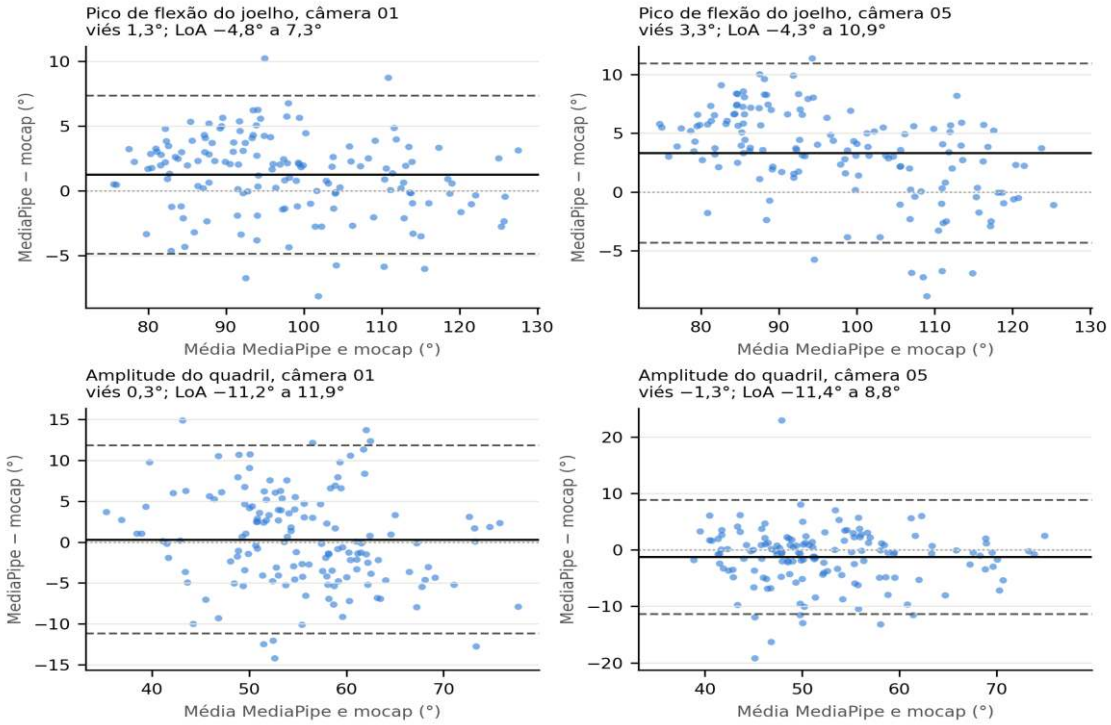
REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

Tabela 2. Concordância das variáveis discretas a 6 Hz (149 séries por câmera; 15 participantes)

Variável	Câm.	ICC(2,1) [IC 95%]	EAM	Viés	LoA 95%	MMD_{95}
Pico de flexão do joelho	01	0,966 [0,915; 0,983]	2,7°	+1,3°	−4,8 a +7,3°	5,9°
	05	0,930 [0,863; 0,956]	4,4°	+3,3°	−4,3 a +10,9°	6,8°
Amplitude do quadril	01	0,785 [0,574; 0,886]	4,6°	+0,3°	−11,2 a +11,9°	9,0°
	05	0,818 [0,580; 0,918]	3,6°	−1,3°	−11,4 a +8,8°	10,6°
Inclinação média do tronco	01	0,739 [0,554; 0,848]	1,7°	+0,7°	−3,3 a +4,6°	1,8°
	05	0,815 [0,562; 0,919]	1,3°	−0,8°	−3,8 a +2,1°	1,9°

Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).
Nota: EAM: erro absoluto médio; LoA: limites de concordância de 95%; MMD_{95}: limiar operacional associado à variabilidade intraparticipante do desacordo entre métodos (Seção 3.5).

Figura 1. Gráficos de Bland-Altman para medidas repetidas a 6 Hz: pico de flexão do joelho (painéis superiores) e amplitude do quadril (painéis inferiores), nas câmeras 01 e 05. As diferenças correspondem a MediaPipe menos captura de movimento.



Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

O pico de flexão do joelho apresentou a maior concordância, com ICC(2,1) de 0,966 e 0,930 e erro absoluto médio de 2,7° e 4,4° nas câmeras 01 e 05, respectivamente. A amplitude do quadril e a inclinação média do tronco apresentaram ICC entre 0,739 e 0,818. Apesar do erro absoluto médio relativamente pequeno do tronco (1,3° a 1,7°), a menor variabilidade dessa medida entre passagens limita o ICC. No quadril, os limites de concordância alcançaram aproximadamente ±11°, indicando discrepâncias relevantes em medidas individuais. A câmera 05 também apresentou viés proporcional no pico de flexão do joelho (Figura 1). Esses resultados reforçam a necessidade de interpretar o ICC juntamente com o erro absoluto e os limites de concordância, especialmente em avaliações individuais (Van Hooren *et al.*, 2023).

A MMD_{95} derivada das diferenças entre métodos foi de 5,9° a 6,8° para o pico de flexão do joelho, 9,0° a 10,6° para a amplitude do quadril e 1,8° a 1,9° para a inclinação média do tronco. Esses valores representam a variabilidade do desacordo entre MediaPipe e referência, não um limiar longitudinal validado. Considerando a variabilidade teste-reteste entre passagens, os limiares foram maiores: 11,6° a 13,4° para o joelho, 12,7° a 13,1° para o quadril e 2,7° a 3,3° para o tronco, próximos dos obtidos pela própria captura de movimento. Portanto, a variação entre passagens é relevante para acompanhar mudanças individuais e exige também o controle da velocidade e da frequência de passada (Zandbergen *et al.*, 2023b).

4.3. Definição do tronco: centroide bilateral e lado único

A Tabela 3 compara três definições da inclinação do tronco nos mesmos 83.703 quadros. Em relação à referência anatômica bilateral, o centroide de ombros e quadris apresentou RMSE de 3,0° e 3,5° nas câmeras 01 e 05, respectivamente, contra 5,9° a 6,5° das variantes de lado único. A definição bilateral apresentou o menor RMSE nos 15 participantes, nas duas câmeras e em ambas as comparações (Wilcoxon pareado, $p = 6 \times 10^{-5}$), com redução mediana de 2,4° a 3,3°.

Tabela 3. Inclinação do tronco segundo três definições geométricas, comparadas à referência anatômica bilateral

Câm.	Definição	RMSE	*r*	DP	Viés	RMSE *mocap*
01	Centroide bilateral	3,0 ± 0,8°	0,72	2,8°	+0,7°	3,0 ± 0,8°
	Lado próximo	6,2 ± 0,9°	0,05	4,5°	+1,3°	5,0 ± 0,9°
	Lado distante	6,3 ± 0,5°	0,54	7,2°	−0,1°	4,0 ± 0,6°
05	Centroide bilateral	3,5 ± 0,8°	0,33	2,5°	−0,9°	3,5 ± 0,8°
	Lado próximo	6,5 ± 0,8°	−0,18	4,9°	−0,9°	5,4 ± 1,0°
	Lado distante	5,9 ± 0,6°	0,41	6,1°	−0,9°	3,4 ± 0,7°

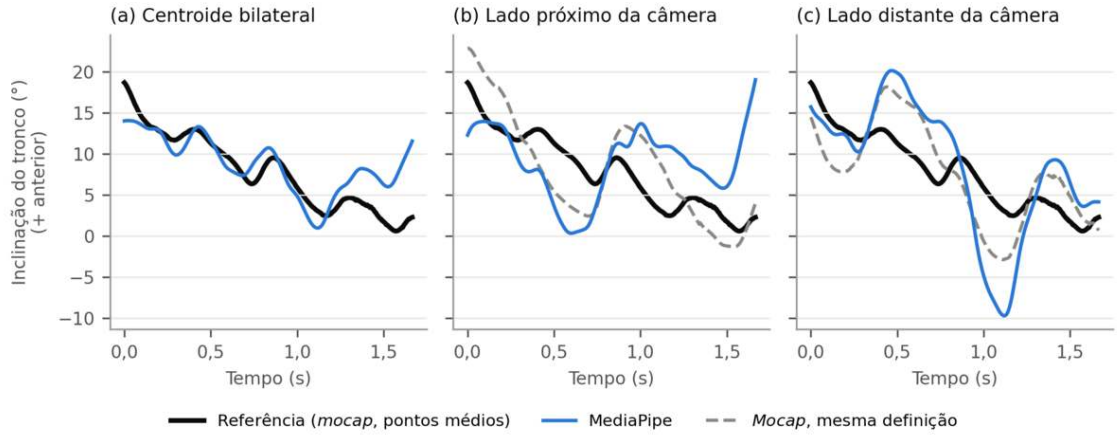
Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).
Nota: RMSE expresso como média ± desvio padrão das medianas por participante (n = 15); *r*: correlação temporal com a referência bilateral; DP: desvio padrão temporal da série. Na última coluna, o RMSE utiliza a captura de movimento com a mesma definição geométrica da variante.

As variantes de lado único apresentaram maiores oscilações temporais, com desvios padrão de 4,5° a 7,2°, contra 2,5° a 2,8° do centroide bilateral. A correlação com a referência anatômica foi mais baixa no lado próximo (*r* = 0,05 e −0,18). Embora o centroide tenha reduzido o RMSE, sua correlação foi de 0,72 na câmera 01 e 0,33 na câmera 05, indicando que menor erro absoluto não implica necessariamente reprodução fiel das oscilações temporais.

Figura 2. Inclinação do tronco na passagem P03-01, câmera 01, segundo três definições: (a) centroide bilateral; (b) lado próximo; e (c) lado distante. Linha preta: captura de movimento com definição bilateral; azul: MediaPipe com a definição indicada; cinza tracejada: captura de movimento com definição unilateral, nos painéis (b) e (c).



Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).

A comparação com a captura de movimento calculada segundo cada definição ajuda a identificar as fontes das diferenças. Na própria referência, as variantes de lado único apresentam oscilações maiores e, em determinados momentos, opostas (Figura 2). Esse comportamento é coerente com a projeção sagital das rotações do tórax e da pelve e do balanço dos braços, que deslocam os pontos corporais de forma diferente nos dois lados (Schache *et al.*, 1999; Preece; Mason; Bramah, 2016). O uso dos pontos médios reduz essa componente geométrica, embora o estudo não tenha isolado experimentalmente cada movimento.

Quando comparado à referência de mesma definição, o lado distante apresentou RMSE de 3,4° a 4,0° e correlações de 0,90 a 0,92, enquanto o lado próximo apresentou RMSE de 5,0° a 5,4° e correlações de 0,42 a 0,61. Assim, parte importante da diferença decorre da definição

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

geométrica do tronco, e não exclusivamente do estimador de pose. Na inclinação média por passagem, porém, o centroide não apresentou vantagem consistente, com intervalos de confiança dos ICC sobrepostos entre as variantes. A vantagem observada concentra-se, portanto, na representação da trajetória angular ao longo da passada. O ângulo coxa-tronco, calculado com pontos de um único lado, também pode ser influenciado por essas oscilações, hipótese não testada neste estudo.

4.4. Modos de falha do joelho e do quadril

O erro do joelho concentrou-se na fase de apoio, com RMSE de 9,3° e 12,8° nas câmeras 01 e 05, contra 6,7° e 7,2° no balanço. Nos participantes com maiores erros (P09, P17 e P28), observou-se um padrão recorrente: durante o cruzamento das pernas na projeção lateral, o tornozelo estimado aproximava-se do pé contralateral, aumentando a flexão aparente do joelho. Van Hooren *et al.* (2023) também identificaram erros dependentes da fase da corrida, enquanto Verheul *et al.* (2026) observaram discrepâncias em diferentes momentos do ciclo. O padrão encontrado no BioCV é relevante para análises de fadiga, pois a flexão do joelho no contato inicial pode aumentar nessa condição (Zandbergen *et al.*, 2023a). O pico de flexão no balanço foi menos afetado, o que é coerente com sua elevada concordância (Tabela 2). A detecção automática das trocas de membro sem captura de movimento permanece em aberto, pois um critério baseado em saltos de posição marcou todas as passagens e foi descartado.

O ângulo do quadril apresentou viés sistemático de aproximadamente −6° a −7°. O ponto estimado pelo MediaPipe ficou, em mediana, 11 a 16 pixels atrás e 12 pixels abaixo do centro articular da referência, deslocamento compatível com alteração de 5° a 6° na orientação da coxa. Needham *et al.* (2021) também identificaram diferenças sistemáticas na localização do quadril, embora não tenham relatado o deslocamento posterior observado aqui. Apesar do viés angular, a amplitude apresentou diferenças médias de apenas +0,3° e −1,3°, indicando menor influência de deslocamentos aproximadamente constantes sobre a excursão angular, sem eliminar os erros individuais evidenciados pelos limites de concordância.

4.5. Parâmetros de processamento

Entre as frequências de corte de 6, 10 e 12 Hz, a de 6 Hz apresentou o menor RMSE nas três medidas angulares e nas duas câmeras. No pico de flexão do joelho, os ICC para 6, 10 e 12 Hz foram, respectivamente, de 0,966, 0,930 e 0,911 na câmera 01 e de 0,930, 0,881 e 0,849 na câmera 05. O corte de 6 Hz também apresentou menor viés e limites de concordância mais estreitos, sugerindo que a suavização das oscilações bruscas causadas por erros de detecção compensou a possível atenuação de variações verdadeiras. Embora frequências mais altas

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

sejam utilizadas em dados de marcadores, como os 12 Hz da referência BioCV, a frequência mais adequada depende das características do sinal. Como a escolha de 6 Hz foi realizada e avaliada no mesmo conjunto, sua superioridade não deve ser generalizada para outras condições.

A redução de 200 para 66,7 quadros por segundo produziu pequenas alterações: o RMSE do joelho passou de 8,3° e 9,6° para 8,3° e 9,7° nas câmeras 01 e 05, e o ICC do pico de flexão permaneceu elevado (0,966 e 0,921). Executar o MediaPipe diretamente nos quadros decimados também produziu diferenças de RMSE de até 0,3°. Entretanto, a decimação não reproduz as condições de aquisição de *smartphones*, como compressão, exposição e desfoque de movimento.

Nas 60 séries utilizadas para comparar a complexidade do modelo, o nível Lite apresentou RMSE do joelho 5,3° maior que o do Full, em mediana, e maior frequência de troca de perna (16% a 19% dos quadros). O Heavy reduziu o RMSE do joelho em 1,1° (mediana), com melhora nos 15 participantes (Wilcoxon pareado, $p = 6 \times 10^{-5}$), e diminuiu a troca de perna para aproximadamente 8% dos quadros. A redução simultânea sugere associação entre os dois resultados, mas não demonstra causalidade. Para as variáveis discretas, Full e Heavy apresentaram concordância semelhante nesta amostra, sem teste formal de equivalência.

Tabela 4. Desempenho dos níveis de complexidade do MediaPipe em 60 séries (passagens 01 e 06; 15 participantes)

Nível	Câm.	Quadros/s	Troca de perna	RMSE joelho	RMSE quadril	RMSE tronco	ICC pico joelho
Lite	01	40,3	18,8%	14,6 ± 5,6°	11,6 ± 4,2°	3,2 ± 1,1°	0,85
	05		16,4%	13,9 ± 4,6°	11,9 ± 4,4°	3,7 ± 0,5°	0,70
Full	01	38,4	13,0%	8,5 ± 5,2°	9,6 ± 3,2°	3,0 ± 1,0°	0,97
	05		10,6%	9,8 ± 4,2°	8,6 ± 2,9°	3,5 ± 0,5°	0,93
Heavy	01	23,6	8,5%	7,2 ± 4,7°	9,2 ± 3,6°	2,8 ± 1,1°	0,97
	05		8,4%	7,3 ± 2,5°	7,9 ± 2,3°	3,6 ± 0,6°	0,95

Fonte: Elaborada pelos autores (2026) com dados de Evans *et al.* (2024a).
Nota: Quadros/s: mediana dos 60 vídeos, incluindo a decodificação de vídeo 1920×1080, em um mesmo ambiente com dois processadores virtuais. Troca de perna: proporção dos quadros analisados em que o joelho estimado fica mais perto do centro articular do joelho oposto (média por série, mediana por participante e média entre participantes).

O Heavy processou 23,6 quadros/s, contra 38,4 do Full e 40,3 do Lite, em um ambiente que incluía o tempo de decodificação dos vídeos. O Full apresentou, portanto, um compromisso favorável entre precisão e custo de processamento para as variáveis discretas, enquanto o

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Heavy foi mais adequado à análise da curva do joelho durante o apoio. A exclusão do participante P06 alterou os RMSE em até 0,4° e os ICC em até 0,013. Alterar o limite de inclinação do tronco de 45° para 30° ou 60° produziu diferenças desprezíveis, mas a remoção do limite permitiu falsas detecções e elevou o RMSE do tronco da câmera 01 de 3,0° para 10,0°. A interpolação não influenciou os resultados, pois nenhum dos 83.703 quadros analisados foi interpolado. Essas verificações indicam estabilidade diante das variações examinadas, sem substituir uma validação independente.

4.6. Tempo de contato com o solo

As plataformas de força registraram 258 contatos físicos distintos nas passagens analisadas, dos quais 250 atenderam aos critérios de avaliação. O detector identificou 230 desses contatos avaliáveis (92%). O contato inicial apresentou atraso médio de 24 ms, com limites de concordância de −25 a +72 ms. O tempo de contato foi subestimado: 157 ms contra 257 ms na referência, com viés de −100 ms, limites de −246 a +46 ms e ICC(2,1) de 0,11 [0,01; 0,20]. A maior parte do erro ocorreu na retirada do pé, estimada 76 ms antes da referência. Aplicado ao marcador de calcanhar da captura de movimento, o mesmo detector apresentou viés de −54 ms, sugerindo contribuição importante da própria definição do evento, sem permitir separar completamente os erros de localização e processamento. A concordância permaneceu pobre nessa comparação (ICC de 0,27) e após a decimação para 66,7 quadros/s (ICC de 0,12).

Young *et al.* (2023) relataram maior concordância para o tempo de contato (ICC de 0,86) utilizando BlazePose e eventos derivados do ângulo de extensão da perna. As diferenças de critérios e condições de corrida impedem atribuir a discrepância exclusivamente ao detector. Os resultados indicam que o critério baseado na elevação do calcanhar identifica a maioria dos contatos iniciais, mas não representa adequadamente a duração total do apoio, pois a parte anterior do pé pode permanecer em contato com o solo após a elevação do calcanhar. A limitação refere-se ao detector avaliado, não à estimativa de eventos por vídeo em geral.

4.7. Implicações e limitações

Nas condições avaliadas, os resultados indicam o que pode ser medido com uma câmera lateral e com que erro. O pico de flexão do joelho apresentou concordância de boa a excelente, com limiar operacional do desacordo entre métodos de aproximadamente 6° a 7°; esse limiar foi de cerca de 2° na inclinação média do tronco e de 9° a 11° na amplitude do quadril, e aumentou quando se consideraram passagens isoladas, em razão da variação natural do corredor. A inclinação do tronco deve ser calculada pelo centroide bilateral, a flexão do joelho durante o apoio requer cautela, pois concentra os maiores erros, e o tempo de contato obtido pelo detector baseado no calcanhar não deve ser utilizado como medida da duração do apoio.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

A validação envolveu 15 adultos jovens, corrida em solo e câmeras industriais a 200 quadros/s, com poucas passadas por série e análise restrita ao membro voltado para a câmera. A decimação temporal não reproduz integralmente as condições de aquisição de *smartphones*, limitando a generalização para outros dispositivos, populações e ambientes. O ângulo do quadril foi definido em relação ao tronco, e o corte de 6 Hz e a regra de plausibilidade foram selecionados e avaliados nos mesmos dados. Essas limitações justificam a avaliação futura do *pipeline* em condições independentes.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo avaliou a validade concorrente de um *pipeline* baseado no MediaPipe Pose para medir a cinemática sagital da corrida por vídeo monocular. Em 15 participantes e 298 séries, o pico de flexão do joelho apresentou concordância de boa a excelente com a captura de movimento (ICC de 0,93 a 0,97), enquanto a amplitude do quadril e a inclinação média do tronco apresentaram concordância mais variável. Os maiores erros do joelho concentraram-se durante o apoio, associados à confusão entre membros, e o ângulo relativo coxa-tronco apresentou viés sistemático de aproximadamente −6° a −7°.

A comparação das definições geométricas do tronco mostrou que o centroide bilateral de ombros e quadris reduziu o erro da trajetória angular de aproximadamente 6° para 3°, com melhora nos 15 participantes. Essa vantagem não foi igualmente evidente para a inclinação média por passagem. O detector baseado no calcanhar identificou a maioria dos contatos iniciais, mas não estimou adequadamente a duração do contato (ICC de 0,11), o que indica que a definição dos eventos temporais condiciona a validade dessa medida.

Nas condições avaliadas, a filtragem a 6 Hz e o nível Full ofereceram resultados favoráveis para medidas discretas, enquanto o Heavy reduziu o erro da curva do joelho com maior custo computacional. Esses achados devem ser generalizados com cautela, pois derivam de apenas 15 participantes, de um único conjunto de dados e de condições específicas de aquisição, com câmeras fixas em laboratório. Estudos futuros deverão avaliar o *pipeline* em outras condições de aquisição, validar critérios de retirada do pé e investigar a identificação automática das trocas de membro. Conhecido o erro de cada medida, essas variáveis poderão ser empregadas no acompanhamento de alterações da passada, como as associadas à fadiga, desde que também se controlem a velocidade e a frequência de passada (Zandbergen *et al.*, 2023b).

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

FINANCIAMENTO

Esta pesquisa não recebeu financiamento específico de agências públicas, comerciais ou sem fins lucrativos.

CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

DECLARAÇÃO DE USO DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

Durante a preparação deste trabalho, os autores utilizaram o Claude (Anthropic) para revisão textual e de normalização ABNT, tradução e revisão do Abstract e do Resumen, e apoio na revisão do código de análise. O desenho do estudo, as análises, a interpretação dos resultados e as conclusões são de responsabilidade dos autores, que revisaram integralmente o conteúdo.

REFERÊNCIAS

ADLOU, B.; WILBURN, C.; WEIMAR, W. Motion capture technologies for athletic performance enhancement and injury risk assessment: a review for multi-sport organizations. **Sensors**, v. 25, n. 14, 4384, 2025. DOI: 10.3390/s25144384.

ALVES, K. S. *et al.* Validação de sistema de captura de movimento sem marcadores - MediaPipe - durante a corrida ao ar livre. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DO DESPORTO, 2., 2026, Fortaleza. Anais do Simpósio Internacional de Ciências do Desporto. Fortaleza: Even3, 2026. Resumo. ISBN: 978-65-272-2878-3.

APTE, S. *et al.* Biomechanical response of the lower extremity to running-induced acute fatigue: a systematic review. **Frontiers in Physiology**, v. 12, 646042, 2021. DOI: 10.3389/fphys.2021.646042.

BAZAREVSKY, V. *et al.* BlazePose: on-device real-time body pose tracking. arXiv, 2020. Preprint. DOI: 10.48550/arXiv.2006.10204.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. **Journal of Biopharmaceutical Statistics**, v. 17, n. 4, p. 571-582, 2007. DOI: 10.1080/10543400701329422.

CERIOLA, L. *et al.* Comparative analysis of markerless motion capture systems for measuring human kinematics. **IEEE Sensors Journal**, v. 24, n. 17, p. 28135-28144, 2024. DOI: 10.1109/JSEN.2024.3431873.

EVANS, M. *et al.* Synchronised video, motion capture and force plate dataset for validating markerless human movement analysis. **Scientific Data**, v. 11, 1300, 2024a. DOI: 10.1038/s41597-024-04077-3.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

EVANS, M. *et al.* BioCV motion capture dataset. Bath: University of Bath Research Data Archive, 2024b. DOI: 10.15125/BATH-01258.

GAO, M. *et al.* Accuracy of markerless motion capture in assessing sagittal-plane lower limb kinematics during running: a systematic review and meta-analysis. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 14, 1915559, 2026. DOI: 10.3389/fbioe.2026.1915559.

KIM, J.-W. *et al.* Human pose estimation using MediaPipe Pose and optimization method based on a humanoid model. **Applied Sciences**, v. 13, n. 4, 2700, 2023. DOI: 10.3390/app13042700.

KOO, T. K.; LI, M. Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. **Journal of Chiropractic Medicine**, v. 15, n. 2, p. 155-163, 2016. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.

MAROTTA, L. *et al.* Towards machine learning-based detection of running-induced fatigue in real-world scenarios: evaluation of IMU sensor configurations to reduce intrusiveness. **Sensors**, v. 21, n. 10, 3451, 2021. DOI: 10.3390/s21103451.

MCGRAW, K. O.; WONG, S. P. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. **Psychological Methods**, v. 1, n. 1, p. 30-46, 1996. DOI: 10.1037/1082-989X.1.1.30.

NEEDHAM, L. *et al.* The accuracy of several pose estimation methods for 3D joint centre localisation. **Scientific Reports**, v. 11, 20673, 2021. DOI: 10.1038/s41598-021-00212-x.

NEEDHAM, L. *et al.* The development and evaluation of a fully automated markerless motion capture workflow. **Journal of Biomechanics**, v. 144, 111338, 2022. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111338.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, n. 1, p. 77-95, 1998. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)00038-6.

PEEBLES, A. T. *et al.* Validity of using automated two-dimensional video analysis to measure continuous sagittal plane running kinematics. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, n. 1, p. 455-468, 2021. DOI: 10.1007/s10439-020-02569-y.

PREECE, S. J.; MASON, D.; BRAMAH, C. The coordinated movement of the spine and pelvis during running. **Human Movement Science**, v. 45, p. 110-118, 2016. DOI: 10.1016/j.humov.2015.11.014.

SCHACHE, A. G. *et al.* The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. **Gait & Posture**, v. 10, n. 1, p. 30-47, 1999. DOI: 10.1016/S0966-6362(99)00025-9.

SRINIVASAN, H. K. *et al.* Can BlazePose accurately assess joint angles in outdoor running environments? **Biomedical Human Kinetics**, v. 17, n. 1, p. 13-25, 2025. DOI: 10.2478/bhk-2025-0002.

STENUM, J.; ROSSI, C.; ROEMMICH, R. T. Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation. **PLOS Computational Biology**, v. 17, n. 4, e1008935, 2021. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1008935.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

TENG, H.-L.; POWERS, C. M. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 44, n. 10, p. 785-792, 2014. DOI: 10.2519/jospt.2014.5249.

VAN HOOREN, B. *et al.* The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 33, n. 6, p. 966-978, 2023. DOI: 10.1111/sms.14319.

VERHEUL, J. *et al.* Markerless motion capture for running: validity and reliability of whole-body, joint, and muscle kinematics. **Journal of Biomechanics**, v. 195, 113133, 2026. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2025.113133.

WASHABAUGH, E. P. *et al.* Comparing the accuracy of open-source pose estimation methods for measuring gait kinematics. **Gait & Posture**, v. 97, p. 188-195, 2022. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2022.08.008.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231-240, 2005. DOI: 10.1519/15184.1.

YOUNG, F. *et al.* Internet-of-Things-enabled markerless running gait assessment from a single smartphone camera. **Sensors**, v. 23, n. 2, 696, 2023. DOI: 10.3390/s23020696.

ZANDBERGEN, M. A. *et al.* Effects of level running-induced fatigue on running kinematics: a systematic review and meta-analysis. **Gait & Posture**, v. 99, p. 60-75, 2023a. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2022.09.089.

ZANDBERGEN, M. A. *et al.* Quantifying and correcting for speed and stride frequency effects on running mechanics in fatiguing outdoor running. **Frontiers in Sports and Active Living**, v. 5, 1085513, 2023b. DOI: 10.3389/fspor.2023.1085513.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.