UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
CURSO DE BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Augusto Rossa Inda

DIFERENTES TAXAS DE AMOSTRAGEM PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DA CAMINHADA E DA CORRIDA EM SISTEMAS DE CAPTURA SEM MARCADORES: UM ESTUDO PILOTO COM O OPENCAP

Porto Alegre
2026

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
CURSO DE BACHARELADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Augusto Rossa Inda

DIFERENTES TAXAS DE AMOSTRAGEM PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DA CAMINHADA E DA CORRIDA EM SISTEMAS DE CAPTURA SEM MARCADORES: UM ESTUDO PILOTO COM O OPENCAP

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Educação Física.

Orientadora:
Profa. Dra. Flávia Gomes Martinez

Coorientadores:
Dr. Edilson Fernando de Borba e
Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyre-Tartaruga

Porto Alegre
2026

AGRADECIMENTOS

Quero deixar registrada minha genuína gratidão aos meus pais. Muito obrigado por todo apoio e compreensão ao longo dessa, mais longa do que o planejado, jornada acadêmica. Vocês foram fundamentais nos momentos de dúvida sobre qual caminho seguir, nos momentos em que eu precisava compartilhar alguma nova descoberta ou treinar alguma apresentação, nos difíceis momentos de quase desistência e claro, nos bons momentos de conquistas e celebração. Obrigado por me oportunizarem estudar, com tranquilidade, em uma das melhores Universidades do Brasil.

À minha amada namorada pela cumplicidade e amor durante toda essa fase. Obrigado por sempre estar ao meu lado, embarcar e apoiar minhas ideias malucas. Sem ti, talvez fosse possível, mas definitivamente essa conquista não teria a mesma alegria.

À toda minha família de sangue, à família Bundyra Arruguetti e aos meus amigos de vida.

À minha orientadora Profa. Flávia Martinez, obrigado por me acolher quando mais precisei, relembrar todos os dias do nosso compromisso em cuidar das pessoas e guiar na carreira científica. Podes ter certeza de que tu és inspiração para nós, tornas tudo mais fácil e especial com teu conhecimento e carinho.

Ao meu orientador Prof. Leonardo Tartaruga, obrigado por me apresentar à biomecânica e por tornar esse universo tão fascinante para mim. Da minha parte, além de mentor, te considero um amigo.

A todos amigos do Grupo de Pesquisa em Comportamento Motor e Fisioterapia Aquática pelo companheirismo, convívio e trocas de conhecimento.

Aos meus queridos irmãos mais velhos de pesquisa, Bruna, Edilson e Lucas. Vocês foram fundamentais nos últimos anos. Não faltaram conselhos, conhecimento e risadas.

A todas as pessoas que tornam possível o funcionamento e o dia a dia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, em especial, o nosso querido Campus Olímpico.

Por último, mas com certeza o mais importante. Ao meu irmão e eterno companheiro de vida, te levo e guardo comigo. Meu primeiro e melhor amigo, só nós sabemos todos os maravilhosos momentos que vivemos. Essa conquista também é tua. Eu te amo para sempre.

RESUMO

A análise cinemática tridimensional é amplamente utilizada para a avaliação biomecânica da caminhada e da corrida. Sistemas de captura sem marcadores, como o OpenCap, têm ganhado espaço por sua acessibilidade e praticidade, porém a influência da taxa de amostragem sobre a qualidade dos dados gerados por essas ferramentas permanece pouco investigada, o que representa uma lacuna relevante diante da crescente adoção dessas ferramentas em pesquisas e na prática clínica. Este estudo teve como objetivo investigar a adequação de diferentes taxas de amostragem (60, 120 e 240 Hz) do sistema OpenCap para o registro preciso da cinemática durante a caminhada e a corrida em esteira. Um participante realizou tarefas locomotoras nas velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}, com coleta simultânea pelo OpenCap e por um sistema optoeletrônico baseado em marcadores (Vicon, 120 Hz). A análise espectral por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT) revelou frequência máxima de 7 Hz nos sinais cinemáticos. Para os dados espaço-temporais, os erros no comprimento de passada variaram entre 0,000 e 0,005 m, com Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC) superiores a 0,900 para todas as comparações, indicando excelente concordância. Para os dados angulares, a Raiz do Erro Quadrático Médio (RMSE) variou de 0,771 ± 0,241 a 9,678 ± 0,409 graus, com as maiores discrepâncias observadas na articulação do tornozelo. Ao comparar exclusivamente as taxas do OpenCap entre si, o maior RMSE foi de 5,671 ± 0,678 graus. Os resultados indicam que o OpenCap a 60 Hz é capaz de fornecer dados confiáveis para análises espaciais e angulares da caminhada e da corrida em esteira, constituindo uma alternativa viável em contextos de pesquisa que demandam acessibilidade sem comprometer a qualidade dos dados.

Palavras-chave: taxa de amostragem; análise cinemática; OpenCap; Vicon.

ABSTRACT

Three-dimensional kinematic analysis is widely used for the biomechanical assessment of walking and running. Markerless motion capture systems, such as OpenCap, have gained prominence due to their accessibility and practicality; however, the influence of sampling rate on the quality of data generated by these tools remains poorly investigated, representing a relevant gap given the growing adoption of such systems in research and clinical practice. This study aimed to investigate the adequacy of different sampling rates (60, 120, and 240 Hz) of the OpenCap system for the precise recording of human movement kinematics during treadmill walking and running. One participant performed locomotor tasks at speeds of 4, 8, and 14 km/h, with simultaneous data collection by OpenCap and an optoelectronic marker-based system (Vicon, 120 Hz). Spectral analysis using the Fast Fourier Transform (FFT) revealed a maximum frequency of 7 Hz in the kinematic signals. For spatiotemporal data, step length errors ranged from 0.000 to 0.005 m, with Intraclass Correlation Coefficients (ICC) above 0.900 for all comparisons, indicating excellent agreement. For angular data, the Root Mean Square Error (RMSE) ranged from 0.771 ± 0.241 to 9.678 ± 0.409 degrees, with the largest discrepancies observed at the ankle joint. When comparing exclusively the OpenCap sampling rates against each other, the highest RMSE was 5.671 ± 0.678 degrees. The results indicate that OpenCap at 60 Hz can provide reliable data for spatial and angular analyses of treadmill walking and running, representing a viable alternative in research contexts that require accessibility without compromising data quality.

Keywords: *sampling rate; kinematic analysis; OpenCap; Vicon.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo e posição dos marcadores utilizados para a realização da cinemática inversa

Figura 2 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 4 km h^{-1}

Figura 3 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 8 km h^{-1}

Figura 4 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 14 km h^{-1}

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Erro absoluto, erro relativo e ICC entre os sistemas com e sem marcadores em diferentes velocidades para o comprimento de passada

Tabela 2 – Root Mean Square Error (RMSE, em graus) dos dados angulares de quadril, joelho e tornozelo entre os sistemas em diferentes velocidades

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

2D / 3D – Bidimensional / Tridimensional

C3D – Coordinate 3D Data File

CM – Centro de Massa

FFT – Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)

Hz – Hertz

ICC – Intraclass Correlation Coefficient (Coeficiente de Correlação Intraclasse)

IMU – Inertial Measurement Unit (Unidade de Medida Inercial)

MOT – Motion Data File

RMSE – Root Mean Square Error (Raiz do Erro Quadrático Médio)

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TRC – Track Row Column

SUMÁRIO

1 Introdução (10)

2 Objetivos (11)

2.1 Objetivo geral

2.2 Objetivos específicos

3 Revisão de Literatura (12)

3.1 Caminhada e corrida como base da locomoção humana

3.2 A análise cinemática do movimento humano

3.3 Sistemas de captura de movimento: com e sem marcadores

3.4 O sistema OpenCap

3.5 Taxas de amostragem na análise do movimento

3.5.1 Análise espectral

3.5.2 Teorema de Nyquist

4 Métodos (19)

4.1 Desenho do estudo

4.2 Participante e aspectos éticos

4.3 Sistema baseado em marcadores (Vicon)

4.4 Sistema sem marcadores (OpenCap)

4.5 Processamento dos dados

4.6 Análise estatística

5 Resultados (23)

5.1 Parâmetros espaço-temporais

5.2 Dados angulares

6 Discussão (29)

7 Limitações (31)

8 Conclusão (32)

Referências (33)

1 INTRODUÇÃO

A locomoção humana, definida como a ação voluntária de deslocar o corpo de um local a outro no espaço, é uma função adaptativa destacada pelo bipedalismo característico do gênero Homo. Além das diversas possibilidades proporcionadas pela postura bípede desenvolvida ao longo da evolução, a eficiência energética, associada a esse padrão locomotor, se destaca pelo impacto fundamental na evolução humana (Bramble; Lieberman, 2004). Nesse contexto, a caminhada e a corrida representam as principais formas de locomoção humana, distinguindo-se por características biomecânicas específicas que influenciam o padrão de movimento, o gasto energético e as demandas impostas ao sistema musculoesquelético. Embora ambas compartilhem o padrão cíclico da passada, a caminhada apresenta uma fase de duplo apoio, momento em que ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo, e se caracteriza pela ausência de fase aérea. A corrida, por sua vez, caracteriza-se pela presença de fase aérea, momento em que nenhum dos pés toca o solo, além da ausência de duplo apoio (Novacheck, 1998).

As características descritas acima podem ser identificadas por meio da análise cinemática tridimensional, que consiste na mensuração quantitativa e espacial do movimento humano, sem considerar as forças que o produzem (Winter, 2009). Esse tipo de análise permite capturar o movimento nos planos sagital, frontal e transverso simultaneamente, fornecendo variáveis como os ângulos articulares e os parâmetros espaço-temporais. Esses dados têm ampla aplicação, desde a avaliação clínica e o acompanhamento de intervenções até o estudo dos parâmetros biomecânicos. Para isso, os sistemas optoeletrônicos baseados em marcadores reflexivos são considerados o padrão-ouro na obtenção de dados cinemáticos tridimensionais, sendo amplamente empregados em pesquisa e na prática clínica. Além desse tipo de sistema, os avanços tecnológicos recentes permitiram o desenvolvimento de sistemas de captura sem marcadores, que identificam estruturas anatômicas de referência do participante a partir de vídeos. Essa evolução reduziu custos e simplificou a coleta de dados, ampliando o acesso à análise cinemática para além dos ambientes laboratoriais tradicionais.

Independentemente do sistema utilizado, a taxa de amostragem selecionada para captura durante a coleta ocupa papel central na qualidade da representação dos sinais cinemáticos. A taxa de amostragem, expressa em hertz (Hz), define quantas vezes por segundo a posição do corpo é registrada durante a captura do movimento. Erros na escolha da taxa de amostragem podem causar

distorções críticas nos dados (Robertson *et al.*, 2014). As recomendações existentes na literatura são escassas e foram estabelecidas, em sua maioria, a partir de estudos que utilizaram sistemas baseados em marcadores. A influência da taxa de amostragem em sistemas de captura sem marcadores permanece pouco investigada, o que representa uma lacuna relevante diante da crescente adoção dessas ferramentas em pesquisa e na prática clínica.

Considerando a importância desse parâmetro para a obtenção de dados precisos do movimento humano, este trabalho tem como objetivo investigar se as diferentes taxas de amostragem do sistema OpenCap (60 Hz, 120 Hz e 240 Hz) são capazes de fornecer dados espaço-temporais e angulares comparáveis aos obtidos por um sistema optoeletrônico de referência (Vicon) operando a 120 Hz. Dessa forma, busca-se determinar a confiabilidade das diferentes taxas do sistema OpenCap para a análise cinemática 3D da caminhada e da corrida, em esteira, nas velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}. A hipótese do estudo é de que 60 Hz seja suficiente para a análise cinemática nessas condições, uma vez que os ângulos articulares dos membros inferiores apresentam frequências predominantemente inferiores a 10 Hz tanto na caminhada quanto na corrida, e que essa taxa corresponde a seis vezes o conteúdo espectral predominante do sinal (Robertson *et al.*, 2014).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Investigar se as taxas de amostragem (60, 120 e 240 Hz) de um sistema de captura sem marcadores (OpenCap), são adequadas para o registro preciso da cinemática do movimento humano durante a caminhada e a corrida em esteira.

2.2 Objetivos específicos

1. Determinar as frequências predominantes dos sinais cinemáticos da caminhada e corrida nas velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1} por meio da Transformada Rápida de *Fourier* (FFT).

2. Comparar os parâmetros espaço-temporais obtidos pelo OpenCap (60, 120 e 240 Hz) entre si e com o sistema Vicon (120 Hz), por meio do erro absoluto, erro relativo e coeficiente de correlação intraclasse (ICC).

3. Avaliar a precisão dos ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo obtidos pelo OpenCap (60, 120 e 240 Hz), comparando as taxas entre si e com o sistema Vicon (120 Hz), para fins de controle, por meio do erro quadrático médio (RMSE).

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Caminhada e corrida como base da locomoção humana

A caminhada e a corrida representam as principais formas de locomoção humana e caracterizam-se por um padrão cíclico de movimento (Winter, 2009). O ciclo da passada compreende o intervalo entre dois contatos sucessivos do mesmo pé com o solo e pode ser dividido em fases, a fase de apoio, quando o pé está em contato com o solo, e a fase de balanço, quando o membro inferior está no ar. Embora ambas compartilhem esse padrão cíclico, caminhada e corrida diferem no tipo de suporte, a caminhada apresenta uma fase de duplo apoio, momento em que ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo, e se caracteriza pela ausência de fase aérea. A corrida, por sua vez, contém a presença da fase aérea, período em que nenhum dos pés toca o solo (Novacheck, 1998). Essas diferenças refletem mecanismos biomecânicos distintos de conservação de energia e propulsão.

Na caminhada, o mecanismo predominante de economia de energia é o pêndulo invertido, ao longo do ciclo da marcha, a energia potencial gravitacional do centro de massa (CM) e a energia cinética horizontal oscilam em oposição, quando uma aumenta, a outra diminui (Cavagna *et al.*, 1976). Essa reconversão entre as duas formas de energia favorece a recuperação mecânica de energia e reduz a necessidade de trabalho muscular ativo, contribuindo para a diminuição do custo metabólico da locomoção (Cavagna; Saibene; Margaria, 1963; Peyré-Tartaruga; Coertjens, 2018). Do ponto de vista espaço-temporal, a fase de apoio corresponde a aproximadamente 62% do ciclo da marcha a 1,2 m/s. Em torno dessa velocidade, o centro de massa descreve uma trajetória suave sobre o membro de apoio, a fase de duplo apoio permite transferência de carga gradual entre os

membros e sem fase aérea o contato com o solo tem menor aceleração e consequentemente menores impactos de aterrissagem (Novacheck, 1998). Essas características correspondem a variações angulares mais baixas e lentas ao longo do ciclo, quando comparadas à corrida. Sendo assim, o conteúdo espectral desses sinais concentra-se em baixas frequências, o que pode ter implicações diretas sobre a taxa de amostragem necessária para representar adequadamente o movimento.

O modelo massa-mola explica, em parte, a eficiência energética da corrida. Durante a fase de apoio, as estruturas musculotendíneas são alongadas em resposta às forças de reação do solo e à descida do centro de massa, o que possibilita o armazenamento de energia elástica (Blickhan, 1989; Peyré-Tartaruga; Coertjens, 2018). Essa energia é parcialmente liberada pelos tecidos na fase propulsiva do ciclo e parte é liberada como calor, reduzindo a necessidade do aumento de trabalho muscular ativo (Peyré-Tartaruga; Coertjens, 2018). Diferentemente do pêndulo invertido, nesse modelo a energia potencial e a energia cinética variam concomitantemente, de modo que a economia de energia ocorre pelo armazenamento e liberação elástica (Blickhan, 1989). Dentre alguns parâmetros espaço-temporais, a fase de apoio reduz-se para aproximadamente 39% a 3,2 m/s, a aterrisagem introduz transições de carga mais abruptas do que as observadas na caminhada (Novacheck, 1998). No plano sagital, as amplitudes e velocidades angulares são maiores, a flexão máxima do joelho durante a fase de balanço atinge aproximadamente 90° e todas as articulações percorrem amplitudes maiores em intervalos de tempo menores (Novacheck, 1998). Essas características, menor tempo de contato, maior frequência de passada e maiores velocidades angulares articulares resultam em sinais cinemáticos com conteúdo espectral mais elevado do que o da caminhada. Diferentes velocidades e modalidades de locomoção podem demandar taxas de amostragem distintas(Hébert-Losier *et al.*, 2023), sendo que, para a corrida, taxas de até 300 Hz são empregadas para capturar eventos de maior resolução temporal (Hébert-Losier *et al.*, 2022).

3.2 A análise cinemática do movimento humano

A análise cinemática do movimento humano pode ser realizada em duas ou três dimensões. A bidimensional (2D), pode utilizar uma única câmera e registra o movimento em um plano, sendo mais acessível, mas limitada e sujeita a erros de perspectiva (Metzler; Arampatzis; Brüggemann, 2002). A tridimensional (3D) requer múltiplas câmeras posicionadas em diferentes ângulos e

permite capturar o movimento nos planos sagital, frontal e transverso simultaneamente. A análise 3D, por meio de sistemas de captura, fornece dados como as trajetórias de pontos anatômicos, a orientação dos corpos rígidos (segmentos corporais) e os ângulos articulares (Goldfarb *et al.*, 2021). Para a caminhada e a corrida, as variáveis obtidas podem ser divididas em dois grupos, os dados angulares, como a velocidade angular e a amplitude de movimento das articulações, e os dados espaço-temporais, como comprimento, frequência, tempo de contato e tempo aéreo da passada (Novacheck, 1998).

Por meio desses dados, é possível avaliar e fornecer informações, tanto em nível individual quanto em grandes coortes, incluindo padrões de movimento relacionados ao retorno às atividades esportivas, o risco de doenças associadas, a eficácia de intervenções clínicas e esportivas e as diferenças nos padrões de movimento entre grupos (Turner; Chaaban; Padua, 2024; Uhlrich *et al.*, 2023). A amplitude e a confiabilidade dessas aplicações dependem diretamente dos sistemas de captura e das taxas de amostragem empregadas na aquisição dos dados cinemáticos.

3.3 Sistemas de captura de movimento: com e sem marcadores

Historicamente, a captura de movimento consolidou-se a partir de sistemas optoeletrônicos baseados em marcadores reflexivos, considerados o padrão-ouro para a obtenção de dados cinemáticos tridimensionais (Das; de Paula Oliveira; Newell, 2023). Sistemas como o Vicon utilizam múltiplas câmeras equipadas com LEDs infravermelhos que iluminam marcadores retrorrefletivos fixados em estruturas anatômicas de referência. A luz refletida, captada simultaneamente por diferentes câmeras, permite reconstruir por triangulação a trajetória tridimensional de cada marcador com precisão. Nos últimos anos, avanços em visão computacional e aprendizado profundo tornaram possível o uso de sistemas de captura sem marcadores. Redes neurais de estimativa de pose corporal identificam, em cada quadro, os pontos-chave anatômicos (*keypoints*) do corpo, a partir da captura simultânea por múltiplas câmeras, esses pontos são reconstruídos tridimensionalmente por triangulação e ajustados a modelos musculoesqueléticos por cinemática inversa, possibilitando a estimativa dos ângulos articulares sem instrumentação adicional ao participante. Estas inovações reduziram custos e simplificaram a coleta de dados, criando alternativas para configurações laboratoriais complexas e a necessidade de pessoal

altamente especializado (Turner; Chaaban; Padua, 2024). Entre os sistemas disponíveis, o OpenCap ganhou reconhecimento por permitir avaliações biomecânicas acessíveis, por meio de dois ou mais smartphones, e aplicáveis a uma ampla variedade de atividades (Uhlrich *et al.*, 2023), sendo empregado em diversos estudos de análise do movimento humano (Borba *et al.*, 2024; Rodacki *et al.*, 2023; Verheul; Robinson; Burton, 2024). Além disso, atualizações frequentes da ferramenta aprimoraram suas capacidades analíticas, reduzindo erros e ampliando as possibilidades de avaliações (Falisse *et al.*, 2024).

Tanto os sistemas de captura de movimento com marcadores quanto os sem marcadores apresentam vantagens e desvantagens distintas. Os sistemas com marcadores são reconhecidos pela precisão na quantificação da cinemática tridimensional, fornecendo dados confiáveis para pesquisas biomecânicas. No entanto, esses sistemas exigem longos períodos de coleta devido à instrumentalização criteriosa e padronizada dos marcadores refletivos em pontos anatômicos específicos do participante, sujeitos a variabilidade inter e intra-avaliador(Das; de Paula Oliveira; Newell, 2023). Estudos sugerem que erros no posicionamento dos marcadores podem resultar em variações de até 5 graus nas medições dos ângulos dos membros inferiores (Gorton; Hebert; Gannotti, 2009). Em contrapartida, os sistemas sem marcadores oferecem uma coleta de dados mais rápida e simples, tornando-os ideais para aplicações em grande escala (Bae *et al.*, 2024). No entanto, eles tendem a apresentar maior variabilidade entre os ensaios, o que pode dificultar a análise dos dados e, em alguns casos, levar a resultados enganosos (Horsak; Kainz; Dumphart, 2024). Embora esses sistemas tenham demonstrado precisão comparável na análise da cinemática, particularmente nos membros inferiores, eles enfrentam desafios com movimentos rápidos e podem exigir validação adicional (Song *et al.*, 2023).

3.4 O sistema OpenCap

O OpenCap (Neuromuscular Biomechanics Laboratory, Stanford, CA, EUA, https://www.opencap.ai/) é uma ferramenta de análise cinemática de acesso aberto (Uhlrich *et al.*, 2023) que utiliza dois ou mais smartphones posicionados em diferentes ângulos em relação ao participante e realiza todo o processamento em nuvem, dispensando infraestrutura computacional própria. Para que a coleta ocorra, uma etapa de calibração do ambiente é realizada, após isso, os

vídeos capturados são enviados automaticamente para processamento remoto. Entre os parâmetros configuráveis do sistema está a taxa de quadros de captura, que pode ser definida em 60, 120 ou 240 Hz, com implicações diretas sobre o volume de dados transmitido e o tempo de processamento. A partir das capturas de vídeo, algoritmos de estimativa de pose identificam os pontos-chave anatômicos do corpo em cada quadro e os combinam entre as câmeras para reconstruir a posição do participante no espaço tridimensional. Uma rede neural denominada *marker enhancer* (Falisse *et al.*, 2024) converte essa representação em trajetórias de marcadores anatômicos, armazenadas em arquivos TRC, compatíveis com modelos musculoesqueléticos. A partir dessas trajetórias, aplica-se cinemática inversa a um modelo musculoesquelético escalado individualmente para cada participante (Uhlrich *et al.*, 2022), gerando os ângulos articulares em arquivos MOT. Ao final do processamento em nuvem, o sistema disponibiliza para download os arquivos TRC e MOT e o modelo musculoesquelético individualizado, elementos que são necessários para a análise cinemática.

A validade e a confiabilidade do OpenCap vêm sendo investigada em diferentes contextos de movimento. Para a marcha em padrões normativos e patológicos, o sistema apresentou RMSE global de 5,8° em comparação com um sistema baseado em marcadores (Vicon), com melhor desempenho no plano sagital e maior limitação para o tornozelo e nos planos frontal e transverso (Horsak *et al.*, 2023). Para tarefas de retorno ao esporte em atletas pós-reconstrução do ligamento cruzado anterior, foram obtidos erro absoluto médio de 3,85° e RMSE de 4,34° para a cinemática dos membros inferiores (Turner; Chaaban; Padua, 2024). Em condições de esteira, foram reportados valores de RMSE de aproximadamente 3° a 16° para a amplitude de movimento articular em caminhada e corrida, sem avaliação de variáveis espaço-temporais ou da repetibilidade intra-sessão (Svetek *et al.*, 2025). Em análise mais abrangente das mesmas condições, observou-se excelente concordância para variáveis espaço-temporais (ICC $\geq$ 0,96, bias próximo de zero), boa a excelente confiabilidade para as amplitudes articulares no plano sagital (ICC 0,76–0,93) e RMSE dos perfis angulares entre 1° e 4°, com repetibilidade intra-sessão comparável ao sistema de referência (Borba *et al.*, 2026). Por sua vez, a direção de deslocamento em relação às câmeras foi identificada como fator que compromete a acurácia cinemática do sistema (Martiš; Košutzká; Kranzl, 2024), enquanto a vestimenta demonstrou efeito mínimo, adicionando em média menos de um grau de variabilidade entre sessões (Horsak; Kainz; Dumphart, 2024).

3.5 Taxas de amostragem na análise do movimento

A taxa de amostragem, expressa em hertz (Hz), define quantas vezes por segundo a posição do corpo é registrada. É um parâmetro fundamental para a representação precisa do movimento humano, pois a taxa adotada pode impactar significativamente a detecção de eventos da marcha e a análise dos intervalos entre passadas. Taxas mais baixas podem não capturar variações temporais sutis (Hébert-Losier *et al.*, 2023). Para uma adequada determinação, recomenda-se a realização da análise espectral do sinal. Com base nesses dados, aplica-se o Teorema de Nyquist, no qual a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, duas vezes superior à maior frequência contida no sinal de interesse. Entretanto, em aplicações biomecânicas, é frequentemente recomendada a utilização de taxas entre cinco e dez vezes superiores à frequência máxima observada, de modo a reduzir o risco de distorções e perda de eventos críticos (Hébert-Losier *et al.*, 2023).

Estudos recentes sugerem uma taxa mínima de 100 Hz para a análise da corrida, podendo chegar a 200 Hz de acordo com as variáveis de interesse (Hébert-Losier *et al.*, 2023). Em alguns casos, taxas de até 300 Hz são empregadas para registrar eventos específicos da corrida que demandem maior resolução temporal (Hébert-Losier *et al.*, 2022). Isso impõe um desafio significativo ao OpenCap, cuja taxa máxima de aquisição é de 240 Hz para gravações de até 15 segundos, enquanto sistemas como o Vicon podem atingir até 330 Hz (câmera Vero 2.2). Por sua vez, estudos que utilizaram sensores inerciais (IMUs) demonstraram que 35 Hz foi suficiente para preservar as características do sinal de velocidade angular dos membros inferiores durante a caminhada, tendo em vista o baixo conteúdo espectral do movimento (Allseits *et al.*, 2019). Além disso, 250 Hz possibilitou análises detalhadas dos ângulos de joelho e quadril no plano sagital, evidenciando particularidades individuais de movimento (Martínez-Solís *et al.*, 2014). Cabe ressaltar que esses valores refletem as características do sinal e do ruído específicos dos sensores inerciais, não sendo diretamente extrapoláveis para sistemas de captura por vídeo.

As atuais recomendações sobre taxas de amostragem baseiam-se predominantemente em sistemas de captura de movimento com marcadores, havendo poucas evidências que orientem a escolha da frequência de aquisição em sistemas sem marcadores.

3.5.1 Análise espectral

Um sinal cinemático registrado ao longo do tempo, como o ângulo do joelho durante a corrida, pode ser analisado sob duas perspectivas. No domínio do tempo, observa-se como o sinal varia em cada instante, o que permite identificar eventos como os picos de flexão articular. No domínio da frequência, o mesmo sinal é decomposto em oscilações senoidais de diferentes frequências, revelando quais ritmos contribuem para a forma do movimento. Essa conversão é realizada pelo algoritmo da Transformada Rápida de Fourier (FFT), que transforma o sinal capturado pelo sistema em um espectro de frequências. O resultado indica a amplitude de cada componente, sendo o pico de maior amplitude correspondente à cadência da passada, e os picos seguintes correspondem às harmônicas, que descrevem as variações progressivamente mais rápidas do movimento articular (Robertson *et al.*, 2014).

Na locomoção humana, os ângulos articulares dos membros inferiores variam em frequências predominantemente inferiores a 10 Hz, tanto na caminhada quanto na corrida. Durante a caminhada, os ângulos articulares dos membros inferiores concentram-se abaixo de 6 Hz, com frequência fundamental próxima a 1 Hz. Na corrida, a cadência mais elevada e o maior impacto do pé com o solo elevam as frequências presentes no sinal. Embora as frequências dos ângulos articulares permaneçam abaixo de 10 Hz, os sinais de aceleração associados ao impacto do pé podem apresentar componentes significativos acima de 40 Hz. Conhecer o limite superior do espectro do sinal é o passo necessário para determinar a taxa de amostragem adequada (Robertson *et al.*, 2014).

3.5.2 Teorema de Nyquist

Para que um movimento seja reconstruído com fidelidade a partir de sistemas de captura, o teorema de Nyquist estabelece que a taxa de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da frequência mais alta presente no sinal. Quando essa condição não acontece, frequências altas são registradas de forma incorreta e aparecem como oscilações de baixa frequência que não existem no sinal original, fenômeno denominado *aliasing*. No contexto da análise cinemática, uma taxa de amostragem insuficiente pode resultar na subestimação dos picos do sinal articular e no

deslocamento temporal dos eventos do movimento, uma vez que nenhuma amostra é registrada no exato momento em que o pico ocorre. Na prática, a frequência de Nyquist representa o limite teórico mínimo, não uma recomendação operacional (Robertson *et al.*, 2014).

4 MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo exploratório de comparação entre sistemas e taxas de amostragem de captura de movimento. As coletas foram realizadas em um único dia, em ambiente laboratorial. Durante a visita ao laboratório, os procedimentos de coleta de dados foram detalhadamente explicados ao participante, que assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Todos os benefícios e possíveis riscos foram claramente apresentados. Em seguida, foram coletados os dados antropométricos e aplicados os marcadores reflexivos ao corpo.

Após a calibração dos sistemas Vicon e OpenCap, o participante realizou testes de caminhada e corrida em esteira sem inclinação (0%), nas velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}. Para cada velocidade, foram realizadas dez gravações de aproximadamente 15 segundos, com os dois sistemas operando simultaneamente, de modo a permitir a comparação direta dos mesmos ciclos de movimento.

4.2 Participante e aspectos éticos

Participou do estudo um único indivíduo (35 anos, 175 cm de estatura e 76,5 kg). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade (protocolo nº 2.437.616), em conformidade com a Declaração de Helsinque. O participante integra um projeto de serviço comunitário do Grupo de Pesquisa LOCOMOTION – Mecânica e Energética da Locomoção Terrestre. A opção por um delineamento com um único participante, embora limite a generalização dos achados, permite isolar o efeito da taxa de amostragem e do sistema de captura, controlando a variabilidade interindividual e maximizando o número de passadas analisadas por condição.

4.3 Sistema baseado em marcadores (Vicon)

Para a medição baseada em marcadores, utilizou-se um sistema optoeletrônico de captura de movimento com 11 câmeras (Vicon, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido). Um conjunto de marcadores foi aplicado conforme o modelo PlugIn Gait Lower Body, totalizando 16 marcadores (Figura 1). A frequência de captura foi definida em 120 Hz. No software Nexus (versão 2.2, Vicon, Oxford, Reino Unido), os marcadores passaram por processos de reconstrução, filtragem padrão e armazenamento.

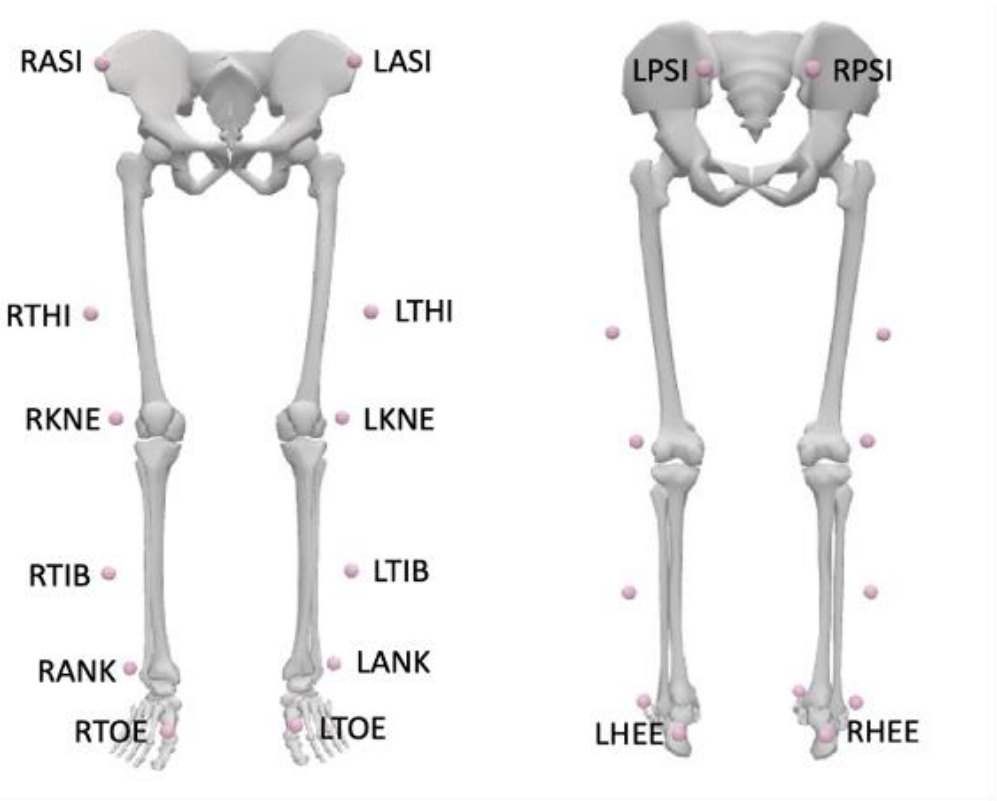


Figura 1 – Modelo e posição dos marcadores utilizados para a realização da cinemática inversa.

Legenda: RASI: crista ilíaca ântero-superior direita; LASI: crista ilíaca ântero-superior esquerda; RPSI: crista ilíaca póstero-superior direita; LPSI: crista ilíaca póstero-superior esquerda; RTHI/LTHI: coxa direita/esquerda; RKNE/LKNE: joelho direito/esquerdo; RTIB/LTIB: tíbia direita/esquerda; RANK/LANK: tornozelo direito/esquerdo; RHEE/LHEE: calcanhar direito/esquerdo; RTOE/LTOE: dedo do pé direito/esquerdo.

4.4 Sistema sem marcadores (OpenCap)

Para o sistema sem marcadores, configurou-se o OpenCap (Neuromuscular Biomechanics Laboratory, Stanford, CA, EUA; https://www.opencap.ai/) de acordo com as diretrizes recomendadas. Os iPhones foram posicionados de modo que o centro da área da esteira ficasse exatamente no meio das zonas de captura de ambas as câmeras. As câmeras foram dispostas em um ângulo de aproximadamente 45° em relação ao centro da área de caminhada e corrida. Foram configurados três *setups* de captura do OpenCap, cada um utilizando dois iPhones, capturando a diferentes taxas de quadros: 60, 120 e 240 Hz. A versão do OpenCap utilizada foi a disponibilizada entre novembro e dezembro de 2023.

4.5 Processamento dos dados

Os dados reconstruídos do sistema baseado em marcadores foram salvos no formato *Coordinate 3D Data File* (C3D). Posteriormente, esses arquivos foram carregados em uma ferramenta *online* (Bagheri; Linkedin, 2024) para serem convertidos para o formato *Track Row Column* (TRC). Em seguida, os arquivos foram salvos e importados para o software OpenSim (Delp *et al.*, 2007) (National Center for Simulation in Rehabilitation Research, Stanford, CA, EUA). Foi utilizado um modelo musculoesquelético personalizado com 16 marcadores (espinhas ilíacas ântero-superiores, espinhas ilíacas póstero-superiores, coxa, joelho, tíbia, tornozelo, calcâneo e hálux), baseado no modelo de (Rajagopal *et al.*, 2016), com 6 graus de liberdade (quadris [2×3], joelhos [2×1] e tornozelos [2×2]), para a realização da cinemática inversa. Os dados angulares resultantes foram salvos em um arquivo de dados de movimento (MOT). O sistema OpenCap não requer processamento específico. Após o processamento em nuvem, o download dos dados fornece o modelo escalonado com 33 graus de liberdade (Uhlrich *et al.*, 2022) (pelve em relação ao sistema de referência global [6], quadris [2×3], joelhos [2×1], tornozelos [2×2], articulações metatarsofalângicas [2×1], coluna lombar [3], ombros [2×3] e cotovelos [2×2]), além dos arquivos TRC e MOT para análise.

Para a análise do espectro de frequência, foram utilizados os dados de posição dos marcadores provenientes tanto do sistema baseado em marcadores quanto do sistema *markerless*.

A Transformada Rápida de Fourier (FFT) foi aplicada aos dados TRC para determinar as frequências predominantes e estimar as taxas mínimas adequadas de aquisição.

Os arquivos TRC de ambos os sistemas foram utilizados para identificar os instantes de contato e retirada do pé da superfície da esteira, permitindo assim a determinação das variáveis espaço-temporais. Nos resultados, foi reportado apenas o comprimento do passo, com base na premissa de que os dados espaço-temporais utilizam as posições dos marcadores para definir esses eventos. Dessa forma, esse comportamento pode ser observado de maneira semelhante em outras variáveis, como tempo de passada, frequência de passada e tempo de voo. Os arquivos MOT foram utilizados para avaliar o erro entre os dados angulares do quadril, joelho e tornozelo. Para garantir a uniformidade dos dados ao longo de 100% do ciclo da passada, foi realizada interpolação por *spline* cúbica. Além disso, um filtro Butterworth passa-baixa de 6 Hz (terceira ordem) foi aplicado a todos os sinais. O processamento dos dados foi realizado por meio de uma rotina personalizada desenvolvida em Python 3.12.

4.6 Análise estatística

Foram realizadas análises descritivas para fornecer uma visão geral dos dados. Foram calculados os erros absolutos e relativos, bem como os Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC [2,k]) para os dados espaço-temporais. Os valores de ICC foram interpretados da seguinte forma: valores inferiores a 0,50 indicaram concordância pobre; valores entre 0,50 e 0,75 indicaram concordância moderada; valores entre 0,75 e 0,90 indicaram boa concordância; e valores superiores a 0,90 indicaram excelente concordância (Koo; Li, 2016). Para os dados angulares, foi calculada a Raiz do Erro Quadrático Médio (RMSE) como medida de precisão dos dados.

Os dados espaço-temporais foram apresentados como a média entre os segmentos direito e esquerdo, enquanto as análises dos dados angulares foram realizadas separadamente para os segmentos direito e esquerdo. Todos os dados foram reportados como média e desvio-padrão, exceto quando especificado de outra forma. As análises foram realizadas por meio de uma rotina personalizada desenvolvida em Python 3.12.

$$EA = |x_{medido} - x_{real}|$$

Erro Absoluto

$$ER = \frac{EA}{x_{real}} = \frac{|x_{medido} - x_{real}|}{x_{real}}$$

Erro Relativo

$$ICC = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k-1)WMS}$$

Coeficiente de Correlação Intraclasse

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{t=1}^{N}(x_{obs,t} - x_{est,t})^2}$$

Raiz do Erro Quadrático Médio

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x\,(n) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}$$

Transformada Rápida de Fourier

5 RESULTADOS

Foram avaliadas 842 passadas, distribuídas entre as velocidades de 4 km h^{-1} (256 passadas), 8 km h^{-1} (188 passadas) e 14 km h^{-1} (398 passadas). A frequência máxima obtida por meio da FFT nos dados do OpenCap foi de aproximadamente 3 Hz (calcâneo), 6 Hz (joelho, calcâneo e hálux) e 7 Hz (joelho e hálux) para as velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}, respectivamente. Para o sistema baseado em marcadores, as frequências máximas observadas foram de aproximadamente 4,1 Hz (hálux), 5 Hz (calcâneo e tornozelo) e 6 Hz (calcâneo e hálux) para as velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}, respectivamente.

Os comprimentos de passada avaliados pelo sistema baseado em marcadores foram de 1,096 ± 0,046 m, 1,515 ± 0,010 m e 2,649 ± 0,089 m. Para o OpenCap a 60 Hz, os comprimentos de passada foram de 1,096 ± 0,047 m, 1,513 ± 0,010 m e 2,634 ± 0,085 m. No OpenCap a 120 Hz, os valores foram de 1,091 ± 0,044 m, 1,513 ± 0,013 m e 2,646 ± 0,088 m, enquanto no OpenCap a 240 Hz foram de 1,091 ± 0,045 m, 1,514 ± 0,013 m e 2,649 ± 0,087 m, para as velocidades de 4, 8 e 14 km h^{-1}, respectivamente. Os coeficientes de correlação intraclasse (ICC) para o comprimento de passada demonstraram excelente concordância entre todos os sistemas (> 0,900), com exceção da comparação entre OpenCap 60 Hz e OpenCap 240 Hz na velocidade de 14 km h^{-1}, que apresentou ICC de 0,897 ± 0,089 (Tabela 1).

Tabela 1 – Erro absoluto, erro relativo e ICC entre os sistemas com e sem marcadores em diferentes velocidades para o comprimento de passada.

Comparação	Erro Absoluto (Média ± Dp)	Erro Relativo % (Média ± Dp)	Icc (Média ± Dp [Ic 95%])
4 KM/H			
Marker-based vs opencap 60hz	0,001 ± 0,002	0,001 ± 0,002	0,998 ± 0,003 [0,990; 1,000]
Marker-based vs opencap 120hz	0,004 ± 0,008	0,004 ± 0,008	0,979 ± 0,023 [0,910; 1,000]
Marker-based vs opencap 240hz	0,004 ± 0,006	0,004 ± 0,006	0,987 ± 0,015 [0,940; 1,000]
Opencap 60hz vs opencap 120hz	0,004 ± 0,010	0,004 ± 0,010	0,968 ± 0,033 [0,860; 0,990]
Opencap 60hz vs opencap 240hz	0,004 ± 0,006	0,004 ± 0,006	0,985 ± 0,018 [0,930; 1,000]
Opencap 120hz vs opencap 240hz	0,005 ± 0,008	0,005 ± 0,008	0,976 ± 0,026 [0,890; 0,990]
8 km/h			
Marker-based vs opencap 60hz	0,001 ± 0,001	0,001 ± 0,001	0,982 ± 0,031 [0,880; 1,000]
Marker-based vs opencap 120hz	0,001 ± 0,001	0,002 ± 0,001	0,958 ± 0,069 [0,730; 1,000]
Marker-based vs opencap 240hz	0,001 ± 0,001	0,002 ± 0,001	0,955 ± 0,074 [0,710; 1,000]
Opencap 60hz vs opencap 120hz	0,001 ± 0,001	0,001 ± 0,001	0,976 ± 0,041 [0,840; 1,000]
Opencap 60hz vs opencap 240hz	0,001 ± 0,001	0,001 ± 0,002	0,963 ± 0,061 [0,760; 1,000]
Opencap 120hz vs opencap 240hz	0,000 ± 0,000	0,001 ± 0,000	0,996 ± 0,008 [0,970; 1,000]
14 km/h			
Marker-based vs opencap 60hz	0,004 ± 0,010	0,005 ± 0,014	0,899 ± 0,087 [0,640; 0,980]
Marker-based vs opencap 120hz	0,001 ± 0,000	0,001 ± 0,000	0,999 ± 0,000 [1,000; 1,000]
Marker-based vs opencap 240hz	0,002 ± 0,003	0,003 ± 0,004	0,990 ± 0,010 [0,960; 1,000]
Opencap 60hz vs opencap 120hz	0,004 ± 0,010	0,005 ± 0,014	0,904 ± 0,082 [0,660; 0,980]
Opencap 60hz vs opencap 240hz	0,005 ± 0,009	0,007 ± 0,014	0,897 ± 0,089 [0,630; 0,980]
Opencap 120hz vs opencap 240hz	0,002 ± 0,003	0,003 ± 0,005	0,989 ± 0,013 [0,950; 1,000]

Nota: DP = desvio-padrão; IC 95% = intervalo de confiança de 95%; ICC = coeficiente de correlação intraclasse. Erros expressos em metros.

Os valores de RMSE (Tabela 2) observados para as articulações do quadril, joelho e tornozelo variaram entre 0,771 ± 0,241 e 9,678 ± 0,409 graus.

Tabela 2 – Root Mean Square Error (RMSE, em graus) dos dados angulares de quadril, joelho e tornozelo entre os sistemas em diferentes velocidades.

Articulação	Mb vs 60hz	Mb vs 120hz	Mb vs 240hz	60 vs 120hz	60 vs 240hz	120 vs 240hz
			4 KM/H			
Quadril D	1,685 ± 0,453	1,388 ± 0,507	1,522 ± 0,424	1,365 ± 0,377	1,472 ± 0,357	0,771 ± 0,241
Quadril E	2,040 ± 0,464	1,959 ± 0,413	1,747 ± 0,194	0,820 ± 0,229	1,619 ± 0,389	1,321 ± 0,252
Joelho D	2,514 ± 0,517	1,512 ± 0,356	1,628 ± 0,578	1,730 ± 0,321	1,900 ± 0,436	0,888 ± 0,444
Joelho E	1,926 ± 0,523	0,969 ± 0,249	1,385 ± 0,412	1,890 ± 0,257	2,418 ± 0,704	1,096 ± 0,177
Tornozelo D	2,278 ± 0,688	1,390 ± 0,315	1,506 ± 0,296	1,276 ± 0,589	1,483 ± 0,832	0,777 ± 0,218
Tornozelo E	1,647 ± 0,350	1,264 ± 0,380	1,143 ± 0,356	1,051 ± 0,250	1,097 ± 0,362	0,799 ± 0,203
			8 km/h			
Quadril D	5,591 ± 0,571	4,142 ± 0,674	4,844 ± 0,473	2,008 ± 0,287	2,497 ± 0,506	1,728 ± 0,483
Quadril E	5,400 ± 0,429	3,533 ± 0,375	3,024 ± 0,348	2,474 ± 0,384	4,049 ± 0,443	1,778 ± 0,311
Joelho D	3,233 ± 0,262	3,080 ± 0,404	2,899 ± 0,860	0,813 ± 0,105	2,427 ± 0,197	2,575 ± 0,323
Joelho E	4,929 ± 0,715	4,721 ± 1,010	5,299 ± 2,196	0,965 ± 0,526	5,068 ± 0,719	4,473 ± 0,837
Tornozelo D	4,610 ± 0,352	3,935 ± 0,567	5,475 ± 0,554	1,747 ± 0,609	2,660 ± 0,277	3,620 ± 0,440
Tornozelo E	4,016 ± 0,797	3,590 ± 0,998	3,717 ± 1,170	1,017 ± 0,695	2,459 ± 0,325	2,061 ± 0,230
			14 km/h			
Quadril D	5,777 ± 0,532	3,177 ± 0,369	3,283 ± 0,233	3,271 ± 0,143	5,004 ± 0,132	2,035 ± 0,323
Quadril E	5,883 ± 0,544	4,077 ± 0,473	3,877 ± 0,328	3,148 ± 0,127	4,678 ± 0,249	1,835 ± 0,263
Joelho D	5,207 ± 0,282	2,866 ± 0,259	2,884 ± 0,567	2,952 ± 0,421	4,211 ± 0,462	1,570 ± 0,604
Joelho E	6,152 ± 0,533	4,038 ± 0,225	3,195 ± 0,271	3,364 ± 0,520	5,199 ± 0,375	2,161 ± 0,423
Tornozelo D	8,415 ± 0,432	5,822 ± 0,271	4,817 ± 0,274	3,329 ± 0,329	5,010 ± 0,501	2,003 ± 0,208
Tornozelo E	9,678 ± 0,409	6,822 ± 0,257	5,201 ± 0,297	3,503 ± 0,531	5,671 ± 0,678	2,336 ± 0,316

Nota: MB = marker-based (sistema com marcadores); D = direito; E = esquerdo; valores em graus (média ± DP). As frequências referem-se às taxas de amostragem do OpenCap.

Na velocidade de 4 km h^{-1} (Figura 2), o maior valor de RMSE foi de 2,514 ± 0,517 graus, observado no joelho direito na comparação entre o sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz, enquanto o menor valor foi de 0,771 ± 0,241 graus, observado no quadril direito na comparação entre o OpenCap a 120 Hz e o OpenCap a 240 Hz.

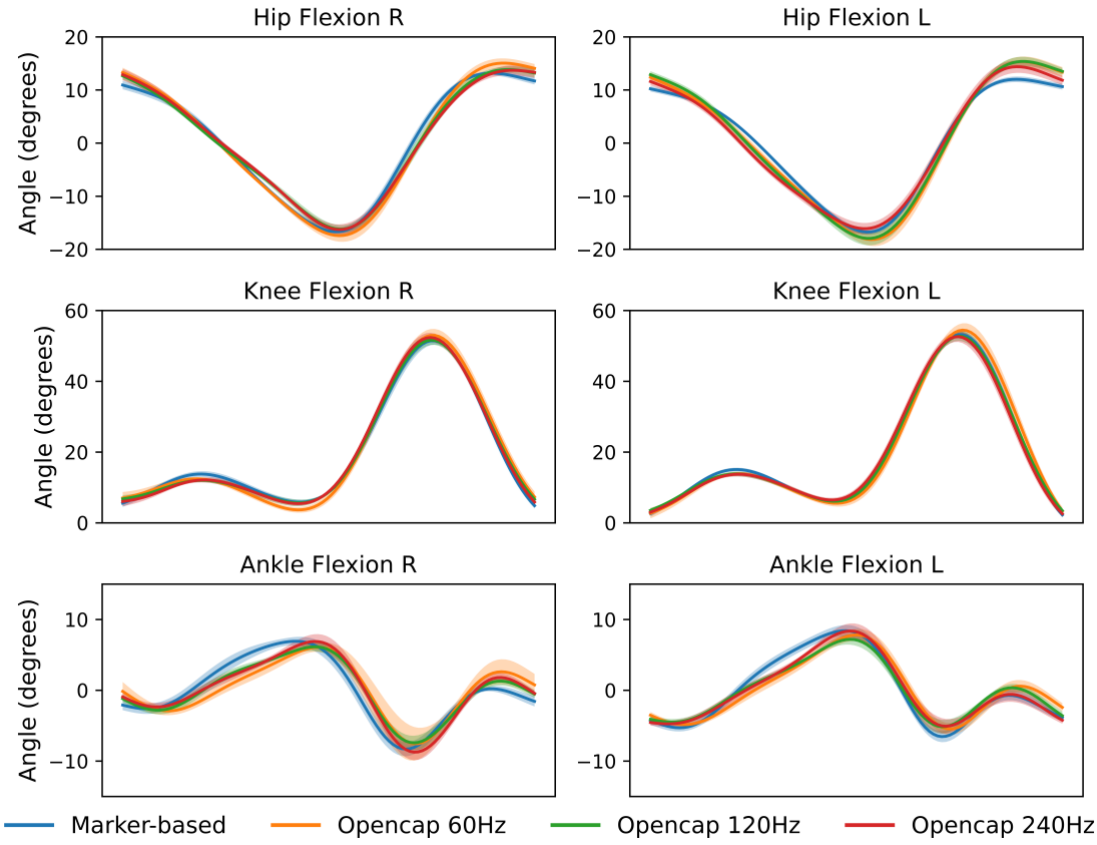


Figura 2 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 4 km h^{-1}.

Na velocidade de 8 km h^{-1} (Figura 3), o maior valor de RMSE foi de 5,591 ± 0,571 graus, observado no quadril direito na comparação entre o sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz. Por outro lado, o menor valor de RMSE foi de 0,813 ± 0,105 graus, observado no joelho direito na comparação entre o OpenCap a 60 Hz e o OpenCap a 120 Hz.

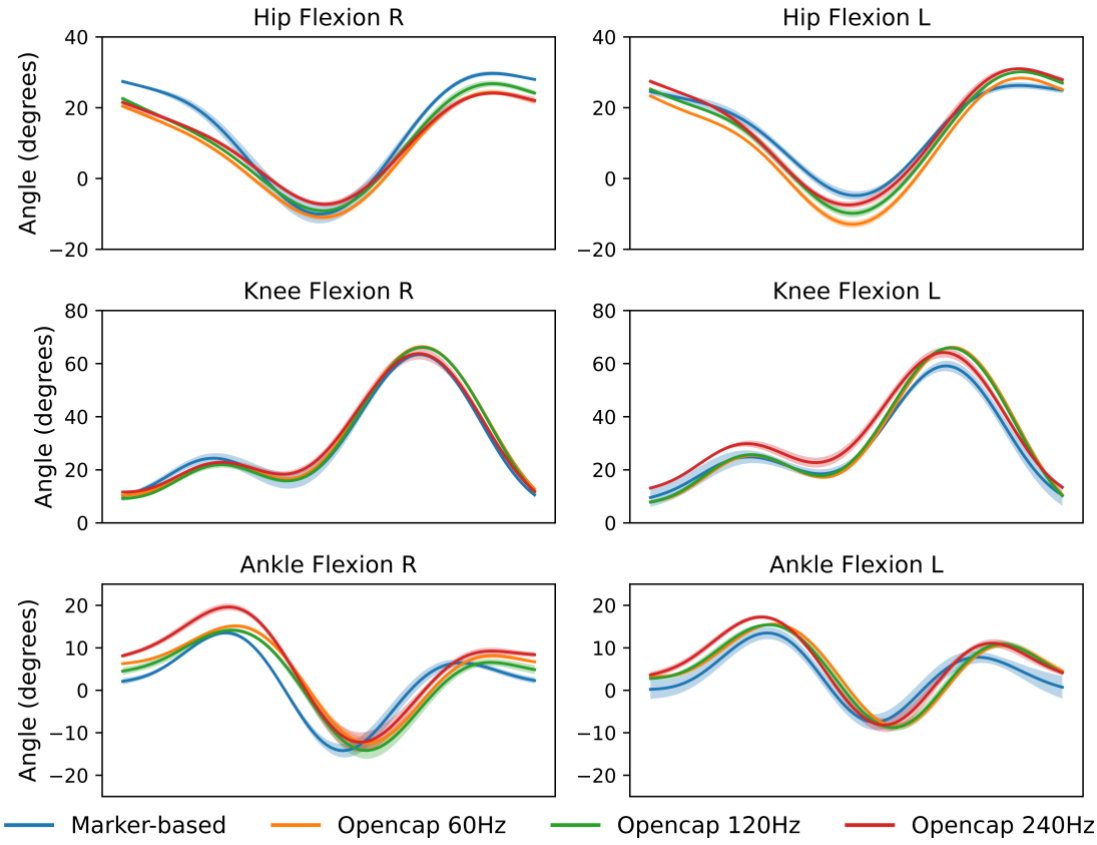


Figura 3 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 8 km h^{-1}.

Na velocidade de 14 km h^{-1} (Figura 4), o maior valor de RMSE foi de 9,678 ± 0,409 graus, observado no tornozelo esquerdo na comparação entre o sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz, enquanto o menor valor foi de 1,570 ± 0,604 graus no joelho direito, na comparação entre o OpenCap a 120 Hz e o OpenCap a 240 Hz.

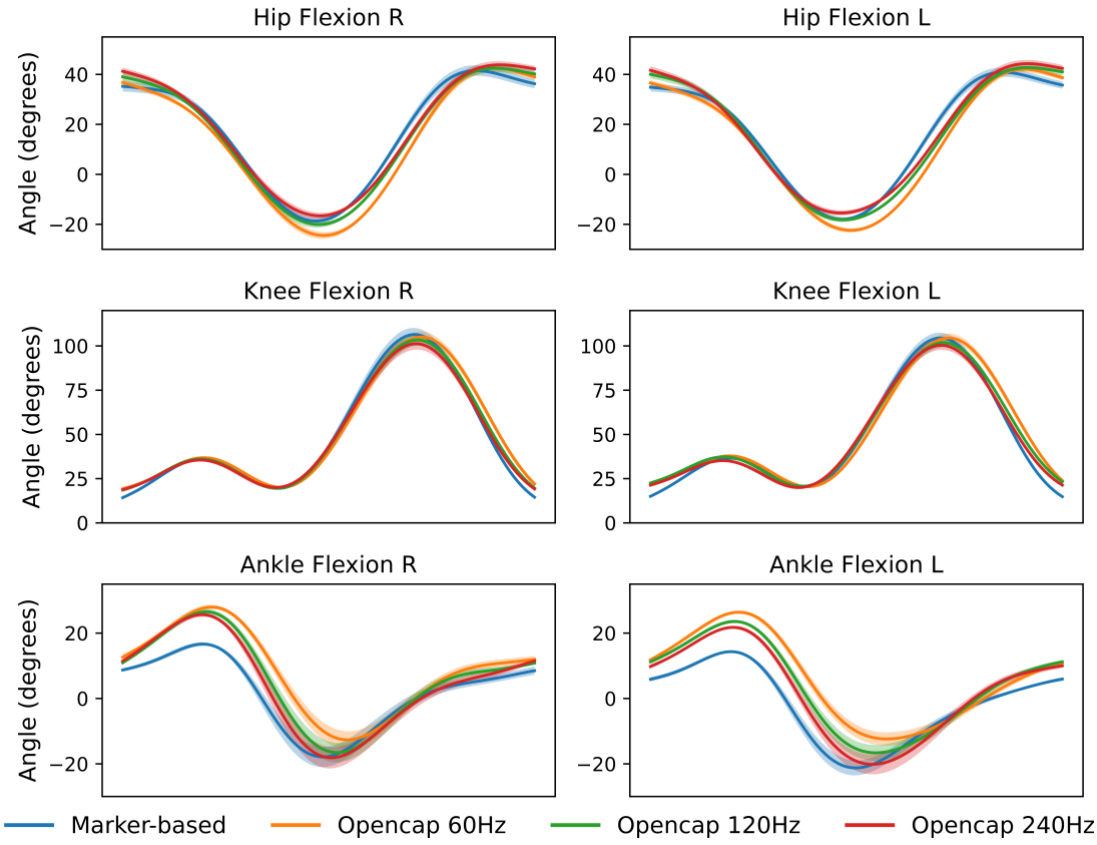


Figura 4 – Comparação dos métodos de captura de movimento ao longo da passada, em diferentes frequências de aquisição, na velocidade de 14 km h^{-1}.

Além disso, na velocidade de 4 km h^{-1}, o maior RMSE médio foi de 2,015 ± 0,338 graus, observado entre as medições do sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz. Entre as medições do próprio OpenCap, o maior erro foi de 1,665 ± 0,451 graus, na comparação entre OpenCap a 60 Hz e OpenCap a 240 Hz. Na velocidade de 8 km h^{-1}, o maior RMSE foi de 4,630 ± 0,887 graus, na comparação entre o sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz, enquanto, entre os sistemas OpenCap, o maior erro foi de 3,193 ± 1,108 graus entre OpenCap a 60 Hz e OpenCap a 240 Hz. Por fim, na velocidade de 14 km h^{-1}, o maior RMSE foi de 6,852 ± 1,773 graus, entre o sistema baseado em marcadores e o OpenCap a 60 Hz, com o maior erro entre os sistemas OpenCap sendo de 4,962 ± 0,491 graus entre OpenCap a 60 Hz e OpenCap a 240 Hz.

6 DISCUSSÃO

O principal objetivo deste estudo foi avaliar se o sistema OpenCap fornece precisão comparável em diferentes taxas de amostragem durante atividades de caminhada e corrida em esteira para dados angulares e espaciais dos membros inferiores. Além disso, comparamos os dados obtidos pelo OpenCap com aqueles provenientes de um sistema baseado em marcadores para identificar em quais frequências o sistema apresentaria comportamento semelhante.

A análise FFT das frequências dos sinais para todos os sistemas e velocidades revelou uma frequência máxima de 7 Hz. De acordo com o teorema de Nyquist, isso implica que frequências de aquisição superiores a 14 Hz seriam suficientes. No entanto, a literatura sobre dados biomecânicos sugere que a taxa de amostragem ideal deve ser de 5 a 10 vezes a frequência máxima do sinal (Hébert-Losier *et al.*, 2023), resultando em uma faixa mínima entre 35 Hz e 70 Hz. Portanto, as frequências de aquisição utilizadas tanto no sistema baseado em marcadores quanto no OpenCap parecem ser adequadas para essas análises.

Um dos achados mais promissores deste estudo foi a observação de que, em relação aos dados espaciais, os erros na identificação do comprimento da passada variaram entre 0,000 e 0,005 metros. Considerando que a coleta dos dados espaciais foi realizada por meio do rastreamento de marcadores específicos (TOE, HEE, RPSI e LPSI), acreditamos que quaisquer outras medidas derivadas dessa análise podem ser consideradas altamente precisas, apresentando ICCs superiores a 0,897 ± 0,089 [0,630–0,980], alcançando valores de até 0,999 ± 0,000 em alguns casos.

Resultados semelhantes foram relatados em estudos anteriores (Fallahtafti; Wurdeman; Yentes, 2021) que avaliaram o impacto da taxa de aquisição sobre dados espaciais, indicando que frequências entre 30 Hz e 480 Hz não afetaram o comprimento da passada. Outro estudo que utilizou frequências entre 60 Hz e 240 Hz durante a caminhada também não encontrou diferenças estatisticamente significativas entre as condições analisadas para nenhuma variável espaço-temporal ($p > 0,05$) (Marmelat; Duncan; Meltz, 2019). Os ICCs demonstraram confiabilidade boa a excelente para o comprimento médio da passada e a velocidade, além de confiabilidade excelente para todas as demais variáveis espaço-temporais, corroborando nossos achados.

Ao avaliarmos o comportamento dos dados angulares, o RMSE entre os sistemas e velocidades variou de 0,771 ± 0,241 a 9,678 ± 0,409 graus, sendo a maior diferença observada na

articulação do tornozelo. Esses resultados são consistentes com os encontrados em outras análises (≤ 11,3 graus) que avaliaram as diferenças entre sistemas baseados em marcadores e o OpenCap (Horsak *et al.*, 2023; Turner; Chaaban; Padua, 2024; Uhlrich *et al.*, 2023).

Entretanto, ao considerarmos apenas os dados do OpenCap, o maior valor de RMSE foi de 5,671 ± 0,678 graus (60 Hz versus 240 Hz), também observado na articulação do tornozelo. Estudos relatam que existe uma discrepância maior nos dados do tornozelo quando se utilizam estimativas baseadas em OpenPose (Van Hooren *et al.*, 2023) em comparação com sistemas baseados em marcadores. Alguns autores sugerem que isso pode ocorrer devido às dificuldades de rastreamento do centro articular do tornozelo em sistemas *markerless*, em função do tipo de calçado utilizado ou do contraste entre o segmento corporal e o ambiente (Eltoukhy *et al.*, 2017; Mentiplay *et al.*, 2015).

Uma revisão sistemática demonstrou que a validade e a precisão entre sistemas baseados em marcadores e sistemas *markerless* para a análise das articulações do quadril e do joelho apresentaram resultados bons a excelentes na maioria dos casos (Scataglini *et al.*, 2024), o que está de acordo com os resultados obtidos em nossa análise.

O erro médio entre o OpenCap e o sistema baseado em marcadores foi maior para o OpenCap a 60 Hz quando comparado às frequências de 120 Hz e 240 Hz. Entretanto, esse erro foi reduzido nos dados obtidos a 120 Hz e 240 Hz. Nas velocidades de 4 e 8 km h^{-1}, os valores médios de RMSE foram inferiores a 4,630 ± 0,887 graus para todas as frequências analisadas.

Esse achado é corroborado por uma análise realizada por (Van Hooren *et al.*, 2023), que comparou a utilização do OpenPose com um sistema baseado em marcadores, encontrando valores de RMSE de 4,95, 7,45 e 5,76 graus para quadril, joelho e tornozelo, respectivamente, durante corrida em esteira a 12 km h^{-1}.

Uma diferença metodológica relevante entre o presente estudo e os trabalhos anteriormente citados (Fallahtafti; Wurdeman; Yentes, 2021; Marmelat; Duncan; Meltz, 2019) refere-se à abordagem utilizada para a coleta de dados em diferentes frequências. Enquanto os estudos anteriores empregaram técnicas de redução de frequência (*downsampling*), ou seja, adquiriram os dados em uma frequência mais elevada e posteriormente reduziram a taxa de amostragem, o presente estudo utilizou frequências de aquisição ajustadas diretamente, com os equipamentos

devidamente sincronizados para registrar os dados em diferentes taxas de amostragem. Esse método pode ter contribuído para a robustez dos resultados obtidos.

A análise dos resultados revela informações importantes sobre a precisão dos sistemas de captura de movimento em diferentes taxas de aquisição. O OpenCap destaca-se como uma ferramenta promissora para análises biomecânicas da caminhada e da corrida em esteira, devido à sua praticidade e acessibilidade. Mesmo operando a 60 Hz, o OpenCap produz dados confiáveis tanto para variáveis espaciais quanto para análises angulares. Frequências mais elevadas, como 120 Hz e 240 Hz, proporcionam maior precisão em velocidades mais altas, especialmente em análises que demandam maior nível de detalhamento.

A escolha da taxa de amostragem ideal deve equilibrar a necessidade de precisão com fatores como tempo de coleta, processamento e armazenamento dos dados. Dessa forma, o OpenCap a 60 Hz demonstra ser uma alternativa robusta e viável em diversos contextos de pesquisa, atendendo simultaneamente às necessidades de acessibilidade e confiabilidade.

7 LIMITAÇÕES

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas. Primeiramente, a pesquisa foi conduzida com apenas um participante e em velocidades específicas de caminhada e corrida em esteira (4, 8 e 14 km h^{-1}), o que limita a generalização dos resultados para outras populações e diferentes condições de movimento. Além disso, as análises concentraram-se nos dados angulares dos membros inferiores no plano sagital, restringindo a extrapolação dos resultados para outros planos de movimento ou para articulações com graus de liberdade adicionais. Em relação aos dados espaciais, a análise foi limitada aos marcadores do calcâneo, do hálux e da pelve. Para uma compreensão mais abrangente das trajetórias nessas condições, seriam necessárias análises adicionais.

8 CONCLUSÃO

Este estudo demonstrou que o sistema OpenCap, mesmo operando com uma taxa de amostragem de 60 Hz, é capaz de fornecer dados confiáveis para análises espaciais e angulares durante a caminhada e a corrida em esteira. Os resultados indicam que, embora taxas de amostragem mais elevadas, como 120 Hz e 240 Hz, possam oferecer maior precisão em velocidades mais altas, o OpenCap a 60 Hz mostrou-se uma alternativa viável, conciliando acessibilidade e confiabilidade. Apesar das limitações relacionadas ao número de participantes e às condições específicas de teste, os achados sugerem que o OpenCap é uma ferramenta promissora para análises biomecânicas, especialmente em contextos que demandam soluções práticas e eficientes.

REFERÊNCIAS

ALLSEITS, Eric K. *et al.* Characterizing the Impact of Sampling Rate and Filter Design on the Morphology of Lower Limb Angular Velocities. **IEEE Sensors Journal**, [*s. l.*], vol. 19, nº 11, p. 4115–4122, 2019.

BAE, Kyungun *et al.* **Can a Deep-Learning Markerless Motion-Capture System Outperform the Gold Standard Marker-Based System? Concurrent Validity, Test-Reliability, and Usability**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 2024. Disponível em: https://www.researchsquare.com/article/rs-4097978/v1.

BAGHERI, Soroush; LINKEDIN, •. **Processing, Converting, and Visualizing C3D File: A Free Web-based services**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 2024. Disponível em: www.BSNlab.com. .

BLICKHAN, R. **THE SPRING-MASS MODEL FOR RUNNING AND HOPPING**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 1989.

BORBA, Edilson Fernando de *et al.* Agreement and Repeatability of a Smartphone-Based Markerless System (OpenCap) Versus Marker-Based Motion Capture During Treadmill Walking and Running. **Journal of Applied Biomechanics**, [*s. l.*], p. 1–10, 2026. Disponível em: https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/aop/article-10.1123-jab.2026-0021/article-10.1123-jab.2026-0021.xml.

BRAMBLE, Dennis M; LIEBERMAN, Daniel E. **Endurance running and the evolution of Homo**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 2004. Disponível em: www.nature.com/nature. .

CAVAGNA, G A *et al.* **THE SOURCES OF EXTERNAL WORK IN LEVEL WALKING AND RUNNINGJ. Physiol**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 1976.

CAVAGNA, G A; SAIBENE, F P; MARGARIA, R. **External work in walking'**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 1963.

DAS, Kishor; DE PAULA OLIVEIRA, Thiago; NEWELL, John. Comparison of markerless and marker-based motion capture systems using 95% functional limits of agreement in a linear mixed-effects modelling framework. **Scientific Reports**, [*s. l.*], vol. 13, nº 1, 2023.

BORBA, Edilson Fernando de *et al.* Fatigue-Related Changes in Running Technique and Mechanical Variables After a Maximal Incremental Test in Recreational Runners. **Journal of Applied Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 40, nº 5, p. 424–431, 2024.

DELP, Scott L. *et al.* OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [*s. l.*], vol. 54, nº 11, p. 1940–1950, 2007.

ELTOUKHY, Moataz *et al.* Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment. **Gait and Posture**, [*s. l.*], vol. 51, p. 77–83, 2017.

FALISSE, Antoine *et al.* **Marker Data Enhancement For Markerless Motion Capture**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 2024. Disponível em: http://biorxiv.org/lookup/doi/10.1101/2024.07.13.603382.

FALLAHTAFTI, Farahnaz; WURDEMAN, Shane R.; YENTES, Jennifer M. Sampling rate influences the regularity analysis of temporal domain measures of walking more than spatial domain measures. **Gait and Posture**, [*s. l.*], vol. 88, p. 216–220, 2021.

GOLDFARB, Nathaniel *et al.* Open source Vicon Toolkit for motion capture and Gait Analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, [*s. l.*], vol. 212, 2021.

GORTON, George E.; HEBERT, David A.; GANNOTTI, Mary E. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. **Gait and Posture**, [*s. l.*], vol. 29, nº 3, p. 398–402, 2009.

HÉBERT-LOSIER, Kim *et al.* Kinematics of recreational male runners in "super", minimalist and habitual shoes. **Journal of Sports Sciences**, [*s. l.*], vol. 40, nº 13, p. 1426–1435, 2022.

HÉBERT-LOSIER, Kim *et al.* **Reporting guidelines for running biomechanics and footwear studies using three-dimensional motion capture**. [*S. l.*]: Routledge, 2023.

HORSAK, Brian *et al.* Concurrent validity of smartphone-based markerless motion capturing to quantify lower-limb joint kinematics in healthy and pathological gait. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 159, 2023.

HORSAK, Brian; KAINZ, Hans; DUMPHART, Bernhard. Repeatability and minimal detectable change including clothing effects for smartphone-based 3D markerless motion capture. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 175, 2024.

KOO, Terry K.; LI, Mae Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, [*s. l.*], vol. 15, nº 2, p. 155–163, 2016.

MARMELAT, Vivien; DUNCAN, Austin; MELTZ, Shane. Effect of sampling frequency on fractal fluctuations during treadmill walking. **PLoS ONE**, [*s. l.*], vol. 14, nº 11, 2019.

MARTÍNEZ-SOLÍS, Fermín *et al.* A portable system with sample rate of 250 Hz for characterization of knee and hip angles in the sagittal plane during gait. **BioMedical Engineering Online**, [*s. l.*], vol. 13, nº 1, 2014.

MARTIŠ, Pavol; KOŠUTZKÁ, Zuzana; KRANZL, Andreas. A Step Forward Understanding Directional Limitations in Markerless Smartphone-Based Gait Analysis: A Pilot Study. **Sensors**, [*s. l.*], vol. 24, nº 10, 2024.

MENTIPLAY, Benjamin F. *et al.* Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 48, nº 10, p. 2166–2170, 2015.

METZLER, Verena; ARAMPATZIS, Adamantios; BRÜGGEMANN, Gert Peter. Influence of 2D and 3D body segment models on energy calculations during kinematic analysis of running. **European Journal of Applied Physiology**, [*s. l.*], vol. 86, nº 4, p. 337–341, 2002.

NOVACHECK, Tom F. **The biomechanics of runningGait and Posture**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 1998.

PEYRÉ-TARTARUGA, Leonardo Alexandre; COERTJENS, Marcelo. Locomotion as a powerful model to study integrative physiology: Efficiency, economy, and power relationship. **Frontiers in Physiology**, [*s. l.*], vol. 9, 2018.

RAJAGOPAL, Apoorva *et al.* Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [*s. l.*], vol. 63, nº 10, p. 2068–2079, 2016.

ROBERTSON, D. Gordon E.. *et al.* **Research methods in biomechanics**. [*S. l.*]: Human Kinetics, 2014.

RODACKI, André Luiz Felix *et al.* An Experimental Approach to Induce Trips in Lower-Limb Amputees. **Journal of Visualized Experiments**, [*s. l.*], vol. 2023, nº 199, 2023.

SCATAGLINI, Sofia *et al.* **Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Camera-Based 3D Motion Capture Systems versus Marker-Based 3D Motion Capture Systems in Gait Analysis: A Systematic Review and Meta-Analysis**. [*S. l.*]: Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI), 2024.

SONG, Ke *et al.* **Markerless motion capture estimates of lower extremity kinematics and kinetics are comparable to marker-based across 8 movements**. [*S. l.*]: [*s. d.*], 2023. Disponível em: http://biorxiv.org/lookup/doi/10.1101/2023.02.21.526496.

SVETEK, Ainsley *et al.* Validation of OpenCap on lower extremity kinematics during functional tasks. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 183, 2025.

TURNER, Jeffrey A.; CHAABAN, Courtney R.; PADUA, Darin A. Validation of OpenCap: A low-cost markerless motion capture system for lower-extremity kinematics during return-to-sport tasks. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 171, 2024.

UHLRICH, Scott D. *et al.* Muscle coordination retraining inspired by musculoskeletal simulations reduces knee contact force. **Scientific Reports**, [*s. l.*], vol. 12, nº 1, 2022.

UHLRICH, Scott D. *et al.* OpenCap: Human movement dynamics from smartphone videos. **PLoS Computational Biology**, [*s. l.*], vol. 19, nº 10 October, 2023.

VAN HOOREN, Bas *et al.* The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [*s. l.*], vol. 33, nº 6, p. 966–978, 2023.

VERHEUL, Jasper; ROBINSON, Mark A.; BURTON, Sophie. Jumping towards field-based ground reaction force estimation and assessment with OpenCap. **Journal of Biomechanics**, [*s. l.*], vol. 166, 2024.

WINTER, David A.. **Biomechanics and motor control of human movement**. [*S. l.*]: Wiley, 2009.