Journal of Health Informatics

J Health Inform. 2026;18:e1819
DOI: https://doi.org/10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1819

ARTIGO COMPLETO
CBIS 2026

Integração de sensores inerciais ao software OpenSim para avaliação do movimento humano

Integration of inertial sensors into the OpenSim software for human movement assessment

Davi Ismael Costa Damacena[1], Claudia Patricia Ochoa-Diaz[2], Jorge Andrés Cormane Angarita[1]

ORCID: 0009-0007-5181-2585 · 0000-0002-4071-6244 · 0000-0001-5263-0985

[1] PPGEB-UnB, Brasília (DF), Brasil.

[2] FCTE-UnB, Brasília (DF), Brasil.

FICHA DO ARTIGO

TIPO
Artigo completo · CBIS 2026

IDENTIFICADOR
e1819

DOI
10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1819

RECEBIDO
17/05/2026

APROVADO
20/07/2026

PROCESSO DE AVALIAÇÃO
Double Blind Review

EDITOR RESPONSÁVEL
Juliano de Souza Gaspar

ACESSO
Aberto, CC BY 4.0

AUTOR CORRESPONDENTE
Davi Ismael Costa Damacena
davi.ismael.406@gmail.com

LICENÇA

Este é um artigo publicado em acesso aberto sob a licença Creative Commons CC BY 4.0, que permite uso, distribuição e reprodução em qualquer meio, desde que o trabalho original seja corretamente citado.

CC BY 4.0

RESUMO

Objetivo: Apresentar uma proposta metodológica para integração de dados de sensores inerciais ao software OpenSim, com ênfase na calibração, coleta, processamento e representação cinemática do movimento. **Método:** O fluxo contemplou calibração do acelerômetro, aquisição de dados, filtragem dos sinais, estimação do ângulo de flexão/extensão do joelho e estruturação dos dados em formato compatível com o software OpenSim. **Resultados:** A calibração reduziu o erro quadrático médio das medições, indicando melhora na consistência dos sinais. Os dados experimentais foram convertidos e integrados a um modelo musculoesquelético, permitindo a visualização do movimento analisado. **Conclusão:** A metodologia proposta mostrou-se aplicável à integração preliminar de IMUs com o software OpenSim. Embora restrita ao joelho, apresenta potencial de ampliação para múltiplos segmentos corporais após validação completa do sistema.

Descritores: Saúde Digital; IMU; Captura de movimento.

ABSTRACT

Objective: To present a methodological proposal for integrating inertial sensor data into OpenSim, emphasizing calibration, data collection, processing, and kinematic motion representation. **Method:** The workflow included accelerometer calibration, data acquisition, signal filtering, estimation of knee flexion/extension angle, and data structuring in a format compatible with OpenSim. **Results:** Calibration reduced the root mean square error of the measurements, indicating improved signal consistency. The experimental data were converted and integrated into a musculoskeletal model, enabling visualization of the analyzed movement. **Conclusion:** The proposed methodology proved applicable to the preliminary integration of IMUs with OpenSim. Although restricted to knee movement, it has potential for expansion to multiple body segments after complete system validation.

Keywords: Digital Health; IMU; Motion Capture.

CBIS 2026 XXI CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE

Artigo apresentado no XXI Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (CBIS 2026), realizado de 23 a 25 de setembro de 2026, em Brasília (DF), e publicado na seção CBIS 2026 do Journal of Health Informatics.

COMO CITAR ESTE ARTIGO: Damacena DIC, Ochoa-Diaz CP, Cormane Angarita JA. Integração de sensores inerciais ao software OpenSim para avaliação do movimento humano. J Health Inform 2026;18:e1819. doi: https://doi.org/10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1819

1 INTRODUÇÃO

A análise do movimento humano ocupa papel central na biomecânica, na reabilitação, na ergonomia e nas ciências do esporte, pois permite descrever padrões de movimento, identificar alterações funcionais e acompanhar respostas a intervenções terapêuticas. Por outro lado, os avanços tecnológicos na Internet das Coisas (IoT) aplicados à saúde viabilizam, atualmente, o monitoramento remoto e a coleta contínua de dados dos pacientes durante a execução de atividades cotidianas, gerando informações abrangentes sobre o seu estado de saúde [1,2]. Nesse contexto, a análise do movimento adquire uma nova dimensão ao se configurar como ferramenta de apoio à decisão diagnóstica e terapêutica.

Historicamente, os sistemas ópticos de captura de movimento consolidaram-se como referência para avaliação biomecânica em ambientes controlados, devido à sua elevada acurácia e à riqueza de informações cinemáticas que fornecem. Entretanto, esses sistemas demandam infraestrutura especializada, alto custo de aquisição e operação, além de restringirem a coleta a ambientes laboratoriais, o que limita sua escalabilidade e aplicabilidade em contextos cotidianos, clínicos e domiciliares [3,4].

Dado o cenário descrito acima, as unidades de medição inercial (IMU, do inglês *Inertial Measurement Units*) surgem como alternativa promissora para o desenvolvimento de soluções vestíveis para captura de movimento que possam se equiparar, em termos de acurácia, aos métodos convencionais, apresentando ainda as vantagens de portabilidade e maior acessibilidade econômica. Em geral, esses dispositivos integram acelerômetros, giroscópios e, em muitos casos, magnetômetros, permitindo estimar cinemática do movimento de juntas articuladas e segmentos corporais com maior portabilidade, menor custo relativo e possibilidade de uso fora do laboratório. Por essas características, sensores inerciais vêm sendo cada vez mais explorados em aplicações de monitoramento funcional, telerreabilitação, avaliação clínica e pesquisa aplicada [2,4,5].

Entretanto, a simples aquisição dos sinais inerciais não é suficiente para uma análise biomecânica aprofundada. É necessária, portanto, a integração das medidas transformadas junto a um modelo musculoesquelético completo de forma a entender fenômenos específicos da dinâmica do movimento que está sendo estudado. No caso dos sensores inerciais, as medidas transformadas podem corresponder a ângulos articulares dos segmentos monitorados. O software de código aberto OpenSim destaca-se nesse contexto por ser uma plataforma amplamente utilizada para modelagem e simulação musculoesquelética, permitindo estimar cinemática articular e representar o comportamento do corpo humano a partir de dados experimentais [6].

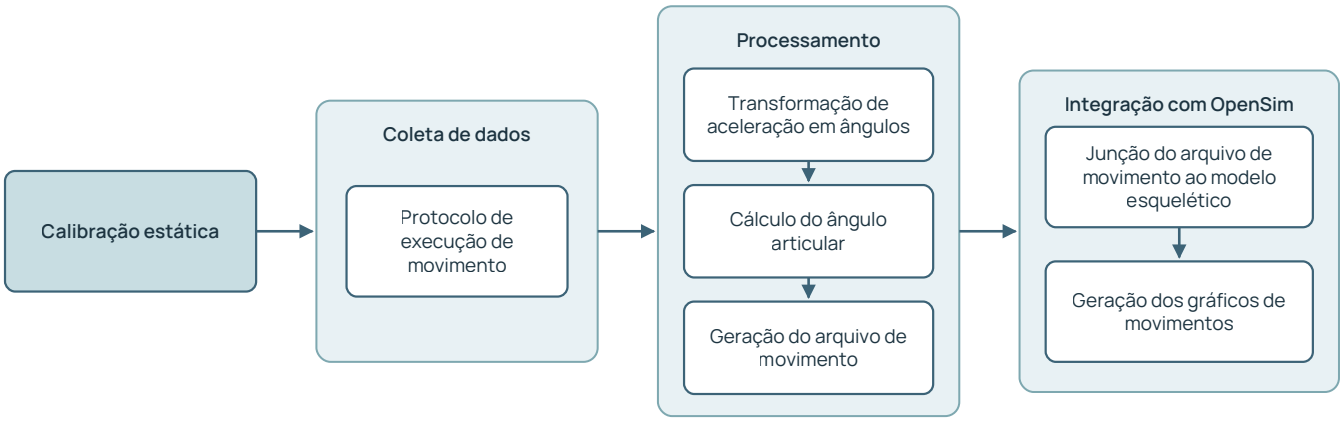
Assim, a integração dos dados coletados pelos sensores inerciais a um modelo musculoesquelético previamente criado no OpenSim permite reproduzir os movimentos registrados experimentalmente e analisar momentos específicos da dinâmica do fenômeno, com o intuito de detectar comportamentos e executar análises mais aprofundadas do ponto de vista biomecânico. Por outro lado, a convergência de ferramentas de análise biomecânica de código aberto junto a soluções de medição mais acessíveis e portáteis representa uma oportunidade para integração de tais tecnologias a contextos de avaliação clínica no Sistema Único de Saúde (SUS), substituindo procedimentos baseados em avaliação subjetiva por análise objetiva e quantitativa, permitindo monitoramento em contextos reais e não apenas em laboratório.

Sendo assim, o presente artigo tem como objetivo apresentar os resultados preliminares de um fluxo voltado à integração, ao software OpenSim, de dados provenientes de sensores inerciais próprios, desenvolvidos pelos autores e já descritos em publicação anterior [7]. O fluxo proposto contempla calibração, coleta de dados experimentais, processamento e visualização dos dados em um modelo musculoesquelético já disponibilizado pelo software. Nesta etapa inicial, os resultados foram obtidos a partir de medições realizadas no membro inferior direito, durante o movimento de flexão e extensão do joelho. Ressalta-se, entretanto, que esta aplicação representa uma etapa preliminar de validação funcional do fluxo proposto, com potencial de ampliação futura para a análise cinemática de múltiplos segmentos e, posteriormente, do corpo inteiro, mediante a validação completa do sistema.

2 MÉTODOS

A Figura 1 apresenta o fluxograma do processo metodológico adotado neste trabalho. Inicialmente, realiza-se a calibração da IMU, com o objetivo de reduzir erros sistemáticos associados às medições dos sensores inerciais. Então realiza-se a coleta experimental do movimento. Na sequência, os dados de aceleração de cada IMU são processados para a obtenção de valores angulares. Em seguida, os dados angulares passam por uma etapa de filtragem baseada em média móvel a fim de suavizar variações abruptas e tornar o sinal mais estável. Posteriormente, esses dados são processados novamente para estimar o ângulo articular de interesse que é composto pelas medições individuais de cada módulo. Por fim, o movimento é analisado no software OpenSim, por meio da integração da estimativa de ângulo a um modelo musculoesquelético. Nas próximas seções, cada etapa do fluxo será detalhada.

Figura 1. Etapas para calibração, aquisição, processamento e integração dos dados inerciais ao OpenSim.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

2.1 Procedimento de calibração

Para o início do fluxo de trabalho, os sensores foram configurados para aquisição de aceleração nos três eixos (x, y, z) com fundo de escala ajustado em ± 2 g e resolução de 16 bits. A taxa de amostragem configurada foi de 100 Hz, valor considerado suficiente para captura de movimentos funcionais de baixa e moderada velocidade, respeitando o critério de Nyquist para uma correta amostragem do sinal sem perda de informação.

Neste trabalho experimental, somente os dados de aceleração estática foram utilizados para estimação de ângulos, embora as IMUs também sejam capazes de coletar dados de velocidade angular e campo magnético, que serão mais bem explorados em etapas futuras do trabalho.

Adotou-se então um procedimento de calibração estática multiposição do acelerômetro baseada em ajuste por mínimos quadrados [7], no qual o sensor foi posicionado em seis orientações específicas (±X, ±Y, ±Z). Para cada orientação, um único eixo ficou alinhado ao vetor de aceleração devido à gravidade (± 1 g). A modelagem adotada para o acelerômetro considerou, para cada eixo, a presença de fatores de escala "S", termos de desalinhamento entre eixos "d" e *bias* "b", resultando nas equações (a), (b) e (c). A estimação desses coeficientes foi realizada via método dos mínimos quadrados utilizando um *script* desenvolvido em MATLAB, versão R2026a, com licença de avaliação gratuita.

$$Acc_x = S_x a_x + d_{xy} a_y + d_{xz} a_z + b_x \quad \text{(a)}$$

$$Acc_y = S_y a_y + d_{yx} a_x + d_{yz} a_z + b_y \quad \text{(b)}$$

$$Acc_z = S_z a_z + d_{zy} a_y + d_{zx} a_x + b_z \quad \text{(c)}$$

Em cada uma das poses, foram coletadas 1.000 amostras em cada eixo do vetor de aceleração (a_x, a_y, a_z), formando o conjunto de dados utilizado para a estimação dos parâmetros. As aquisições foram realizadas com o auxílio de uma plataforma de calibração proprietária projetada no software Fusion360 e impressa em 3D com filamento de ácido polilático (PLA). A plataforma é dotada de níveis de bolha, com a finalidade de garantir o melhor nivelamento possível do sensor durante os ensaios, conforme apresentado na Figura 2.

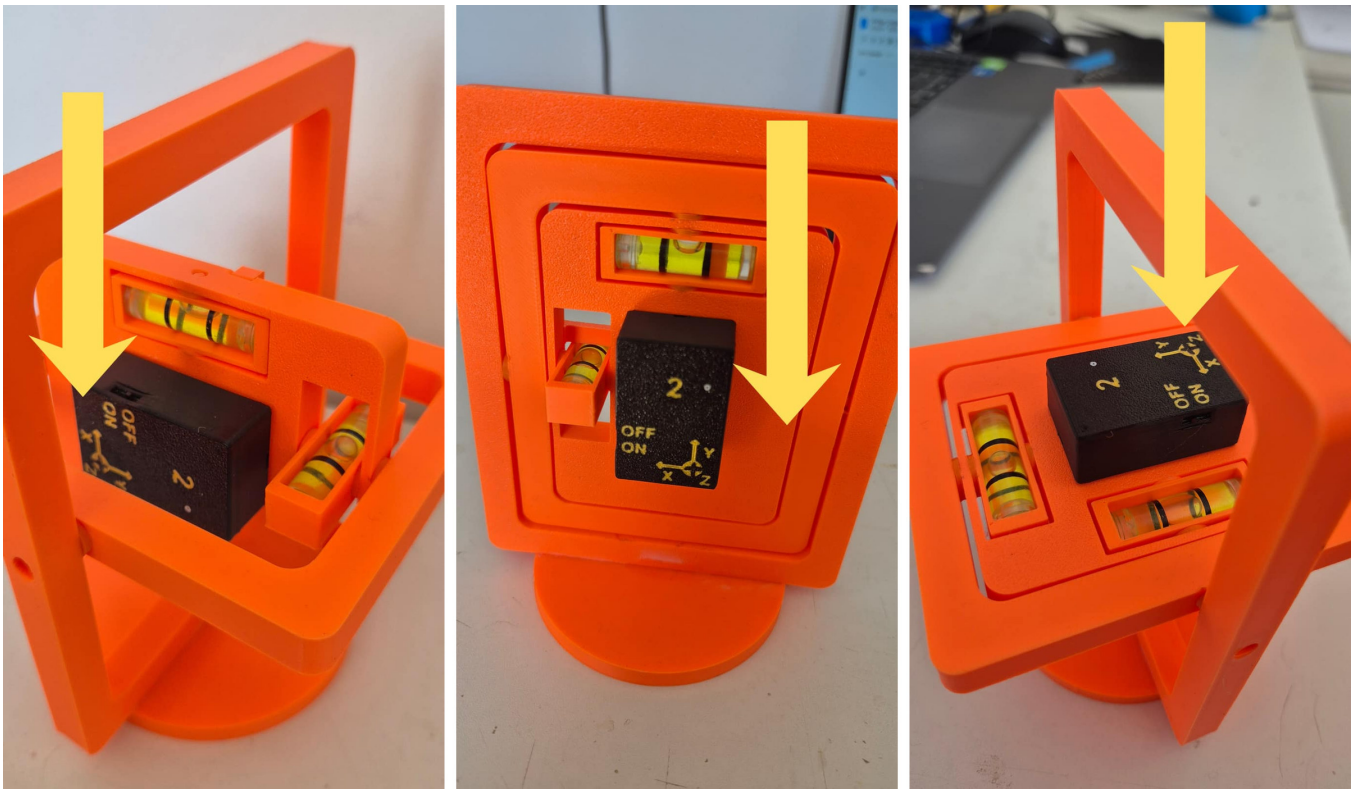
Nesta etapa foi assumido que em cada pose de calibração o eixo alinhado com o vetor de gravidade concentrava a componente dominante da aceleração, enquanto os demais eixos apresentavam, idealmente, valores muito próximos de zero.

2.2 Coleta de dados

Por se tratar de um estudo preliminar de desenvolvimento tecnológico e verificação funcional do fluxo metodológico, sem avaliação clínica, intervenção terapêutica, identificação do participante ou coleta de dados clínicos sensíveis, não houve submissão ao Comitê de Ética em Pesquisa. A coleta foi realizada em caráter demonstrativo, com voluntário vinculado à equipe, mediante ciência dos procedimentos, e os dados foram utilizados exclusivamente para verificação técnica do sistema. Foram adotados cuidados para preservar a privacidade do participante e evitar sua identificação nas imagens e nos registros apresentados.

A Figura 3 apresenta a configuração experimental utilizada, na qual dois sensores inerciais (IMUs) foram instalados na coxa e na perna do membro inferior direito do voluntário e estabeleceram comunicação com um receptor central por meio de comunicação Wi-Fi, ao passo que a unidade de recepção recebe os dados das duas IMUs e transmite em tempo real os dados coletados para o computador via comunicação serial. Os sensores utilizados foram desenvolvidos pela equipe responsável pelo estudo e seu projeto pode ser

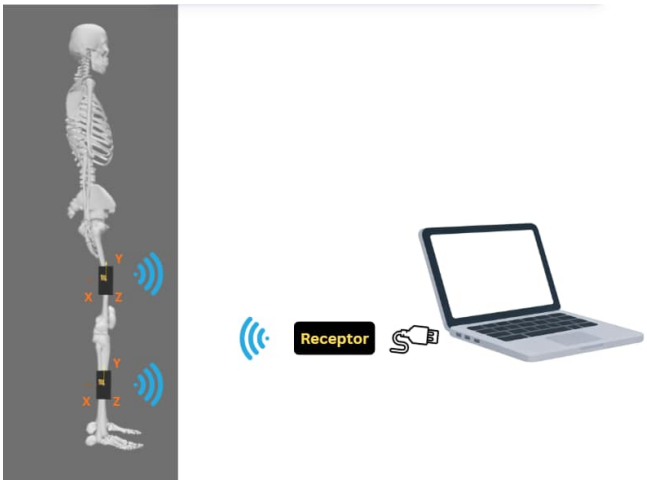
Figura 2. Calibração estática multiposição do acelerômetro.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

consultado em [7].

Figura 3. Configuração experimental dos sensores inerciais acoplados ao membro inferior, em vista do plano sagital, evidenciando o posicionamento adotado para aquisição dos sinais durante o movimento e comunicação com o computador.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

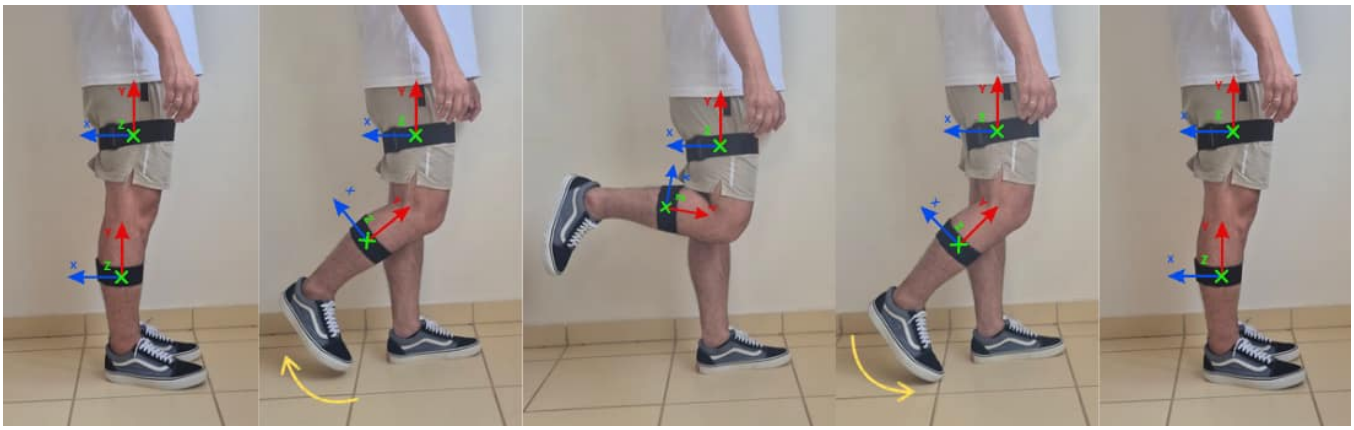
A coleta de dados foi realizada com os sensores inerciais fixados aos segmentos da coxa e da perna do membro inferior direito, conforme a Figura 4, permanecendo acoplados durante todo o ensaio. Para garantir uma referência inicial comum entre os módulos, foi implementada uma rotina de inicialização em cada módulo que ajusta o ângulo em zero graus no início da aquisição, enquanto o voluntário se encontra em posição ortostática e imóvel. Essa etapa foi adotada para definir a postura inicial como condição de referência angular do sistema antes da execução do movimento.

Em seguida, o voluntário iniciou o ensaio permanecendo em pé e imóvel por 5 segundos, a fim de registrar uma condição inicial estável. Na sequência, o voluntário realizou o movimento de flexão e extensão do joelho direito em uma velocidade natural. Após a conclusão do movimento, o voluntário permaneceu novamente em posição ortostática por mais 5 segundos, encerrando-se então a coleta do ciclo. Esse procedimento foi repetido por cinco vezes.

2.3 Estimação de ângulos em cada segmento individual

Após a calibração do acelerômetro de cada sensor, foi implementado um *script* em MATLAB para o cálculo dos ângulos temporais de cada segmento individual a partir das componentes de aceleração; para isso, foi utilizada a relação trigonométrica apresentada na equação (d).

Figura 4. Execução do movimento durante a coleta de dados.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

$$\theta(t) = atan2(a_x, a_y) \quad \text{(d)}$$

As componentes $a_x(t)$ e $a_y(t)$ foram consideradas devido ao posicionamento do sensor no segmento corporal, no qual esses eixos foram orientados de forma a representar o plano principal do movimento analisado.

2.4 Processo de filtragem

Para suavização dos dados angulares obtidos de cada segmento individual, foi implementado em *firmware* um filtro de média móvel com janela de 20 amostras, conforme equação (e). O tamanho da janela foi definido empiricamente, considerando o compromisso entre a redução de oscilações no sinal e a preservação de suas características, tornando-os mais estáveis durante a coleta e antes do cálculo do ângulo articular.

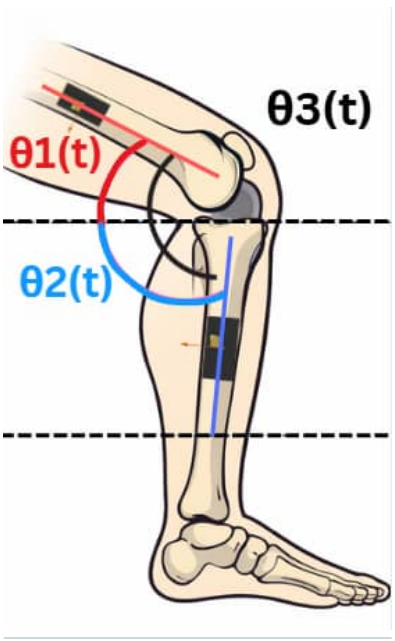
$$\theta(n) = \frac{1}{20} \sum_{k=0}^{19} \theta[n-k] \quad \text{(e)}$$

em que $\theta(n)$ representa a amostra atual e $\theta[n-k]$ corresponde às amostras anteriores contidas na janela de filtragem.

2.5 Estimação do ângulo da articulação do joelho

Com base nos ângulos relativos calculados para cada sensor, foi possível determinar o ângulo de flexão/extensão da articulação do joelho. Para isso, consideraram-se os ângulos instantâneos medidos pelas IMUs posicionadas em cada segmento, sendo $\theta_1(t)$ o ângulo formado entre a coxa e a linha horizontal de referência, e $\theta_2(t)$ o ângulo formado entre a perna e essa mesma referência. Assim, o ângulo articular instantâneo do joelho, representado por $\theta_3(t)$, foi obtido a partir da composição angular de cada segmento no plano sagital, conforme ilustrado na Figura 5 e descrito pela equação (f).

Figura 5. Ângulo da articulação do joelho no plano sagital

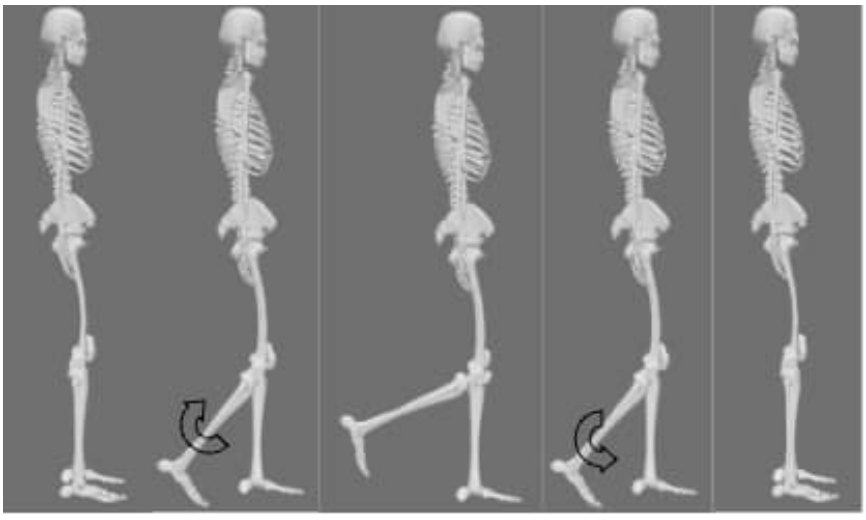


Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

$$\theta_3(t) = \theta_1(t) + \theta_2(t) \quad \text{(f)}$$

A informação angular calculada em cada módulo IMU foi enviada ao receptor por meio de uma comunicação Wi-Fi e, em seguida, transmitida para o computador por meio de comunicação serial, sendo salva em um arquivo CSV. Em seguida, foi utilizado um *script* desenvolvido em MATLAB, versão R2026a, para calcular os ângulos instantâneos de flexão e extensão da articulação do joelho, conforme descrito na seção 2.5 e, em seguida, foi gerado um arquivo com extensão .mot, que é um formato reconhecido pelo OpenSim. Como saída desse processamento, foi gerado um arquivo contendo um cabeçalho e duas colunas de dados, sendo a primeira referente ao tempo em segundos, e a segunda correspondente ao ângulo articular instantâneo ao longo do movimento.

Figura 6. Movimento do modelo no ambiente computacional



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

2.6 Fluxo de integração dos dados com o OpenSim

Na etapa final do fluxo, os ângulos da articulação do joelho calculados a partir dos dados das IMUs foram incorporados ao fluxo de análise no OpenSim para visualização da cinemática do movimento coletado experimentalmente, conforme Figura 6, servindo como etapa de verificação qualitativa da coerência dos dados processados e da representação do movimento no ambiente computacional. Para isso, foi utilizado o modelo musculoesquelético Rajagopal2015_opensense.osim, disponibilizado na biblioteca de modelos do software OpenSim [8]. Como mencionado anteriormente, após o pós-processamento dos dados inerciais, foi gerado um arquivo de movimento contendo a série temporal do ângulo articular do joelho, estruturado em formato compatível com o OpenSim. Esse arquivo foi então importado no ambiente do software, permitindo que a variação angular medida fosse reproduzida como movimento no modelo musculoesquelético.

3 RESULTADOS

Os resultados obtidos demonstraram a viabilidade do fluxo proposto para aquisição, processamento e integração de dados inerciais com o OpenSim. A calibração do acelerômetro permitiu estimar os parâmetros de correção dos dois módulos utilizados para este trabalho, incluindo fatores de escala, termos de *bias* e coeficientes de desalinhamento entre eixos, conforme apresentado na Tabela 1. De modo geral, os coeficientes estimados indicaram a presença de pequenos desvios característicos de sistemas microeletromecânicos (MEMS), como erros de *offset*, escala e desalinhamento entre eixos, evidenciando a necessidade de compensação dos sinais antes de sua utilização na estimação angular.

A efetividade desse procedimento pode ser observada na Tabela 2, na qual se verifica redução consistente da raiz do erro quadrático médio (RMSE) após a calibração, em todas as seis poses analisadas e para ambos os módulos. O RMSE foi calculado por meio de um *script* desenvolvido em MATLAB, a partir da comparação entre as acelerações medidas em cada pose estática e os valores teóricos esperados para a orientação correspondente. Para isso, considerou-se a aceleração da gravidade como referência, adotando-se +1 g para o eixo alinhado ao sentido positivo da gravidade em cada pose positiva e −1 g para o eixo alinhado ao sentido negativo nas poses negativas, enquanto os eixos complementares foram considerados idealmente iguais a 0 g.

Tabela 1. Parâmetros de calibração do acelerômetro dos dois módulos

Item	Módulo 1	Módulo 2
Fatores de escala	[1,0128; 1,0093; 0,9979]	[1,0166; 0,9872; 0,9991]
bias	[−0,0772; −0,0982; −0,0506]	[−0,0623; −0,0530; −0,0388]
Desalinhamento entre eixos	[0; −0,0002; 0,0073]	[0; 0,0067; −0,0058]
	[0,0077; 0; 0,0337]	[−0,0022; 0; −0,0506]
	[0,0062; −0,0764; 0]	[−0,0405; 0,0408; 0]

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

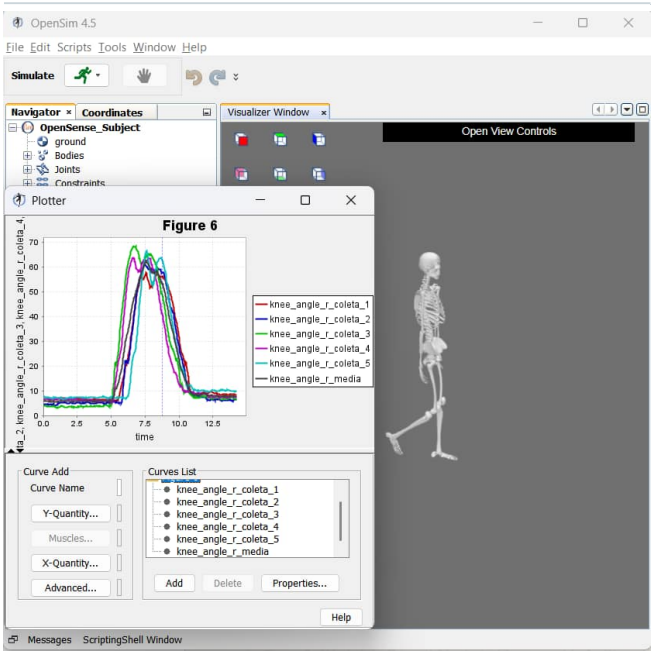
Tabela 2. RMSE antes e depois da calibração

	Módulo 1		Módulo 2	
Pose	Sem calibrar (g)	Calibrado (g)	Sem calibrar (g)	Calibrado (g)
+X	0,164052	0,021256	0,090513	0,021548
+Y	0,135988	0,015992	0,128789	0,022445
+Z	0,154081	0,015992	0,077825	0,028835
-X	0,133815	0,021015	0,105073	0,022235
-Y	0,172641	0,015575	0,097440	0,021317
-Z	0,095481	0,022232	0,118703	0,026564

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

A Figura 7 apresenta o gráfico das cinco repetições do movimento de flexão e extensão do joelho no plano sagital, bem como a curva média obtida a partir dos sinais processados. Observa-se um padrão temporal coerente entre as aquisições, com fase inicial estável, elevação progressiva do ângulo durante a flexão, pico médio de aproximadamente 62,44° e posterior retorno à condição próxima da postura inicial. Embora exista variabilidade entre as repetições, especialmente na amplitude e na inclinação das curvas durante as fases de subida e descida, o comportamento global do movimento foi preservado, indicando repetibilidade do protocolo proposto.

Figura 7. Curvas do ângulo de flexão/extensão do joelho obtidas nas cinco repetições e visualização do movimento no OpenSim.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Após o processamento, os dados angulares puderam ser convertidos para formato compatível com o OpenSim e aplicados ao modelo musculoesquelético selecionado. A reprodução visual do movimento no ambiente computacional, apresentado na Figura 6, demonstrou que o fluxo experimental foi capaz de transformar as medições inerciais em uma representação do movimento articular, confirmando a funcionalidade da metodologia proposta para aplicações preliminares de análise do movimento humano.

4 DISCUSSÃO

Os resultados preliminares indicam que o conjunto de sensores apresentou desempenho funcional compatível com a proposta do estudo, abrangendo aquisição sem fio, calibração, estimação do ângulo articular e integração ao OpenSim. Os resultados de calibração do acelerômetro mostraram comportamento compatível com o descrito em estudos prévios [9], sobretudo quanto à redução dos erros de medição. Observou-se diminuição do RMSE nas seis posições de calibração, indicando menor desvio em relação ao valor de referência de 1 g e, consequentemente, melhora na qualidade dos sinais utilizados na estimação angular.

Adicionalmente, a integração com o OpenSim demonstrou que a arquitetura desenvolvida é aplicável a fluxos de trabalho voltados à análise biomecânica do movimento, em consonância com abordagens como o OpenSense [10] e com fluxos de processamento descritos na literatura [6]. Entretanto, ainda podem persistir fontes de erro associadas ao deslocamento relativo entre sensor e segmento corporal, bem como a artefatos de movimento do tecido mole. Além disso, a ausência de comparação com um sistema de referência, como o sistema óptico de captura de movimento, limita a interpretação dos achados em termos de acurácia. Assim, estudos futuros deverão incluir essa etapa de validação comparativa, a fim de fortalecer a robustez dos resultados.

Nesse sentido, os resultados apresentados devem ser interpretados como uma etapa preliminar de validação funcional da arquitetura proposta. A análise realizada com dois sensores no membro inferior teve como finalidade demonstrar a viabilidade do fluxo de aquisição, processamento, conversão dos dados e integração com o OpenSim. A partir da consolidação e validação quantitativa desse fluxo, a mesma abordagem poderá ser expandida para configurações com maior número de IMUs, permitindo a análise cinemática de múltiplas articulações e segmentos corporais.

5 CONCLUSÕES

O presente estudo preliminar demonstrou a viabilidade no desenvolvimento de uma rede de sensores inerciais vestíveis, sem fio, modular e de baixo custo para captura do movimento humano, com potencial de aplicação no contexto da Saúde Digital. Os resultados mostraram que os procedimentos de calibração contribuíram para melhorar a qualidade dos sinais do acelerômetro, evidenciada pela redução do RMSE das leituras de aceleração. Além disso, a integração dos dados ao OpenSim permitiu a representação do movimento articular do joelho, indicando a possibilidade do uso escalável do software para análise biomecânica de movimentos mais complexos.

Embora os achados sejam promissores, o estudo ainda apresenta limitações relacionadas à variabilidade observada entre as repetições, influenciada pela instabilidade da fixação dos sensores e ausência de validação ampliada frente a um sistema de referência.

Como perspectivas futuras, pretende-se adicionar mais sensores para captura de movimento de outros segmentos corporais, aperfeiçoar o acoplamento sensor-segmento, ampliar os protocolos experimentais com tarefas funcionais mais diversas e realizar validação quantitativa com padrão-ouro. Tais avanços poderão aproximar o sistema proposto de soluções abertas e reprodutíveis para monitoramento cinemático em contextos clínicos e domiciliares, com vistas a uma possível integração com o Sistema Único de Saúde.

Contribuição dos autores. Os autores contribuíram igualmente em todas as etapas de construção do artigo: concepção e delineamento do estudo; coleta, análise e interpretação dos dados; redação e revisão crítica do manuscrito; e aprovação da versão final.

Agradecimentos. À Plataforma Tecnológica BEM-TE-VI e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) da Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia (FCTE) da Universidade de Brasília (UnB), pelo apoio técnico, científico e estrutural oferecido ao longo da execução do estudo.

Financiamento. Este trabalho contou com apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), por meio do Edital nº 09/2023, Demanda Espontânea, projeto nº 00193-00002204/2023-23.

Disponibilidade de dados e materiais. Os autores não declararam a disponibilidade dos dados e materiais da pesquisa.

Conflitos de interesse. Os autores não declararam conflitos de interesse.

Declaração de uso de IA. Foi utilizada a ferramenta de Inteligência Artificial generativa ChatGPT como apoio à redação, revisão linguística e organização textual do manuscrito, especialmente nas etapas de estruturação das seções e aprimoramento da clareza e do estilo da escrita acadêmica. A ferramenta também foi empregada como auxílio na síntese de informações previamente produzidas pelos autores. A imagem ilustrativa da Figura 5 foi gerada com o auxílio da ferramenta de IA. A IA não foi utilizada para gerar dados, resultados, tabelas, interpretações ou conclusões de forma autônoma. Também não foi empregada para fabricar, manipular ou distorcer evidências, referências ou informações científicas. Os autores declaram que o uso da ferramenta ocorreu de forma responsável, transparente e ética, e assumem integral responsabilidade pelo conteúdo do manuscrito, incluindo a precisão das informações, a interpretação dos resultados, a originalidade do texto e o cumprimento das normas éticas aplicáveis.

REFERÊNCIAS

1. Porciuncula F, Roto AV, Kumar D, Davis I, Roy S, Walsh CJ, et al. Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. PM R. 2018;10(9 Suppl 2):S220-S232. doi: https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.06.013
2. Picerno P, Iosa M, D'Souza C, Benedetti MG, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis: a five-year update. Expert Rev Med Devices. 2021;18(sup1):79-94. doi: https://doi.org/10.1080/17434440.2021.1988849
3. Bonato P, Feipel V, Corniani G, Arin-Bal G, Leardini A. Position paper on how technology for human motion analysis and relevant clinical applications have evolved over the past decades: Striking a balance between accuracy and convenience. Gait Posture. 2024;113:191-203. doi: https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.06.007
4. Hindle BR, Keogh JWL, Lorimer AV. Inertial-Based Human Motion Capture: A Technical Summary of Current Processing Methodologies for Spatiotemporal and Kinematic Measures. Appl Bionics Biomech. 2021;2021:6628320. doi: https://doi.org/10.1155/2021/6628320
5. García-de-Villa S, Casillas-Pérez D, Jiménez-Martín A, García-Domínguez JJ. Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Comprehensive Review. IEEE Trans. Instrum. Meas. 2023;72:1-39. doi: https://doi.org/10.1109/tim.2023.3276528
6. Wechsler I, Wolf A, Fleischmann S, Waibel J, Molz C, Scherb D, et al. Method for Using IMU-Based Experimental Motion Data in BVH Format for Musculoskeletal Simulations via OpenSim. Sensors (Basel). 2023;23(12):5423. doi: https://doi.org/10.3390/s23125423
7. Damacena DIC, Silva DS, Monte ECDS, Paz CCSC, Cormane J, Diaz CO. Desenvolvimento de um sistema de medição da trajetória do centro de massa corporal baseado em sensores inerciais. In: Anais do XVI Simpósio de Engenharia Biomédica; 2025 set 15-17; Uberlândia, MG, Brasil. Zenodo; 2025. doi:10.5281/zenodo.17363496.
8. OpenSim. Musculoskeletal models [Internet]. Stanford: OpenSim; [cited 2026 Mar]. Available from: https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53090607/Musculoskeletal+Models

9. Krishna RCA, Mukherjee B, Bhalla S, S S. Static and Dynamic Calibration of 9-Axis IMU Using UKF with Low Cost Setup. In: 2024 IEEE 21st India Council International Conference (INDICON). [s.l.]: IEEE; 2024. p. 1-6. doi: https://doi.org/10.1109/indicon63790.2024.10958268

10. Al Borno M, O'Day J, Ibarra V, Dunne J, Seth A, Habib A, et al. OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations. J Neuroeng Rehabil. 2022;19(1):22. doi: https://doi.org/10.1186/s12984-022-01001-x

NOTAS EDITORIAIS

O Journal of Health Informatics é uma publicação científica mantida pela Sociedade Brasileira de Informática em Saúde, associação científica sem fins lucrativos dedicada ao desenvolvimento da Informática em Saúde e da Saúde Digital no Brasil. O processo editorial é conduzido com independência científica, sem interferência institucional, comercial ou de patrocinadores, e segue as boas práticas internacionais de ética em publicação científica.

Este artigo foi avaliado por pares, em sistema duplo-cego, por especialistas da área. A equipe editorial usou ferramentas de inteligência artificial, com supervisão humana, na triagem inicial, na conferência do texto, das referências e dos números e, quando necessário, no redesenho de figuras, quadros e tabelas, aprovado pelos autores na prova. As ferramentas e as salvaguardas estão na Política de uso de inteligência artificial da revista. As decisões editoriais foram tomadas por pessoas.

SBIS Sociedade Brasileira de Informática em Saúde