



Desenvolvimento de sistema computacional para aquisição e normalização de dados inerciais em análise biomecânica

Caio de Macedo Schweitzer | caio.ms2004@aluno.ifsc.edu.br¹

João Victor Rochinski Vieira | joao.vrv2000@aluno.ifsc.edu.br²

Bruno Panerai Velloso | bruno.veloso@ifsc.edu.br³

Luís Carlos da Silva Bruno | lbruno@ipbeja.pt⁴

Patrícia Alexandra Rodrigues Santos | patricia.santos@ipbeja.pt⁵

PROPICIE 25

Trabalho de Pesquisa

DT 4 - Inovação Tecnológica, Processos Produtivos e Futuro das Tecnologias

Resumo:

Este trabalho apresenta um sistema computacional para aquisição, calibração e processamento de dados de cinco IMUs Movella DOT, aplicados à análise biomecânica da região lombar e membros inferiores. Por meio de transformações matemáticas baseadas em quaternions, o sistema remove offsets e alinha os sensores a um referencial anatômico comum, utilizando os vetores de aceleração e magnetômetro. Como resultado, gera-se um conjunto de dados estruturado contendo orientações, acelerações, velocidades e ângulos articulares da anca e joelhos. O banco de dados final é exportado em uma perspectiva padronizada, pronto para uso em modelos estatísticos e aprendizado de máquina, demonstrando grande potencial para reabilitação clínica, medicina esportiva e análise do movimento humano.

Palavras-chave: unidade de medição inercial; quaternion; biomecânica; membros inferiores; calibração de sensores.

Introdução

A análise biomecânica do movimento evoluiu dos caros sistemas ópticos para as Unidades de Medição Inercial (IMUs), alternativas portáteis que rastreiam a orientação corporal com precisão fora dos laboratórios. No entanto, o uso simultâneo de múltiplas IMUs impõe um grande desafio: a necessidade de corrigir as diferentes orientações iniciais e variações de montagem física dos sensores, transformando todas as medições para um referencial anatômico comum. Para solucionar essa questão, este trabalho desenvolve um sistema computacional que processa dados de cinco IMUs Movella DOT

¹ Estudante do curso Engenharia Mecatrônica do campus Florianópolis/IFSC.

² Estudante do curso Gestão da Tecnologia da Informação do campus Florianópolis/IFSC.

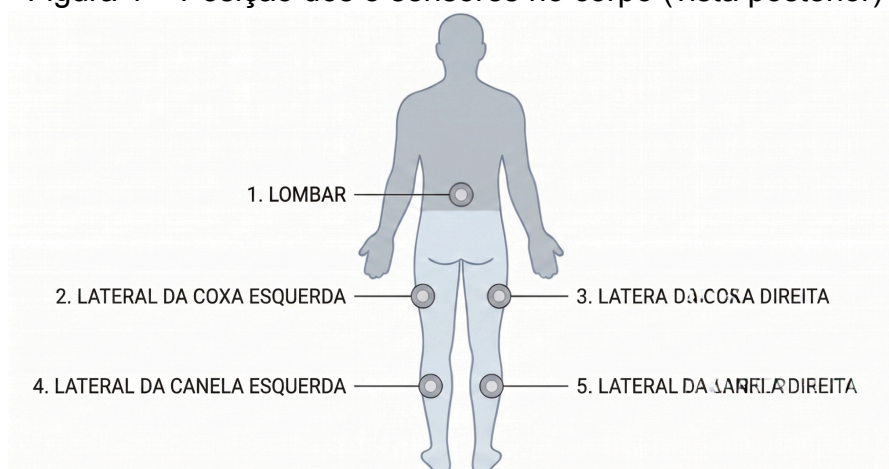
³ Docente do campus Florianópolis/IFSC - DAGCTC.

⁴ Docente do Instituto Politécnico de Beja.

⁵ Docente do Instituto Politécnico de Beja.

(posicionados na lombar e membros inferiores como na Figura 1). O objetivo central é aplicar transformações matemáticas baseadas em quaternions para unificar o referencial anatômico dos sensores, preparando os dados para análises biomecânicas, modelagem estatística e aprendizado de máquina. Como objetivos específicos, busca-se: (1) descrever as IMUs e a representação por quaternions; (2) detalhar o processo de calibração e normalização implementado; e (3) discutir as aplicações práticas do sistema.

Figura 1 – Posição dos 5 sensores no corpo (vista posterior)



Fonte: Gemini AI (2026).

Fundamentação teórica

Unidades de Medição Inercial (IMUs)

Uma Unidade de Medição Inercial (IMU) utiliza acelerômetros e giroscópios, enquanto sistemas MARG (sensores Movella DOT) integram também magnetômetros. A fusão dos dados desses três componentes, por meio de algoritmos como os filtros de Kalman ou Madgwick, permite estimar a orientação 3D de forma robusta (WOODMAN, 2007). Essa integração funciona de maneira complementar: o giroscópio oferece alta precisão a curto prazo, mas acumula deriva temporal (*drift*), limitação que é compensada pelo acelerômetro, que não acumula erro, embora seja sensível a acelerações dinâmicas (TITTERTON; WESTON, 2004).

Quaternions e representação de orientação

Embora a orientação tridimensional de um corpo rígido possa ser descrita por ângulos de Euler ou matrizes de rotação, os quaternions são a representação preferencial em sistemas de navegação inercial. Essa escolha se justifica por: eles evitam a

singularidade do *gimbal lock*, oferecem maior eficiência computacional que as matrizes e garantem uma interpolação contínua e geometricamente exata entre as orientações (KUIPERS, 1999).

Um quaternion de orientação q é definido como $q = [x, y, z, w]$, onde w é a componente escalar e $[x, y, z]$ é a parte vetorial. Para representar uma rotação de ângulo θ em torno de um eixo unitário $\hat{n} = [n_x, n_y, n_z]$, tem-se:

$$q = [n_x \cdot \sin(\theta/2), n_y \cdot \sin(\theta/2), n_z \cdot \sin(\theta/2), \cos(\theta/2)]$$

A composição de duas rotações q_1 e q_2 é obtida pelo produto de Hamilton $q = q_1 \otimes q_2$, que é não comutativo. A rotação inversa de q é seu conjugado $q^* = [-x, -y, -z, w]$, válido para quaternions unitários. Essas propriedades são amplamente utilizadas no sistema desenvolvido para compor e desfazer transformações de orientação.

Procedimentos metodológicos

Arquitetura do sistema

Desenvolvido em Python via SDK oficial da Movella para comunicação Bluetooth, o sistema utiliza sensores operando a 60 Hz com filtro *onboard* no modo *General*. Sua arquitetura é estruturada em três módulos: (1) Coletor de dados, focado na conexão, calibração e coleta em tempo real; (2) Processador de dados, responsável pelas transformações matemáticas de orientação; e (3) Extrator de dados, que calcula os ângulos articulares com base nos quaternions processados.

Calibração e normalização de referencial

Visando unificar a orientação de todos os sensores em um referencial anatômico comum, a calibração é realizada individualmente em três etapas, utilizando dados capturados após cinco segundos de repouso estático do paciente.

A primeira etapa remove o offset da orientação arbitrária inicial do sensor calculando a média dos quaternions de n amostras coletadas em repouso (padrão $n = 50$). O quaternion médio q_0 representa a orientação inicial do sensor, e seu inverso $q_0^{-1} = q_0^*$ é armazenado. Toda orientação posterior q é então corrigida por $q_{\text{corrigida}} = q_0^{-1} \otimes q$, zerando o referencial na posição de calibração.

A segunda etapa consiste no alinhamento anatômico por meio da matriz de rotação P , necessária para corrigir as diferentes orientações físicas na fixação dos sensores. Com o sujeito em posição estática neutra, os vetores de aceleração média e do magnetômetro

são utilizados para construir uma base ortonormal via método de Gram-Schmidt. As colunas dessa base formam a matriz P , responsável por alinhar o referencial local de cada dispositivo aos eixos anatômicos do segmento corporal. O sensor de referência é o da região lombar, e as matrizes P dos demais sensores são expressas em relação a ele: $P_{rel} = P_{ref}^{-1} \otimes P_{sensor}$.

A terceira etapa é a aplicação de uma rotação fixa de 180° em torno do eixo X (R_{flip}). Essa rotação reorienta o referencial final de todos os sensores de forma que o eixo Z aponte para a frente do corpo e o eixo X aponte para cima, seguindo a convenção biomecânica adotada. A transformação completa aplicada ao quaternion bruto é: $q_{final} = R_{flip} \otimes P_{rel} \otimes q_0^{-1} \otimes q_{raw}$

O processamento da aceleração e da velocidade angular difere do aplicado aos quaternions. Na aceleração, a componente gravitacional é removida dinamicamente a cada instante. Isso é feito calculando a contribuição gravitacional — rotacionando o vetor de gravidade de repouso para o referencial do mundo e projetando-o de volta ao sensor por meio de sua rotação instantânea — e subtraindo-a amostra a amostra. Após essa remoção, aplica-se a transformação $R_{flip} \otimes P$ para alinhar o vetor resultante com o referencial anatômico. Para a velocidade angular, é removido o offset de orientação inicial capturado durante a calibração, estando esse offset já incorporado na transformação $P_{flipped} = R_{flip} \otimes P$, que é aplicada diretamente ao vetor medido.

Extração de ângulos articulares

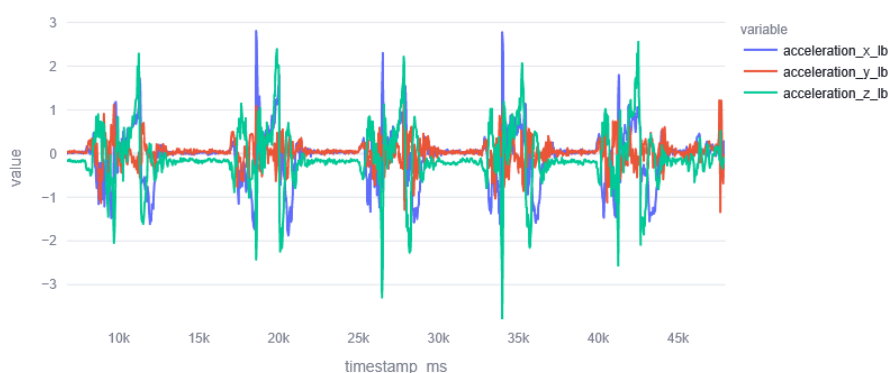
Os ângulos articulares são obtidos pelo método de decomposição *Swing-Twist*, que divide a rotação relativa entre os segmentos proximal (q_{prox}) e distal (q_{dist}) em duas componentes: o *twist* (rotação interna/externa no eixo longitudinal) e o *swing* (flexão/extensão e abdução/adução, perpendiculares ao eixo). Sendo o *swing* o ângulo biomecânico de maior interesse clínico, a rotação relativa para cada articulação é calculada por: $q_{rel} = q_{prox}^{-1} \otimes q_{dist}$

O *twist* é isolado projetando a parte vetorial de q_{rel} sobre o eixo X local e normalizando. O *swing* é obtido por $q_{swing} = q_{rel} \otimes q_{twist}^{-1}$, e o ângulo de flexão corresponde à magnitude de q_{swing} em graus. Os ângulos dos joelhos e ancas (bilaterais) são calculados e zerados a partir do primeiro frame válido da sessão. Para mitigar pequenas dessincronizações da aquisição via Bluetooth, a sincronização temporal entre os sensores é realizada pela função `merge_asof` (com direção *nearest*).

Resultados e discussões

Ao final do pipeline, o sistema gera um DataFrame estruturado com 56 variáveis por instante de tempo (em milissegundos), englobando quatro ângulos articulares (joelhos e ancas) e os dados de quaternion, aceleração e velocidade angular dos cinco sensores. Como todas as variáveis de orientação e movimento já são entregues em um referencial anatômico comum, elimina-se a necessidade de pós-processamento adicional para a comparação entre os dispositivos. O gráfico da análise da aceleração durante o exercício de sentar e levantar por 5 vezes pode ser observado na Figura 2.

Figura 2 – Análise da aceleração nos eixos x,y e z

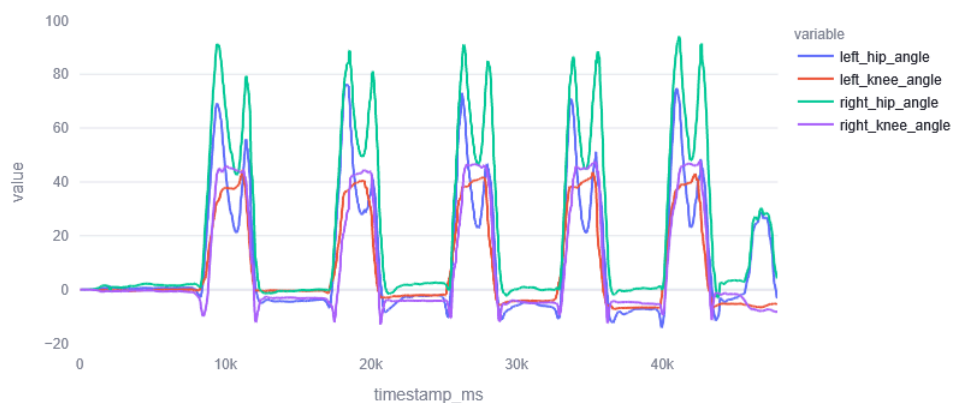


Fonte: Autoral (2026).

A normalização por quaternions mostrou-se numericamente estável nos testes, e o sistema conta com protocolos para remoção de dados inválidos e falhas de leitura. Além disso, a estimativa do offset inicial via média simples de quaternions provou-se eficaz na calibração estática devido à baixa variância amostral, o que contorna suas limitações teóricas para grandes dispersões angulares.

O cálculo dos ângulos articulares via decomposição *Swing-Twist* mostrou-se adequado, mas o uso atual de laços em Python (amostra a amostra) gera gargalos de desempenho em sessões longas. A vetorização desse cálculo — extraindo a projeção do quaternion diretamente do *array*, sem iteração explícita — é viável e já está prevista como uma melhoria para versões futuras. O gráfico da análise dos ângulos articulares durante o exercício de sentar e levantar por 5 vezes pode ser observado na Figura 3.

Figura 3 – Análise dos ângulos articulares



Fonte: Autoral (2026).

Adicionalmente, o sistema aplica a Transformada Rápida de Fourier (FFT) nas séries temporais para extrair métricas espectrais, incluindo frequências (dominante, mediana e média) e harmônicos até a quinta ordem. Esses dados permitem caracterizar padrões cíclicos de movimento de forma precisa, facilitando a análise da cadência de marcha e a identificação de assimetrias corporais e tremores.

Considerações finais

O trabalho demonstra a viabilidade de uma plataforma de análise biomecânica de baixo custo com calibração e normalização automatizadas. Através de transformações por quaternions, o sistema soluciona a heterogeneidade de montagem dos sensores, principal desafio no uso de múltiplas IMUs. Com aplicações abrangentes na área da saúde, a solução permite quantificar a recuperação motora, identificar assimetrias e monitorar posturas. Além disso, a saída de dados estruturada torna o sistema ideal para integração com algoritmos de aprendizado de máquina voltados à detecção de anomalias e previsão de eventos biomecânicos.

Referência ao fomento recebido

EDITAL IFSC/GAB Nº 05/2025 - PROPICIE 25

Referências



KUIPERS, J. B. Quaternions and rotation sequences: a primer with applications to orbits, aerospace, and virtual reality. Princeton: Princeton University Press, 1999.

MOVELLA. Movella DOT PC SDK documentation. Enschede: Movella, 2023. Disponível em: <https://www.movella.com>. Acesso em: 15 mar. 2025.

TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L. Strapdown inertial navigation technology. 2. ed. Stevenage: The Institution of Electrical Engineers, 2004.

WOODMAN, O. J. An introduction to inertial navigation. Cambridge: University of Cambridge, Computer Laboratory, 2007. (Technical Report, UCAM-CL-TR-696).

ZENI JUNIOR, J. A.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. Gait & Posture, Amsterdam, v. 27, n. 4, p. 710-714, maio 2008.