

STSTEMA SENSORIAL VESTIVEL PARA ANALISE DA ATIVIDADE FISICA HUMANA

Jonathan Campo Jaimes

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, jonathancj@usp.br

Gabriel Wolschick de Oliveira

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, gabrielwolschick@usp.br

Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, Brasil, siqueira@sc.usp.br

Resumo: 200 palavras no máximo.**Palavras chave:** 4 palavras no máximo.**Abstract:** 200 words maximum.**Keywords** 4 words maximum.**1. Introdução**

O correto monitoramento da atividade física é um aspecto crucial para a qualidade de vida e saúde das pessoas, por exemplo na avaliação da marcha e equilíbrio, prevenção e/ou detecção de quedas, reconhecimento de padrões na atividade física, bem como para a condução e avaliação de exercícios de reabilitação e monitoramento da evolução de doenças neurológicas refs. Dispositivos de sensoramento vestíveis vem sendo cada vez mais implementados no monitoramento da atividade física humana, sendo os sensores inerciais (IMUs) e de força resistivos (FSR) os mais usados para medição de sinais cinemáticos, e dinâmicas respectivamente para análise de marcha fornecendo métodos computacionais de quantificação e análise de movimento que ajudam aos terapeutas para complementar as avaliações e atividades planejadas na recuperação de seus pacientes [8]. Os sensores inerciais (IMUs) e de força resistivos (FSR) são os mais usados para medição de sinais cinemáticos e dinâmicos, respectivamente, na análise de marcha. A informação destes sensores, junto com métodos computacionais permitem a quantificação e análise de movimento que auxiliam os terapeutas na complementação das avaliações e atividades planejadas na recuperação de seus pacientes [8]. No entanto, problemas persistentes relacionados a alto tempo de processamento da informação, fixação dos sensores no corpo, complexidade na calibração, vida útil e desgaste nestes sensores [5, 6] tem motivado pesquisas no desenvolvimento de novas tecnologias baseadas em sensores suaves [1, 7] os quais se caracterizam por ser construídos com materiais e estruturas altamente biocompatíveis para obter sistemas macios, elásticos e deformáveis que vão além das abordagens rígidas tradicionais. Outro grande desafio perseguido nas pesquisas de sistemas vestíveis e sensores suaves no monitoramento da atividade humana é a integração dos distintos sinais fornecidos pelos distintos sensores. Implementar um sistema multissensorial requer técnicas de fusão para o tratamento redundante e

complementar dos dados assim como algoritmos de processamento de sinais e reconhecimento de padrões.

Este artigo propõe o desenvolvimento de um sistema sensorial vestível para medir e analisar os sinais característicos da atividade física humana, utilizando sensores suaves de flexão capacitivos e de fibra óptica polimérica para medição de ângulos em articulações de membros inferiores e forças de interação entre humano-robô, respectivamente. O sistema proposto tem como diferencial o uso de materiais e estruturas altamente biocompatíveis para obter sistemas macios, elásticos e deformáveis que vão além das abordagens rígidas tradicionais. Este trabalho apresenta uma solução inovadora para a análise da atividade física humana, abordando limitações de custo e precisão dos dispositivos disponíveis comercialmente, e contribuindo para o desenvolvimento de tecnologias mais acessíveis e eficientes na área de monitoramento da atividade física.

2. Método

O sistema proposto é ilustrado na Figura 1, este tem como conceito o uso de sensores vestíveis suaves para o monitoramento da atividade física da pessoa. O sistema vestível é projetado para monitorar os ângulos do joelho e o tipo de atividade física a ser realizada.

O sistema consta de 2 módulos de aquisição e processamento de dados, um para cada articulação do joelho. Cada módulo possui um microcontrolador responsável pela coleta, segmentação dos dados brutos e envio dados em tempo real usando tecnologias de comunicação sem fio, como Bluetooth e Wi-Fi.

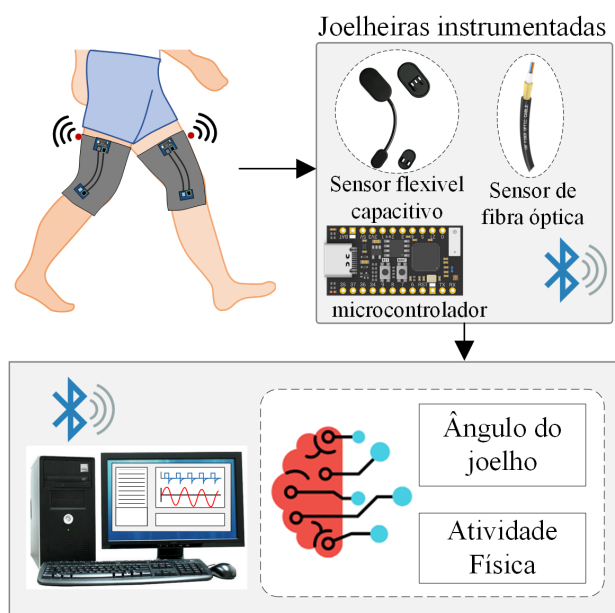


Figura 1. Sistema de sensores vestíveis proposto para o monitoramento de atividade física

2.0.1 sensores de curvatura vestíveis

Dois tipos diferentes de sensores de curvatura ou flexão são usados no sistema proposto. O primeiro, o sensor capacitivo bidirecional flexível de dois eixos de BendLabs [3], é um sensor leve e multidirecional para medição de ângulo de flexão que mede dois ângulos em planos ortogonais para orientação 3D, ou seja, detecta deformações angulares nos planos XY e XZ. Este contém dois capaci-

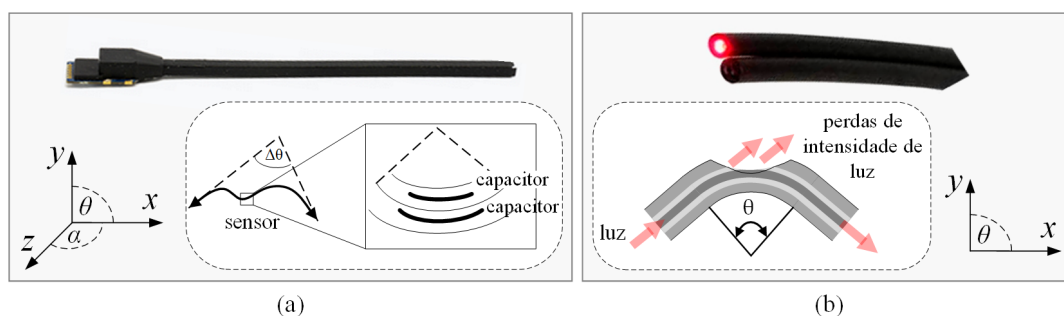


Figura 2. Hardware e princípio de funcionamento de sensores usados no sistema de monitoramento. (a) Sensor bidirecional flexível de dois eixos de BendLabs. (b) Fibra polimérica multimodo de PMMA

tores compatíveis dentro, sensíveis à tensão. Quando o sensor é defletido, a diferença de capacitância dos capacitores internos e externos é linearmente proporcional ao ângulo de deflexão (ver Figura 2a). Como a quantidade total de flexão é integrada ao longo do comprimento do sensor, o ângulo medido $\Delta\theta$ depende apenas do ângulo relativo da base e da ponta do sensor, uma propriedade chamada independência de caminho. O sensor possui uma interface de comunicação I2C, pode operar a uma frequência de 200Hz e a sua repetibilidade é de $0,18^\circ$.

O segundo tipo de sensor de curvatura, é um sensor baseado em fibra polimérica multimodo de PMMA (polimetacrilato de metila) com diâmetro de núcleo de $980\ \mu\text{m}$ e espessura de revestimento de $10\ \mu\text{m}$ [2]. Esta é uma fibra que tem sido usada no contexto de tecnologias de assistência no cuidado da saúde [4]. O princípio de funcionamento dessas fibras (ver Figura 2b) é que a potência luminosa transmitida (iluminação ou dados) através de seu núcleo sofre atenuação quando a fibra está sob curvatura. Essa atenuação ou perda pode ser medida e associada ao sinal da fonte física causando tal curvatura (estresse, temperatura, pressão, força).

2.0.2 Fixação dos sensores

Para a fixação dos sensores flexíveis capacitivos, e sensores de fibra ótica à região do joelho, foram utilizados duas joelheiras ortopédicas de Neoprene (combinação de uma fatia de borracha expandida sob alta pressão e temperatura, revestida de tecido). A figura 3 apresenta a montagem experimental do sistema vestível, composto pelas joelheiras e sensores. Os sensores flexíveis capacitivos e de fibra ótica (itens 1 e 2, respectivamente) foram posicionados nas seções laterais de cada joelheira, permitindo medições no plano sagital do movimento do joelho. Para garantir o alinhamento e fixação adequados dos sensores na joelheira ortopédica, foram desenvolvidas peças em manufatura aditiva (impressão 3D) e costuradas nas posições corretas (item 4 da Figura 3), impedindo a variação da posição dos sensores durante os movimentos.

2.0.3 Cálculo do ângulo do Joelho para validação

Com o objetivo de treinar os algoritmos de estimativa de ângulo a partir dos dados obtidos pelos sensores de flexão, foram adicionados ao setup experimental os sensores inerciais BNO085. Foram posicionados cada um destes sensores na coxa e canela de cada perna para calcular o ângulo relativo dos joelhos, a fim de fornecer uma referência real aos algoritmos. O BNO085 da empresa Adafruit, é um sensor inercial de 9 eixos (magnetômetro, acelerômetro e giroscópio), o qual foi configurado para transmitir os dados via protocolo I2C e para operar numa frequência de amostragem de 100 Hz. O BNO085 possui na sua configuração um sistema de filtragem embarcado, permitindo a obtenção dos

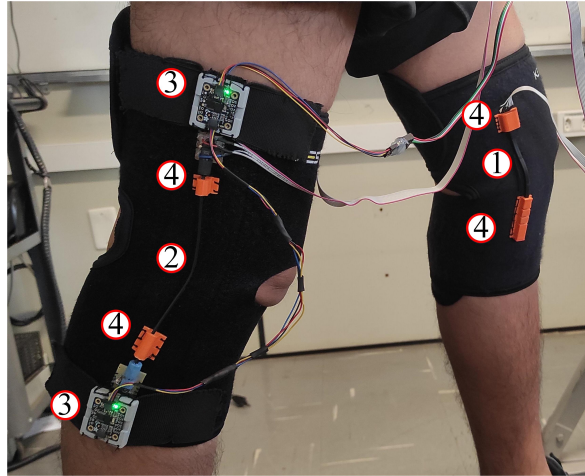


Figura 3. Montagem experimental do sistema vestível 1. Sensor Capacitivo. 2. Fibra ótica. 3. IMU BNO085. 4. peças em 3D.

valores dos quaternions relativos à posição das IMUs. Esses quaternios são utilizados para estimar o ângulo em um espaço tridimensional, para isso é necessário realizar uma transformação matricial dos valores dos quaternions obtidos pelo BNO085, o que é realizado pelas equações 1, 2 e 3. O resultado dessa transformação são os ângulos de euler.

$$\phi = \arctan \left(\frac{2(q_0q_1 + q_2q_3)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)} \right) \quad (1)$$

$$\theta = -\frac{\pi}{2} + 2 \arctan \sqrt{\frac{1 + 2(q_0q_2 - q_1q_3)}{1 - 2(q_0q_2 - q_1q_3)}} \quad (2)$$

$$\psi = \arctan \left(\frac{2(q_0q_3 + q_1q_2)}{1 - 2(q_2^2 + q_3^2)} \right) \quad (3)$$

3. Resultados

Para a primeira coleta de dados, foi planejado um protocolo de testes para seis usuários, composto de três tipos diferentes de atividades realizadas. O protocolo pode ser visualizado pela Tabela 1.

Tipo do teste	Duração do teste
Caminhando a 1 m/s	30 s
Caminhando a 2 m/s	30 s
Sentando e levantando	5 repetições

Tabela 1. Roteiro de testes para aquisição de dados

Os dados foram coletados repetindo o protocolo uma vez para cada usuário, totalizando seis conjuntos de dados por usuário. Comparando os dados crus obtidos pelos sensores flexivos capacitivos e POFs, com os ângulos das IMUs, podemos observar os gráficos apresentados pela Figura 4 referente a perna direita.

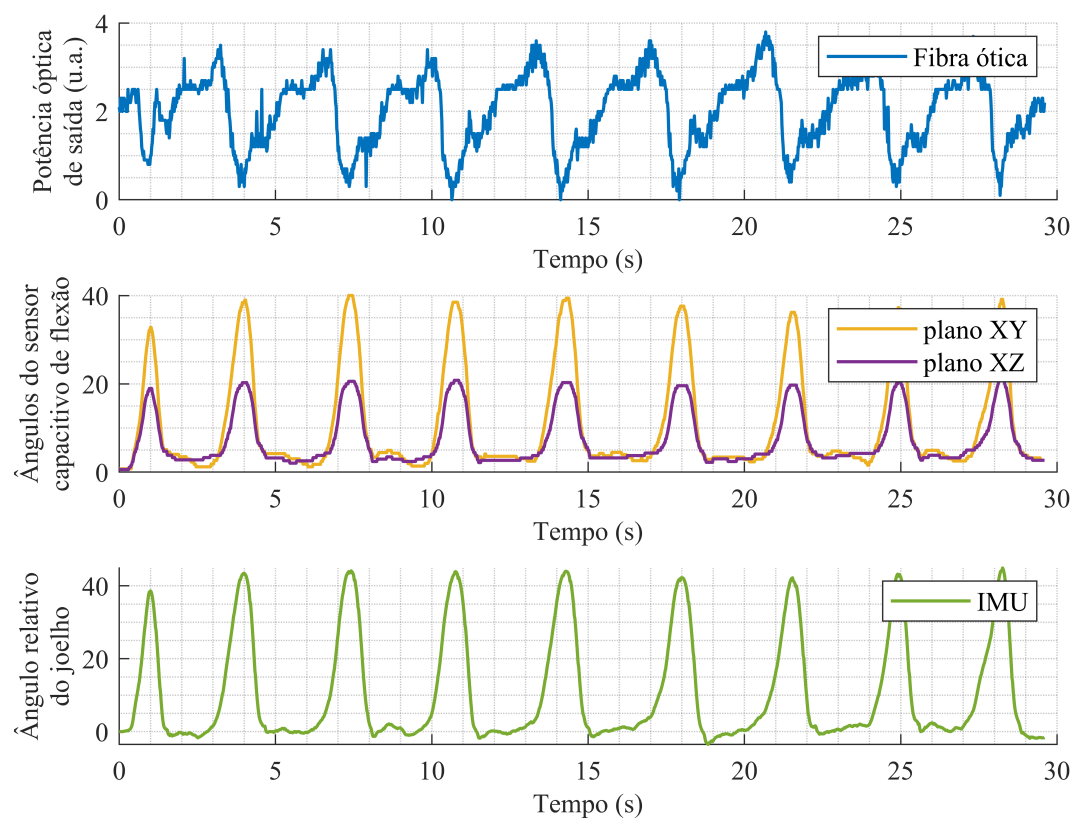


Figura 4. Gráfico comparativo entre os valores da IMU, e sensores flexivo capacitivo e POF da perna direita

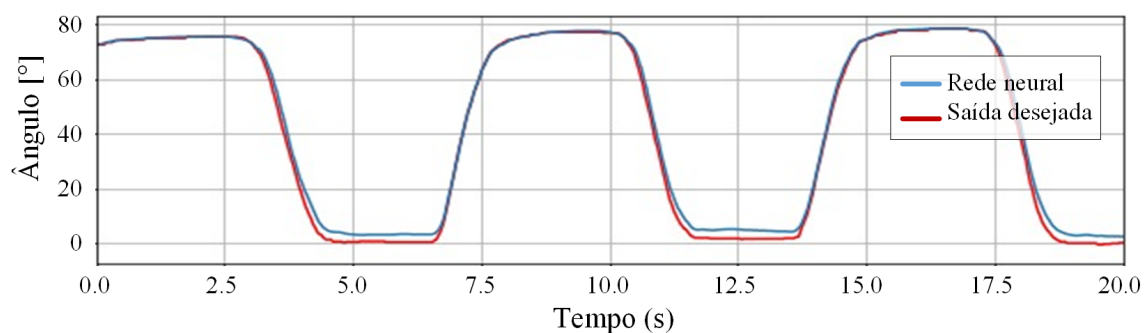


Figura 5. Comparação dos resultados de saída da rede e sinal de referência

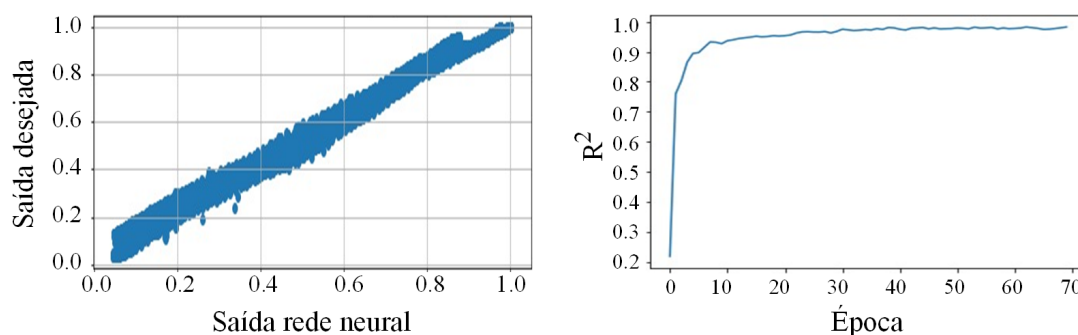


Figura 6. Correlação entre os dados de saída da rede e valores de referência da perna esquerda

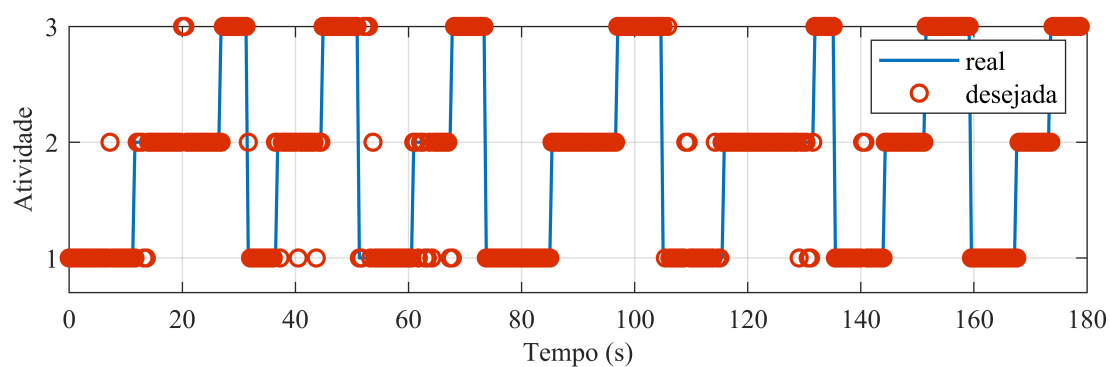


Figura 7. Correlação entre os dados de saída da rede e valores de referência da perna esquerda

Atividade real	1	335	38	6
	2	36	342	4
	3	3	4	268
		1	2	3
		Atividade predecida		

Figura 8. Correlação entre os dados de saída da rede e valores de referência da perna esquerda

knn accuracy 0.9003

4. Discussões

Texto.

5. Conclusões

Texto.

6. Referências

- [1] Morteza Amjadi, Ki-Uk Kyung, Inkyu Park, and Metin Sitti. *Stretchable, skin-mountable, and wearable strain sensors and their potential applications: a review*. *Advanced Functional Materials*, 26(11):1678–1698, 2016.
- [2] Mitsubishi Eska. *Premier simplex optical fiber cable*. <https://fiberfin.com/product/ff-gh-4001-p/>. Accessado: 2023-03-22.
- [3] Bend Labs. *2-axis soft flex sensor*. <https://www.bendlabs.com/products/2-axis-soft-flex-sensor/>. Accessado: 2023-03-22.
- [4] Arnaldo G. Leal-Junior, Camilo A.R. Diaz, Letícia M. Avellar, Maria José Pontes, Carlos Marques, and Anselmo Frizera. *Polymer optical fiber sensors in healthcare applications: A comprehensive review*. *Sensors*, 19(14), 2019.
- [5] Thomas Seel, Manon Kok, and Ryan S. McGinnis. *Inertial sensors—applications and challenges in a nutshell*. *Sensors*, 20(21), 2020.
- [6] Eric C Swanson, Ethan J Weathersby, John C Cagle, and Joan E Sanders. *Evaluation of force sensing resistors for the measurement of interface pressures in lower limb prosthetics*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(10), 2019.
- [7] Laura Susana Vargas-Valencia, Felipe B. A. Schneider, Arnaldo G. Leal-Junior, Pablo Caicedo-Rodríguez, Wilson A. Sierra-Arévalo, Luis E. Rodríguez-Cheu, Teodiano Bastos-Filho, and Anselmo Frizera-Neto. *Sleeve for knee angle monitoring: An imu-pof sensor fusion system*. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 25(2):465–474, 2021.
- [8] Haije Wind, Vincent Gouttebarger, PPFM Kuijer, Judith K Sluiter, and Monique HW Frings-Dresen. *Effect of functional capacity evaluation information on the judgment of physicians about physical work ability in the context of disability claims*. *International archives of occupational and environmental health*, 82(9):1087–1096, 2009.