

Uso de Sensores Inerciais para Detecção de Movimentos na Reabilitação de Membros Superiores

Pedro de Paula Janini
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
janini@ufu.br

Letícia Marques Pinho Tiago
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
leticia.marq@ufu.br

Ana Carolina Coelho Robl
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ana.robl@ufu.br

Gabriel Fernandes Cyrino
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
gabrielcyrino@ufu.br

Edgard Afonso Lamounier Jr.
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
lamounier@ufu.br

Alcimar Barbosa Soares
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
alcimar@ufu.br

Resumo—As parestias são debilitações que causam lesões em músculos ou neurônios, prejudicando a movimentação do indivíduo. Com o avanço tecnológico, novos métodos de reabilitação para parestias foram elaborados. O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de rastreadores de movimento, composto por uma rede de sensores inerciais. O objetivo é analisar de forma quantitativa os movimentos dos membros superiores, cujos dados são enviados a um software que realizará o tratamento desses dados. O trabalho tem como intuito facilitar a análise de movimentos, contribuindo para o tratamento de pacientes durante a reabilitação de parestias nos membros superiores. Foram obtidos como resultados um modelo de representação 3D do movimento do membro superior representado graficamente, possibilitando uma melhor análise por parte do terapeuta.

Palavras-Chave—WBAN, reabilitação, sensor inercial

I. INTRODUÇÃO

As parestias são debilitações desenvolvidas por meio de lesões, que podem ser localizadas em músculos dos membros, cabeça ou pescoço, que enfraquecem ou prejudicam o movimento motor do indivíduo, o que se difere de paralisia, em que o indivíduo perde a capacidade de movimento do membro afetado. Neste artigo serão abordados as parestias de membros superiores, que se dão quando a lesão afeta os neurônios motores superiores [1], [2].

Existem diversas causas de parestias de membros superiores, alguns exemplos são:

a) *Síndrome de Guillain-Barré*: É uma doença autoimune que ataca o sistema nervoso periférico e suas raízes espinhais dos nervos, podendo prejudicar a mobilidade do indivíduo. Não há cura para a doença, porém existe reabilitação e tratamento [3].

b) *Acidente Vascular Encefálico (AVE)*: Ocorre quando um vaso sanguíneo no encéfalo é rompido ou quando ocorre uma interrupção no fornecimento de sangue para o encéfalo. Devido a falta de oxigenação correta dos tecidos cerebrais, podem haver perdas consideráveis em algumas áreas do cérebro, como fala, mobilidade e sensibilidade [4].

c) *Lesão na Medula Espinal*: A medula espinhal é responsável por mandar os impulsos que vêm dos neurônios

periféricos para o encéfalo e vice-versa. Quando ocorrem lesões na medula, alguns impulsos podem não chegar corretamente ao encéfalo e então haverá uma perda total ou parcial de mobilidade nos neurônios afetados [5].

d) *Esclerose Múltipla*: É uma doença autoimune que ataca o sistema nervoso central, em que o sistema imunológico ataca a mielina dos neurônios, a qual é uma estrutura que facilita a passagem de impulsos nervosos, e os axônios dos nervos. Se tratada rapidamente défices neurológicos podem reversíveis, porém a longo prazo os neurônios podem ser deteriorados progressivamente [6].

No que diz respeito a reabilitação, em casos de AVE por exemplo, a maioria dos indivíduos apresentam disfunções motoras permanentes após a lesão, as quais ocorrem principalmente nos membros superiores. Além disso, apenas 30% a 66% irão ter condições de usar o membro superior afetado de forma funcional [7]. Apesar de existirem diversos tipos de propostas de reabilitação por meio de terapias convencionais, a recuperação desses pacientes pós AVE ainda é uma questão desafiadora [7], [8].

As estratégias convencionais para promover a recuperação sensorial são direcionadas de forma implícita nas sessões de terapia. E em muitos casos, os déficits sensitivos são subtreinados ou até negligenciados, projetando melhoras motoras como recuperação sensitiva [9].

Na tentativa de oferecer melhores alternativas às estratégias convencionais, pesquisadores e terapeutas são estimulados a pensar em novos métodos de tratamento e recuperação sensorial de parestias. Uma dessas alternativas é o uso da engenharia, a qual implementa diversos dispositivos eletrônicos, mecânicos, e/ou robóticos. O uso desses recursos pode ser aplicado de várias formas e com diferentes intuítos na terapia [10].

Diversos estudos observaram como a utilização de sensores inerciais tem, de fato, eficácia nas avaliações

clínicas, decorrente da precisão do rastreamento, como foi observado em [11] e [12]. A partir dos artigos analisados, pode-se concluir que o uso de rastreadores inerciais pode ser de grande benefício, tanto para o fisioterapeuta, quanto para o paciente.

Diante disso, este trabalho tem como intuito propor um sistema de rastreamento para analisar o movimento de membros superiores paréticos e auxiliar na reabilitação de paresias por meio de uma rede sem fio composta por sensores inerciais, transceptores de rádio frequência e microprocessador.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Sensores inerciais

Para a captura dos movimentos do membro superior foram utilizados 3 sensores inerciais modelo ICM20948 de baixo consumo de energia. Esse dispositivo é um sistema do tipo *micro eletromecânico* (MEMS) fabricado pela TDK-InvenSense. Cada sensor possui acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, com 3 eixos cada, totalizando 9 eixos.

Os sensores em conjunto com os transceptores de rádio frequência, foram posicionados em 3 locais distintos no braço do voluntário, sendo ombro, braço e antebraço. Essas posições foram escolhidas com o intuito de capturar movimentos de rotação do membro e movimentos em qualquer direção do espaço tridimensional, usando um padrão de posição dos sensores comumente visto em outros trabalhos como de [13] e [14].

B. Wireless Body Area Networks – WBANs

Redes corporais sem fio, ou WBANs, são redes que englobam uma série de dispositivos posicionados sobre, sob ou nos arredores do corpo, os quais usam o meio sem fio para se comunicarem. Esses dispositivos geralmente possuem pequeno tamanho, peso e baixo consumo energético. Além disso, [15] diz que os dispositivos de uma WBAN podem ter inúmeras finalidades, sendo eles em sua maioria sensores ou atuadores que podem monitorar ou atuar sobre características do corpo ou do ambiente próximo a ele.

As aplicações das WBANs vão desde o uso em jogos, aplicações militares, entretenimento e esportes a usos voltados para a saúde [15]. Nesse último caso os sensores podem, por exemplo, coletar amostras fisiológicas que permitem uma análise em tempo real do estado de saúde do paciente [16], [17].

Neste trabalho, foi implementado uma WBAN de sensores inerciais e rádios transceptores, a qual foi configurada utilizando uma topologia do tipo estrela, como mostra a Figura 1, constituindo-se de um nó central e nós sensores. Os sensores têm como função capturar os dados de movimentação que serão transmitidos ao nó central. O nó central funciona como um nó controlador da rede, pois além de receber e agregar os dados capturados nos nós sensores, ele também controla quem os envia e quando.

A comunicação sem fio foi implementada utilizando dois modelos de transceptores de rádio frequência compatíveis entre si, sendo eles o *nRF24LE1* e *nRF24L01*. Ambos os chips contam com um protocolo de comunicação próprio chamado *Enhanced ShockBurst™* [18], [19]. Esses

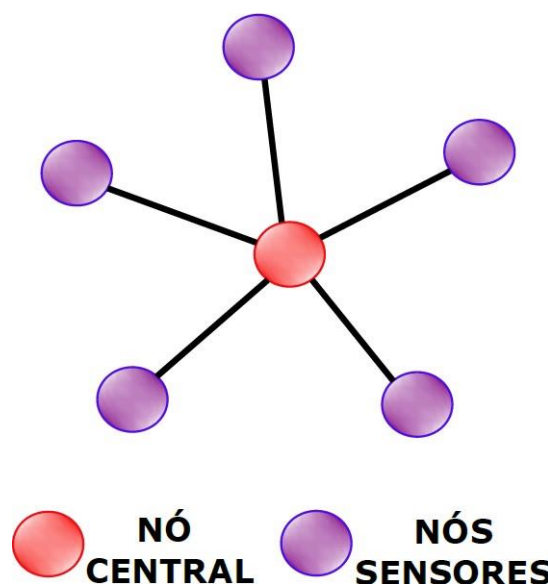


Figura 1: Topologia em estrela representando os tipos de nós da rede.

transponders são produzidos pela Nordic Semiconductor e operam na banda ISM (Industrial, scientific and medical), equivalente a faixa de 2.4 a 2.5 GHz.

A diferença principal entre os dois rádios é o fato de o *nRF24LE1* possuir junto a ele um microcontrolador (MC) da família 8051 ao passo que o *nRF24L01* não possui. Por esse motivo, no nó central foi utilizado o rádio *nRF24L01* já que houve a necessidade de junto a ele utilizar um MC a parte. É a partir desse MC extra que é feita a programação do firmware do nó central permitindo o controle do rádio e o envio de dados ao computador conectado via serial USB.

Nos nós sensores foi usado o *nRF24LE1*, já que este possui um MC embarcado necessário para controlar a aquisição de dados feita pelo sensor inercial. O uso conjunto desses dispositivos é interessante, uma vez que cumprem a função desejada e possuem pequeno tamanho e baixo consumo de energia. Assim, torna-se mais simples seu uso acoplado aos membros superiores.

Ambos os rádios possuem um protocolo atuando na camada de enlace de dados de acordo com o modelo OSI. Dessa forma, foi necessário apenas implementar um sub-protocolo de comunicação simples e personalizado no nível mais baixo da camada de enlace de dados da rede. Este protocolo foi criado para garantir a identificação dos nós e o sincronismo das informações lidas pelos nós sensores.

A comunicação entre os nós sensores e o nó central é sempre em broadcast a nível do protocolo *Enhanced ShockBurst™*. Para que isso seja possível, todos os rádios da rede são identificados com um mesmo endereço. Entretanto, dentro do payload de dados de cada mensagem broadcast, há um nível mais baixo de endereçamento, no qual cada nó da rede possui um endereço próprio. Assim, é possível distinguir origem e destino das mensagens no nível de protocolo mais baixo da rede como mostra a Figura 2.

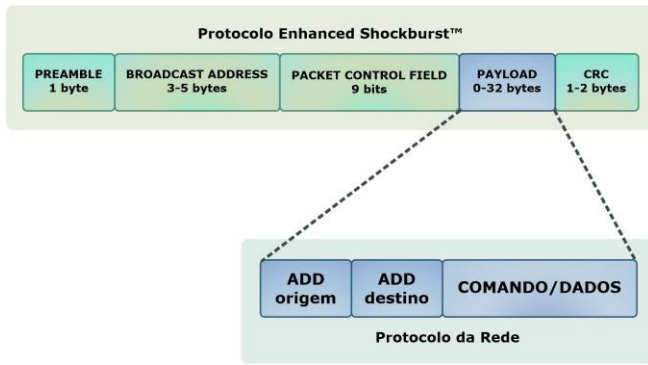


Figura 2: Tipos de payloads da rede.

O nó central ou controlador, é um conjunto de um transceptor nRF24L01 mais um MC STM32 modelo NUCLEO-767ZI. Esse MC é responsável por receber e organizar os payloads de dados enviados por cada nó sensor e depois enviá-los para o computador via serial USB para que, assim, os dados sejam utilizados pela aplicação. A Figura 3 mostra os dispositivos relacionados a cada nó da rede.

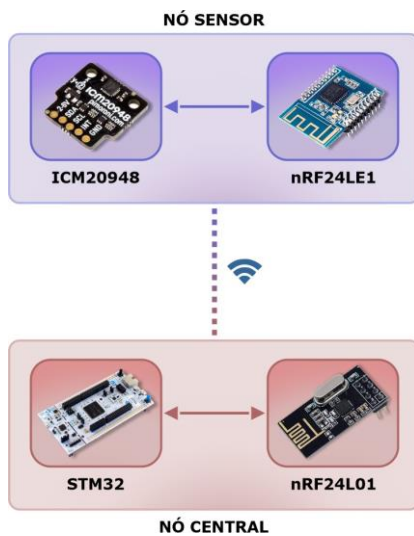


Figura 3: Hardware dos nós da rede implementada.

Além disso, o nó central troca com os nós sensores apenas quatro tipos de mensagens broadcast, representadas por códigos numéricos, sendo elas: 1-Hand Shake, 2-Início de aquisição, 3-Início de envio, 4-Desliga operação. Esses comandos têm, respectivamente, as funções de identificação dos nós sensores conectados a rede, início da aquisição de dados, início do envio de dados e interrompimento do envio e aquisição de dados.

Assim, depois de terem sido identificados pelo nó central e terem recebido os comandos de início de aquisição e envio de dados, cada nó sensor passa a enviar, um de cada vez, o payload de dados contendo as informações coletadas pelos sensores inerciais. Depois que o payload de dados chega ao nó central, ele é identificado e repassado para a aplicação no computador, que traduz os bytes do payload em informações referentes ao acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.

C. Quatérnios

Definido pelo matemático britânico William Rowan Hamilton, os quatérnios são números hipercomplexos, sendo então uma extensão dos números complexos em uma quarta dimensão. Os quatérnios são representados por quatro números (a , b , c e d), compostos por 3 números complexos e um número real. As Equações 1 e 2 descrevem suas características [20]

$$q = ai + bj + ck + d \quad (1)$$

Onde:

q - Quatérnio

ai - Número complexo no eixo x

bj - Número complexo no eixo y

ck - Número complexo no eixo z

d - Número real

E

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad (2)$$

Onde:

i - Vetor unitário na direção do eixo x

j - Vetor unitário na direção do eixo y

k - Vetor unitário na direção do eixo z

O principal motivo de se usar quatérnios é o problema de Gimbal Lock, que ocorre devido ao uso dos ângulos de Euler, os quais são representados por 3 ângulos (ψ , θ , ϕ). O Gimbal Lock está relacionado a perda de um grau de liberdade rotacional em eixos tridimensionais, devido ao alinhamento de dois eixos. Assim, quando é definida uma certa sequência de rotação, e esta orientação leva a um bloqueio no sistema para o espaço bidimensional, e os quatérnios são uma solução, uma vez que não apresentam esse problema [21].

Para analisar o movimento do corpo humano, é necessário simula-lo por meio da aquisição de dados dos sensores, que retornarão seus respectivos quatérnios, e por meio destes valores, é possível realizar a rotação de um quatérnio em relação a um vetor, que pode ser um braço, antebraço ou outro vetor do corpo, e pode ser obtido por meio da Equação 3:

$$v = nun^* \quad (3)$$

Onde:

n - Quatérnio unitário do sensor

u - Vetor a ser rotacionado

n^* - Conjugado complexo do quatérnio unitário n do sensor

v - Vetor resultante

Ademais, para calcular o ângulo entre os vetores, como o ângulo entre um braço e antebraço, deve-se usar a Equação 4 e assim pode-se identificar a angulação entre dois sensores.

$$q = p*n \quad (4)$$

Onde:

n - Quatérnio relacionado ao primeiro vetor

p^* - Conjugado complexo do quatérnio relacionado ao segundo vetor

q - Quatérnio resultante

O quatérnio resultante da Equação 4 pode ser transformado para ângulos de Euler para facilitar a compreensão dos dados por meio da matriz de rotação representada na Equação 5.

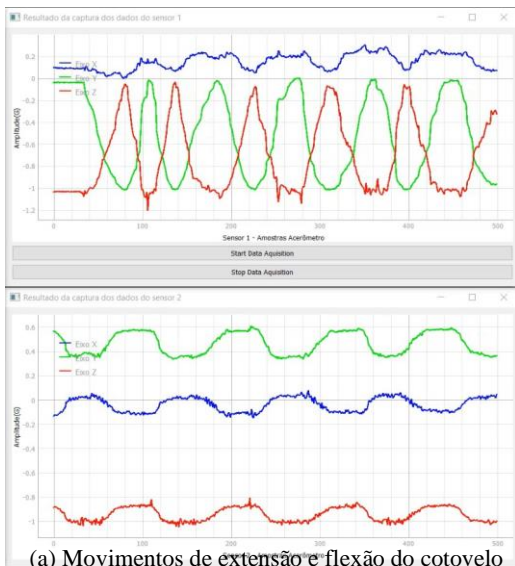
$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan \frac{2(q_0 q_1 + q_2 q_3)}{1 - 2(q_1^2 + q_2^2)} \\ \arctan (2(q_0 q_2 - q_3 q_1)) \\ \arctan \frac{2(q_0 q_3 + q_1 q_2)}{1 - 2(q_2^2 + q_3^2)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

A partir dos ângulos mencionados, é possível relacioná-los com as articulações do corpo humano e correlacionar estas angulações com o movimento das articulações e seus graus de liberdade. Além dos ângulos, analisa-se também o posicionamento de cada sensor em relação a um sensor de referência. Com estes dados, é possível realizar uma simulação da movimentação 3D feita pelo paciente, que pode ser usada para análises quantitativas do movimento.

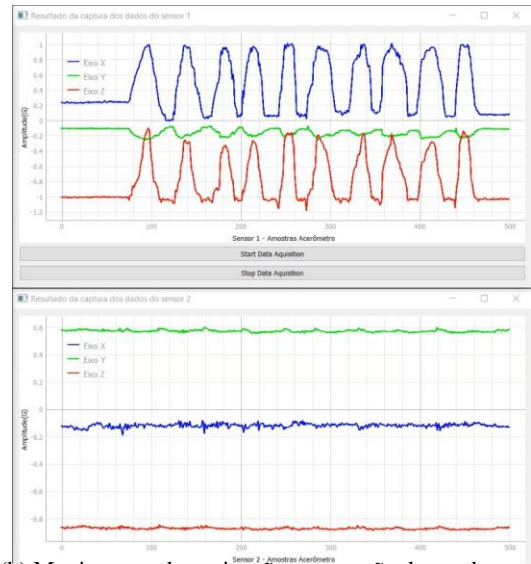
A representação do movimento é feita utilizando um software escrito na linguagem de programação Python. Os dados capturados pelos sensores são apresentados por meio de três gráficos gerados em tempo real, relativos ao acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.

III. RESULTADOS

A fim de validar os métodos utilizados na construção da rede, foi feito um experimento inicial em um indivíduo saudável. O intuito foi comparar os dados de acelerometria capturados aos movimentos de flexão e extensão do cotovelo, bem como supinação e pronação do antebraço. A figura 4 apresenta os gráficos resultantes dos sensores 1 e 2. Os sensores foram respectivamente posicionados no punho e no bíceps, justificando uma maior variação de amplitude pelo sensor 1 e menor, ou quase ausência de variação no sensor 2.



(a) Movimentos de extensão e flexão do cotovelo



(b) Movimentos de supinação e pronação do antebraço

Figura 4: Captura de movimentos dos sensores localizados no antebraço e braço.

Pode-se confirmar a flexão e extensão do antebraço por meio da variação dos eixos Y e Z referentes ao sensor 1 (a) representado pela alternância do posicionamento do antebraço entre os semi planos XY e YZ. Da mesma forma, também se confirma a supinação e pronação do antebraço por meio da variação dos eixos X e Z referentes ao sensor 1 (b) representado pela alternância do posicionamento do antebraço entre os semi planos XY e XZ.

A partir das dimensões do corpo humano, pôde-se criar um modelo 3D do mesmo, para representar o movimento de flexão de membros superiores em um ambiente virtual. As indicações vermelhas representam os ombros, enquanto a indicação amarela representa o cotovelo direito e, por último, a roxa indica o pulso direito do paciente. Tais disposições podem ser visualizadas na Figura 5.

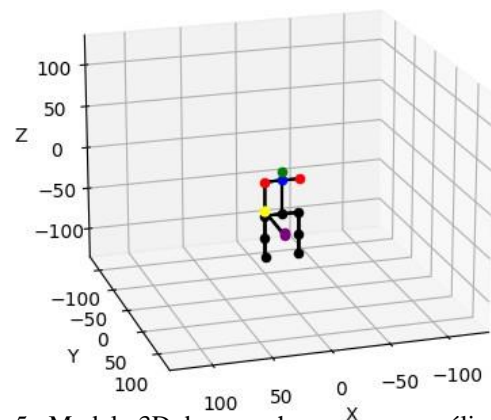


Figura 5: Modelo 3D do corpo humano para análise do membro superior direito.

Como resultados futuros pretende-se:

- Mapear os movimentos em casos de parestia de membros superiores, tendo foco no tratamento pós AVE.
- Propor um parâmetro de análise quantitativo para investigar uma potencialização da precisão do rastreamento de movimentos durante a fisioterapia.
- Consolidar uma rede segura, eficaz e adaptável para ser utilizada em ambiente hospitalar.

IV. CONCLUSÃO

Este trabalho propôs uma WBAN de sensores inerciais que pode contribuir para o tratamento de pacientes durante a reabilitação de parestias nos membros superiores. Essa contribuição se dá devido ao auxílio em tempo real provido pela rede no trabalho dos fisioterapeutas envolvidos no tratamento com o intuito de acompanhar a evolução clínica dos pacientes.

O sistema também oferece um levantamento quantitativo de dados resultante dos movimentos executados pelo paciente. Esses dados podem ser utilizados oferecendo ao fisioterapeuta melhores ferramentas de análise de evolução e resultados para o tratamento.

O uso do sistema de rastreamento pode ser de grande valia para o processo de reabilitação, uma vez que ele apresenta alta adaptabilidade por ser ajustável a diferentes ambientes, respeitando as limitações individuais. Isso faz com que ele possa ser integrado a outras terapias não convencionais, como, por exemplo, dispositivos robóticos e ambientes virtuais.

REFERENCES

- [1] F. Riet-Correa, G. Riet-Correa, and A. L. Schild, "Importância do exame clínico para o diagnóstico das enfermidades do sistema nervoso em ruminantes e equídeos," *Pesquisa Veterinária Brasileira*, vol. 22, no. 4, pp. 161–168, Oct. 2002, doi: 10.1590/s0100-736x2002000400006.
- [2] J. Seladi-Schulman, "Paresis: types, causes, symptoms, and treatment," <https://www.healthline.com/health/paresis#causes-and-types>, Dec. 2021, (Accessed: 2021-08-08).
- [3] H. J. Willison, B. C. Jacobs, and P. A. van Doorn, "Guillain-barre´ syndrome," *The Lancet*, vol. 388, no. 10045, pp. 717–727, Aug. 2016, doi: 10.1016/s0140-6736(16)00339-1.
- [4] H. Markus, "Stroke: causes and clinical features," *Medicine*, vol. 36, no. 11, pp. 586–591, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.mpmed.2008.08.009.
- [5] J. W. McDonald and C. Sadowsky, "Spinal-cord injury," *The Lancet*, vol. 359, no. 9304, pp. 417–425, Feb. 2002, doi: 10.1016/s0140-6736(02)07603-1.
- [6] M. M. Goldenberg, "Multiple sclerosis review," *Pharmacy and Therapeutics*, vol. 37, no. 3, p. 175, 2012, issn: 1052-1372.
- [7] J. Higgins, N. E. Mayo, J. Desrosiers, N. M. Salbach, and S. Ahmed, "Upper-limb function and recovery in the acute phase poststroke," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 42, no. 1, pp. 65–76, 2005, doi: 10.1682/jrrd.2003.10.0156.
- [8] P. Langhorne, R. Wagenaar, and C. Partridge, "Physiotherapy after stroke: More is better?" *Physiotherapy Research International*, vol. 1, no. 2, pp. 75–88, Jun. 1996, doi: 10.1002/pri.6120010204.
- [9] N. Bolognini, C. Russo, and D. J. Edwards, "The sensory side of post-stroke motor rehabilitation," *Restorative Neurology and Neuroscience*, vol. 34, no. 4, p. 571–586, Aug. 2016, doi: 10.3233/RNN-150606.
- [10] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Le-onhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 3, 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-3.
- [11] Y. Tao, H. Hu, and H. Zhou, "Integration of vision and inertial sensors for 3d arm motion tracking in home-based rehabilitation," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 26, no. 6, pp. 607–624, Jun. 2007, doi: 10.1177/0278364907079278.
- [12] A. P. S. P. B. da Silva, "O uso de sensores inerciais para caracterização e classificação do tremor de punho em indivíduos com a doença de parkinson e correlação com a escala de avaliação subjetiva: UPDRS," Ph.D. dissertation, (Pós-Graduação em Engenharia Elétrica)– Universidade Federal de Uberlândia, 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.14393/ufu.te.2019.312>
- [13] Y. Jiang, Y. Qin, I. Kim, and Y. Wang, "Towards an IoT-based upper limb rehabilitation assessment system," in 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, Jul. 2017, doi: 10.1109/embc.2017.8037343.
- [14] B. Tan and O. Tian, "Short paper: Using BSN for tele-health application in upper limb rehabilitation," in 2014 IEEE World Forum on Internet of Things (WF-IoT). IEEE, Mar. 2014, pp. 169–170, doi: 10.1109/wf-iot.2014.6803143.
- [15] V. Ferreira, E. Caballero, R. Lima, H. Balbi, F. Seixas, C. Albuquerque, and D. Muchalut-Saade, "Redes corporais sem fio e suas aplicações em saúde," in *Jornadas de Atualização em Informática* 2018. SBC, Jul. 2018, pp. 149–198, doi: 10.5753/sbc.2308.5.4.
- [16] M. U. H. A. Rasyid, F. A. Saputra, and A. Christian, "Implementation of blood glucose levels monitoring system based on wireless body area network," in 2016 IEEE International Conference on Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-TW). IEEE, May 2016, doi: 10.1109/icce-tw.2016.7521005.
- [17] M. U. H. A. Rasyid, B.-H. Lee, and A. Sudarsono, "Wireless body area network for monitoring body temperature, heart beat and oxygen in blood," in 2015 International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA). IEEE, May 2015, pp. 95–98, doi: 10.1109/isitia.2015.7219960.
- [18] N. Semiconductor, "nrf24le1 ultra-low power wireless system on-chip solution," https://infocenter.nordicsemi.com/pdf/nRF24LE1_PS_v1.6.pdf, 2010, (Accessed: 2021-08-08).
- [19] N. Semiconductor, "nrf2401 single chip 2.4ghz transceiver," https://www.mouser.com/datasheet/2/297/nRF24L01_Product_Specification_v2_0-9199.pdf, 2007, (Accessed: 2021-08-08).
- [20] J. Marins, X. Yun, E. Bachmann, R. McGhee, and M. Zyda, "An extended kalman filter for quaternion-based orientation estimation using MARG sensors," in *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the the Next Millennium (Cat. No.01CH37180)*, vol. 4, IEEE. IEEE, 2001, pp. 2003–2011, doi: 10.1109/iroso.2001.976367.
- [21] A. M. da Silva and D. C. da Silva, "Ressecção espacial em fotogrametria com quaternions," *Boletim de Ciências Geodésicas*, vol. 21, no. 4, pp. 750–764, Dec. 2015, doi: 10.1590/s1982-21702015000400044.