



PROJETO DE UM SISTEMA INERCIAL PARA RECONHECER MOVIMENTOS COMPENSATÓRIOS PARA USO EM JOGOS SÉRIOS

Letícia Marques Pinho Tiago*¹, Ana Carolina Coelho Robl¹

¹ FEELT – Universidade Federal de Uberlândia

I. INTRODUÇÃO

Resumo - O crescimento do AVE no Brasil tem trazido um aumento na demanda por reabilitação de pacientes afetados pela doença por ser uma das principais causas de morte no mundo. Assim, o estudo e o desenvolvimento de métodos que tornem a reabilitação de membros superiores mais eficiente, minimizando os efeitos do AVE, como a compensação, tem se tornado cada vez mais imprescindível. Assim, o objetivo deste artigo é desenvolver um sistema de rastreamento inercial para reconhecimento de movimentos compensatórios durante a implementação do jogo de realidade virtual na reabilitação de membros superiores de pacientes com trauma pós-AVE.

Palavras-Chave - Compensação, Rastreamento inercial, Reabilitação..

DESIGN OF AN INERTIAL SYSTEM FOR RECOGNIZING COMPENSATORY MOVEMENTS FOR USE IN SERIOUS GAME

Abstract - The growth of strokes in Brazil has brought an increase in the demand for rehabilitation of members affected by this disease since it is one of the main causes of death in the world. Thus, the study and development of methods that make rehabilitation of upper limbs more efficient, minimizing the effects of stroke, such as compensation, has become progressively essential. Thus, the objective of this article is to develop an inertial tracking system for recognizing compensatory movements during the implementation of the virtual reality game in the rehabilitation of upper limbs of patients with post-stroke trauma.

Keywords - Compensation, Inertial Tracking, Rehabilitation.

NOMENCLATURA

DMP	Digital Motion Processor
IMU	Inertial Measurement Unit
AVE	Acidente Vascular Encefálico

leticia.marq@ufu.br

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma doença neurológica, que possui duas principais causas: 1) Isquemia, que se dá pelo bloqueio ou estreitamento dos vasos sanguíneos do cérebro, que causam uma redução acentuada do fluxo sanguíneo. Este bloqueio pode ser causado por depósitos de gorduras no sangue ou coágulos sanguíneos; 2) Hemorragia, onde ocorre um vazamento ou estouro de um vaso sanguíneo, e podem ter diversas origens, como traumas cerebrais, pressão alta não controlada, aneurismas ou em decorrência a uma isquemia [1].

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), o AVE é a segunda principal causa de morte no mundo, sendo a principal causa de morte no Brasil [2]. Esta é a maior causa de incapacitação da população na faixa etária superior a 50 anos, sendo responsável por 10% dos óbitos [3].

Existem diferentes tipos de terapias convencionais que podem ser usadas na reabilitação de movimentos compensatórios. De acordo com [4], a terapia de reabilitação vestibular pode beneficiar no processo de recuperação do paciente. Conforme [5], foi provado que a terapia por movimento induzido por restrição é eficaz na recuperação motora e compensação de membros superiores. Já [6], explica como a terapia de radiação modulada de intensidade beneficia o tratamento de pacientes que sofrem de compensação.

Para que a reabilitação do AVE seja eficaz, é necessário um tratamento precoce e intensivo para evitar maiores complicações. A motivação e envolvimento do paciente também podem ser danificadas com o tempo, por isso também é necessário um tratamento precoce [7].

Jogos sérios são uma opção viável para a reabilitação precoce do AVE [7]. Jogos sérios são desenvolvidos com outras aplicações além do entretenimento, que podem ser aplicados para várias áreas de aplicação, por exemplo, Militares, Governo, educacional, corporativo, saúde [8]. Estudos comprovam que a tecnologias, como os jogos sérios, são uma maneira efetiva de terapia e reabilitação para pessoas que sofreram um AVE. Estes ambientes virtuais providenciam uma reabilitação segura e personalizável, que pode ser adaptada aos interesses e habilidades físicas do paciente em particular [7].

O jogo sério *HarpyGame*, desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica, em conjunto com o Grupo de Realidade Virtual e Aumentada a Universidade Federal de

Uberlândia, tem por objetivo desenvolver um sistema de treinamento virtual composto por um jogo sério, baseado em técnicas de Realidade Virtual e avaliar a reabilitação em pacientes com disfunção motora de membros superiores em decorrência ao AVE [9].

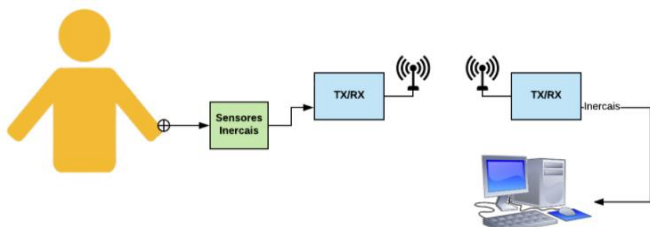
Na recuperação motora, tem-se como objetivo a realização da função da mesma forma como antes da lesão, usando os mesmos processos [10]. Já na compensação ocorre uma substituição comportamental, na qual estratégias alternativas são adotadas para realizar a tarefa [10]. Enquanto os movimentos compensatórios podem ajudar os pacientes a realizar tarefas em curto prazo, essas compensações são comumente associadas a complicações em longo prazo como dor, desconforto e contraturas articulares [11]. Dessa forma, o processo ideal de reabilitação neuromotora dos membros afetados é quando tem-se a recuperação motora e não a compensação. Assim, incorporar dados inerciais que permitam o rastreamento de qualquer tipo de compensação durante o processo de reabilitação é um passo importante para que a compensação seja evitada.

Esse projeto tem por objetivo desenvolver um sistema de simulação contendo um conjunto de sensores inerciais e um sistema de processamento de dados a fim de simular o movimento de braço que será usado posteriormente para análise de movimentos de compensação durante o jogo sério *HarpyGame* utilizado para a reabilitação de membros superiores pós-AVE.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Serão conectados 3 IMUs (Unidade de Medição Inercial), do modelo ICM20948, ao voluntário, o primeiro no osso externo, que será usado como a origem, o segundo será alocado no braço e o terceiro no antebraço. Os dados do sensor serão digitalizados em um microcontrolador padrão STM32, modelo STM32F103C8. Uma vez pré-processados, os dados serão enviados, via interface sem fios (RF) para processamento em computador padrão IBM-PC. A Figura 1 apresenta um diagrama de blocos que demonstra o funcionamento do sistema.

Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto



O software STM32CubeIDE é utilizado para desenvolver o programa de aquisição de dados do sensor inercial.

Os sensores utilizados contêm um magnetômetro de três eixos, um sensor de giroscópio de três eixos e um acelerômetro de três eixos. Esses sensores possuem um DMP (Digital Motion Processador), que é capaz de coletar os sinais e, por meio de uma filtragem passa-baixa, o DMP é capaz de estimar os quatérnios relacionados a cada sensor [12].

Os quatérnios são números hipercomplexos, ou seja, são uma extensão dos números complexos em uma quarta dimensão, descoberto pelo matemático britânico William Rowan Hamilton. Os quatérnio são representados por quatro números (a, b, c e d), composto por 3 números complexos e um número real [13], representados pela Equação 1 e Equação 2, que descrevem as características dos quatérnios.

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

Onde:

- q - Quaternion
- ai - Número complexo no eixo x
- bj - Número complexo no eixo y
- ck - Número complexo no eixo z
- d - Número real

E em que:

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

Onde:

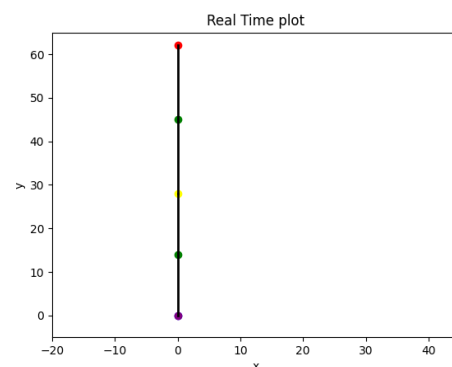
- i - Vetor unitário na direção do eixo x
- j - Vetor unitário na direção do eixo y
- k - Vetor unitário na direção do eixo z

Além dos quatérnios, existem os ângulos de Euler, que são representados por 3 ângulos (Ψ, Θ, ϕ).

Os quatérnios junto dos ângulos de Euler são as matrizes de rotação tridimensionais mais comuns, que são responsáveis por mudarem a direção de um vetor, porém não deve-se alterar sua magnitude, e, para isso o DMP calcula a norma de cada quatérnio para evitar a mudança de magnitude [13]. Um dos problemas em se trabalhar com os ângulos de Euler é o Gimbal Lock. O Gimbal Lock está relacionado a perda de um grau de liberdade rotacional em eixos tridimensionais, devido ao alinhamento de dois eixos, 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 [14].

A fim de realizar uma simulação do movimento do sensor, é necessário posicionar pontos que sejam análogos ao braço e antebraço, e para isso criou-se três pontos posicionados no ombro, cotovelo e pulso como pode ser observado na Figura 2.

Figura 2: Modelo de simulação de membros e sensores



Na Figura 2, o ponto vermelho, amarelo e roxo representam respectivamente o ombro, cotovelo e pulso, os pontos verdes representam os sensores e as linhas pretas representam os vetores do braço e antebraço.

Para realizar a simulação do braço e antebraço, foi necessário realizar a aquisição de dados dos sensores em quatérnios a fim de calcular a diferença em graus entre os pontos. Uma vez que o braço estiver rotacionando, os quatérnios unitários podem ser usados para girar o vetor do antebraço e braço a partir da Equação 3.

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

Onde:

- n - Quatérnio unitário
- u - Vetor rotacionando
- n* - Conjugado complexo do quaternion n
- v - Vetor resultante

A fim de calcular o ângulo entre os dois sensores, é necessário calcular o ângulo entre os dois quatérnios, que é representado pela Equação 4.

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

Onde:

- n - Quatérnio relacionado ao antebraço
- p* - Conjugado complexo do quaternion relacionado ao braço
- q - Quatérnio resultante

E para melhor compreensão, passa-se o quatérnio resultante para ângulos de Euler, por meio da Equação 5.

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{atan2}(2(q_0 q_1 + q_2 q_3), 1 - 2(q_1^2 + q_2^2)) \\ \text{asin}(2(q_0 q_2 - q_3 q_1)) \\ \text{atan2}(2(q_0 q_3 + q_1 q_2), 1 - 2(q_2^2 + q_3^2)) \end{bmatrix} \quad (5)$$

Onde:

- ϕ - Rotação em torno do eixo X
- θ - Rotação em torno do eixo Y
- ψ - Rotação em torno do eixo Z
- q0 - Número real do quatérnio
- q1 - Número complexo no eixo x do quatérnio
- q2 - Número complexo no eixo y do quatérnio
- q3 - Número complexo no eixo z do quatérnio

Por fim, utilizou-se de um goniômetro acoplado com um potenciômetro em sua região central para simulação do braço do indivíduo, onde dois sensores foram posicionados nas pontas extremas do instrumento e um foi mantido parado acoplado a mesa, sendo considerado a referência. Dessa forma foram adquiridos os 9 dados de cada sensor para uma movimentação de 90° de uma das extremidades, a outro foi mantida imovel, do goniômetro, saindo da angulação de 180° entre cada extremidade do goniômetro para a angulação de 90° e depois voltando para sua posição inicial.

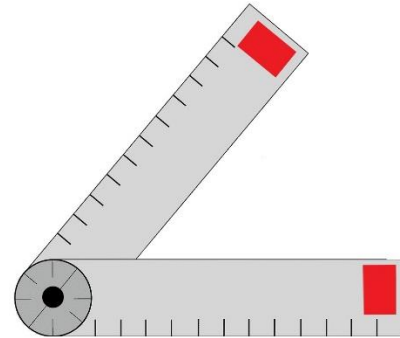
III. RESULTADOS

A partir da montagem do protótipo do sistema foi adquirido os dados dos eixos x, y, z em relação ao acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, que serão posteriormente

implementados na simulação de movimento de membros superiores.

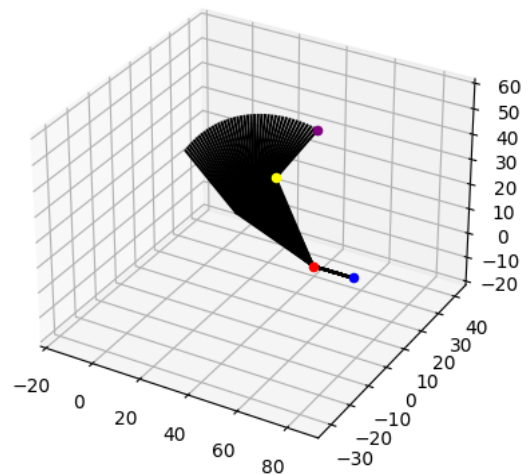
Dessa forma, foi possível comparar o movimento registrado pelo potenciômetro e pelo sensor que em movimento, e avaliar os sensores imóveis através das transformações dos dados dos sensores em ângulos de euler. Com isso pode-se assim validar os dados adquiridos pelos sensores, de acordo com o modelo representado pela Figura 3, para dar confiabilidade aos sensores utilizados

Figura 3: Modelo do goniômetro para avaliar os sensores inerciais



Simulou-se, também, o movimento do braço e antebraço de 0° a 70° por meio do uso de quatérnios simulados, em que o ponto azul, vermelho, amarelo e roxo representam respectivamente o esterno, ombro, cotovelo e pulso, e as linhas pretas representam os vetores do braço e antebraço e esterno, representado pela Figura 4.

Figura 4: Modelo de simulação 3D de movimento de membros e sensores



IV. CONCLUSÕES

Devido ao crescimento de desenvolvimento de novas tecnologias de ajuda em reabilitação e terapia, o uso de um sistema de reconhecimento de movimentos é de grande utilidade, principalmente se utilizada em conjunto com jogos sérios, visto que, este sistema proporcionará uma precisão, não

reconhecida a olho nu, aos movimentos realizados pelo paciente durante a reabilitação e isso permitirá uma análise mais eficaz de movimento compensatórios.

A partir das simulações e da construção dos sensores inerciais, os dados serão posteriormente usados para uma simulação do movimento do corpo humano com dados reais recebidos pelos sensores. Posteriormente este sistema inercial de reconhecimento de movimentos compensatórios será implementado no jogo sério *HarpyGame* para terapia e reabilitação em pessoas que sofreram um AVE.

Vale ressaltar que foi possível até o momento validar a eficácia e a alta precisão dos sensores na captação de movimentos, sendo possível desta forma capturar pequenos movimentos não visíveis a olho nu, o que na área da compensação se faz muito valioso.

REFERÊNCIAS

- [1] D.M.G. Cancela, “O acidente vascular cerebral—classificação, principais consequências e reabilitação”. O portal do Psicólogo, Portugal, p. 2-18, 2008
- [2] L. Bastos, Pan American Health Organization / World Health Organization. Acedido em: 15 de dezembro de 2020, em: https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5638:10-principais-causas-de-morte-no-mundo&Itemid=0
- [3] B. Abramczuk, E. Villela, “A luta contra o AVE no Brasil”. *ComCiência*, n. 109, p. 0-0, 2009.
- [4] M. Lacour, L. Bernard-Demanze, “Interaction between vestibular compensation mechanisms and vestibular rehabilitation therapy: 10 recommendations for optimal functional recovery”. *Frontiers in neurology*, v. 5, p. 285, 2015.
- [5] T. Kitago et al. “Improvement after constraint-induced movement therapy: recovery of normal motor control or task-specific compensation?”. *Neurorehabilitation and neural repair*, v. 27, n. 2, p. 99-109, 2013.
- [6] H. Rehbinder, C. Forsgren, J. Löf, “Adaptive radiation therapy for compensation of errors in patient setup and treatment delivery: Adaptive radiation therapy for compensation of setup errors”. *Medical Physics*, v. 31, n. 12, p. 3363-3371, 2004.
- [7] J.W. Burke et al. “Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games.” *The Visual Computer*, v. 25, n. 12, p. 1085-1099, 2009.
- [8] T. Susi, M. Johannesson. P. Backlund, “Serious games: An overview”, 2007.
- [9] G.F. Cyrino et al. “HarpyGame: um jogo sério customizável com interface multimodal para reabilitação de indivíduos pós-AVE.” 2019.
- [10] S. M. Michaelsen, M. F. Levin. “Short-Term Effects of Practice With Trunk Restraint on Reaching Movements in Patients With Chronic Stroke”, 2004.
- [11] D. S. Ada, C. G. Cannig, “Strengthening Interventions Increase Strength and Improve Activity After Stroke: a systematic review”. *Australian Journal of Physiotherapy*, 2006.
- [12] E. Carvalho, A. Soares. “UPPER LIMB 3D MOTION CAPTURE BASED ON INERTIAL SENSORS.”, 2016
- [13] J.L. Marins et al. “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*. p. 2003-2011, 2001
- [14] A.M. Silva; D.C. Silva. “Resseção espacial em fotogrametria com quatérnios.” *Boletim de Ciências Geodésicas*, v. 21, n. 4, p. 750-764, 2015.