

UMA PROPOSTA DE PROTOCOLO DE COLOCAÇÃO DE SENSORES INERCIAIS UTILIZANDO ALINHAMENTO VIRTUAL PARA APLICAÇÕES EM ANÁLISE DE MOVIMENTO DE MEMBROS INFERIORES

T. Botelho, Coord. de Eletrotécnica, Instituto Federal do Espírito Santo, thomazrb@ifes.edu.br
D. Soprani, Coord. de Eletrotécnica, Instituto Federal do Espírito Santo, douglassoprani@ifes.edu.br
P. Schneider, Dept. de Eng. Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, pzsneider@gmail.com
C. Carvalho, Dept. de Eng. Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, camila.r.c.carvalho@gmail.com
L. Vargas, Dept. de Eng. Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, lvargasvalencia@gmail.com
A. Frizzera, Dept. de Eng. Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Anselmo@ele.ufes.br

Resumo. Com o objetivo de auxiliar e melhorar a qualidade da reabilitação dos membros inferiores, sistemas de monitoramento do processo de reabilitação são foco de pesquisa de diversos grupos no mundo inteiro, uma vez que sistemas de processamento de dados podem prover mais controle e precisão quando aplicados em estratégias de treinamento e terapias. Neste contexto, faz-se necessária a medição de parâmetros cinemáticos dos movimentos do usuário para o controle do sistema e para a avaliação da terapia assistida. As Unidades de Medidas Inerciais (IMU) são utilizadas para medição de parâmetros do movimento, e.g., ângulos entre as articulações, e são empregados como sistemas de avaliação da atividade motora do paciente em recuperação. Neste trabalho, propõe-se um protocolo de colocação de sensores inerciais para avaliação do movimento de flexão/extensão do joelho. Dois sensores são posicionados no membro inferior do usuário sentado, um na coxa e outro na perna, de modo que é realizado um alinhamento virtual destes sensores inerciais, para facilitar a colocação dos mesmos, não exigindo assim um alinhamento mecânico rigoroso, permitindo portanto, a repetitividade do experimento.

Palavras chave: Sensores Inerciais, Análise de Movimento, Robótica de Reabilitação.

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o número de pessoas que apresentam alguma deficiência em membros inferiores, devido a diversos motivos como AVC ou lesões na medula espinhal, vem crescendo muito (Tsukahara *et al.* 2009). Essas deficiências podem levar a problemas secundários como a dependência de cadeira de rodas, osteoporose e, por exemplo, escaras. Tais problemas levam à diminuição da qualidade de vida por interferirem diretamente na realização de tarefas cotidianas. Visando recuperar ou melhorar as funções dos membros inferiores, diferentes programas de reabilitação são realizados. Convencionalmente, a reabilitação depende muito da experiência e do apresto manual do terapeuta.

O estudo do movimento humano na atualidade tem sido o foco de interesse das áreas da indústria de entretenimento, robótica, medicina, esporte, entre outras. A área médica, principalmente no campo da biomecânica, vem sendo favorecida pelo uso dos sensores inerciais (IMUs), utilizados na pesquisa e na caracterização do movimento humano.

Por serem pequenos e de baixo peso, os sensores inerciais podem ser colocados sobre segmentos do corpo humano sem interferir de forma significativa nos movimentos naturais do usuário. Dessa forma, é possível a obtenção de parâmetros biomecânicos, como a medição de ângulos entre as articulações.

Apesar de ser um amplo campo de pesquisa, aplicações clínicas envolvendo o uso de IMUs continuam praticamente inexploradas na literatura. A falta de padrões para a colocação dos sensores nos segmentos do corpo e a definição de um sistema de coordenadas anatômico são limitantes da aplicação clínica desta tecnologia (Vargas *et al.* 2014).

Alguns trabalhos para cumprir esta tarefa podem ser encontrados na literatura. Luinge *et al.* (2007) propõem um sistema de coordenadas para membros superiores de acordo com movimentos pré-definidos. Picerno *et al.* (2008) propõem uma técnica de calibração anatômica usando um dispositivo externo. Cutti *et al.* (2010) desenvolveram um protocolo chamado “Outwalk” definindo o número de sistemas de coordenadas anatômicos de acordo com o número de articulações adjacentes ao segmento.

Este trabalho propõe um protocolo de colocação dos sensores inerciais utilizados em um protocolo experimental de testes para avaliação do movimento de flexão/extensão do joelho enquanto o usuário está sentado. Um alinhamento virtual é aplicado nestes sensores, com o objetivo de se obter um protocolo de colocação dos sensores menos dependente do posicionamento dos mesmos, uma vez que os valores de ângulos obtidos são totalmente dependentes da posição em que estes são colocados na perna do usuário. Este protocolo é utilizado em uma interface multimodal que integra sinais de EEG, EMG e sinais de sensores inerciais, que por sua vez será utilizada no desenvolvimento de sistemas de controle para uma órtese ativa cujo objetivo é o desenvolvimento de novas estratégias de reabilitação.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A captura de dados do movimento foi realizada com o sistema de sensores inerciais comercial Tech MCS[®] (Technaid, Espanha). O elemento principal deste sistema é um concentrador capaz de capturar e transmitir os dados obtidos de diversas IMUs conectadas para um computador, neste caso via Bluetooth ou USB. Este sistema fornece a orientação espacial dos sensores em tempo real.

Cada IMU é composta por acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, todos triaxiais, que segundo o fabricante entregam um erro menor que um grau na medida de orientação do sensor em relação ao sistema de coordenadas globais.

Um programa foi desenvolvido para a captura dos dados. A frequência de amostragem foi configurada para 50Hz, valor compatível com os movimentos da perna executados nos experimentos (Yang e Kong, 2009). O processamento de dados foi feito via um programa desenvolvido em MATLAB[®].

Para avaliação do sistema, um goniômetro foi utilizado para medição do ângulo de flexão/extensão do joelho.

2.1. Protocolo experimental

O experimento foi realizado em seis sujeitos saudáveis de ambos os sexos com idades entre 18 a 24 anos.

A tarefa proposta consiste em um sujeito sentado, realizando movimentos repetitivos de flexão/extensão do joelho, tarefa esta utilizada para determinar a movimentação da perna para utilização em uma plataforma multimodal proposta por Soprani *et al.* (2014).

Durante a sessão experimental, os sujeitos estavam sentados confortavelmente e com os pés suspensos, sem tocar o chão. O ângulo no início do experimento entre a coxa e a perna foi de 90°, ajustado com auxílio de um goniômetro. A calibração do sistema inercial ocorre nesta posição. Um sinal sonoro indica o final da calibração e o início do experimento. Após aproximadamente 10 segundos, outro sinal sonoro indica que o sujeito deve realizar o movimento de extensão e flexão do joelho desde a posição inicial até a máxima extensão. A Fig. 1 ilustra um sujeito realizando o experimento.

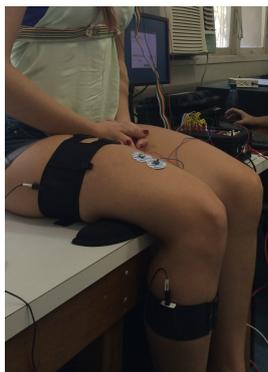


Figura 1. Usuário vestindo os sensores durante uma sessão de experimentos

Os sensores foram posicionados na coxa e na perna direitas do sujeito. O protocolo de posicionamento requer apenas que os sensores estejam o mais paralelo possível do plano sagital. O alinhamento mecânico do ângulo entre os sensores em relação ao ângulo real do membro inferior não é necessário, pois este alinhamento é realizado virtualmente, sendo esta a proposta apresentada neste trabalho. Assumiu-se que a coxa permaneceu imóvel e houve somente o movimento da perna durante a tarefa, uma vez que o sujeito se encontrava sentado.

Cada experimento foi composto por 30 repetições de 30 segundos cada uma.

2.2. Alinhamento Virtual

As três rotações que ocorrem em movimentos naturais no joelho são flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa (Favre *et al.*, 2009).

Os sensores inerciais foram configurados para fornecerem a representação espacial através de matrizes de cossenos diretores (DCM). Os dados representam a posição espacial em relação à referência global, i.e., a posição em relação ao campo magnético terrestre e à gravidade. Assim, para se medir os ângulos relativos entre os sensores da coxa e da perna, a referência do sensor da perna foi transformada de sua referência global para a orientação do sensor da coxa. Essa operação é representada pela Eq. (1).

$$M_{pc} = M_c^{-1} M_p \quad (1)$$

Na Equação (1), M_{pc} representa a DCM do sensor da perna referenciada ao sensor da coxa, enquanto M_c e M_p representam as DCMs dos sensores da coxa e da perna, respectivamente, com suas referências globais originais. A partir dos valores de M_{pc} é possível obter os ângulos relativos entre os sensores e, conseqüentemente, os ângulos do joelho. No entanto, os valores obtidos em M_{pc} são totalmente dependentes da posição em que os sensores são colocados no membro inferior do usuário.

Com o objetivo de se obter um protocolo de colocação dos sensores inerciais que forneça valores corretos e que seja independente da posição de colocação, um alinhamento virtual dos sensores é proposto. Em tal procedimento, foi considerado que, no momento da calibração, o ângulo de flexão/extensão do joelho é de 90° , i.e., a coxa e a perna estão a 90° uma da outra, este ângulo foi ajustado fisicamente através de um goniômetro. Também foi considerado não haver rotação interna/externa, tampouco adução/abdução nesse momento. Conseqüentemente, os sensores da coxa e da perna foram assumidos alinhados no plano XY e rotacionados de -90° em relação ao eixo Z no momento da calibração do sistema. Como a colocação manual dos sensores não garante essa configuração, um sensor virtual foi criado para que tal posicionamento seja alcançado. A Fig. (2) ilustra o procedimento.

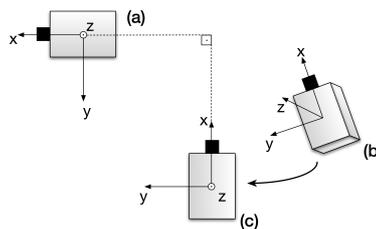


Figura 2. Ilustração do procedimento de alinhamento virtual

Na Figura (2), (a) ilustra o sensor da coxa, (b) ilustra o sensor da perna, colocado sem nenhum cuidado com o alinhamento, (c) representa um sensor virtual alinhado de acordo com o protocolo experimental, ou seja, a 90° do sensor da coxa. O sensor virtual foi criado pela rotação do sensor da coxa em -90° em torno do seu eixo Z. Para que a colocação dos sensores seja independente da posição, é preciso que a diferença entre a posição real do sensor da perna e a posição do sensor virtual seja conhecida. Para tanto, fez-se a DCM do sensor real da perna referenciada em relação ao sensor virtual. Essa operação é realizada através da Eq. (2).

$$A = (R_z M_{cc})^{-1} B \quad (2)$$

Na Equação (2), A representa a DCM do sensor real da perna, sensor (b), referenciada ao sensor virtual, sensor (c), no momento de calibração do sistema. M_{cc} representa o sensor da coxa, sensor (a), referenciado a ele próprio, ou seja, uma matriz identidade. R_z representa a matriz de rotação de -90° em torno do eixo Z, já B representa a DCM do sensor real da perna, sensor (b), referenciado ao sensor da coxa, sensor (a), no momento de calibração.

Para que o alinhamento seja realizado, a diferença entre o sensor virtual e o sensor real da perna, que está contida em A , é aplicada ao sensor real da perna ao longo do experimento. Esse passo é representado pela Eq. (3). Dessa forma, é como se os sensores fossem posicionados de acordo com a suposição realizada.

$$C = M_{pc} A^{-1} \quad (3)$$

Na Equação (3), C representa a DCM atual do sensor da perna já alinhada ao sensor da coxa, como suposto no protocolo, enquanto M_{pc} representa a DCM do sensor real da perna referenciada ao sensor da coxa ao longo de todo o experimento.

Ressalta-se que a referência utilizada em ambos os sensores é a orientação do sensor da coxa no momento de calibração. Supõe-se que não há movimento na coxa durante a tarefa realizada, somente movimento da perna. Tal consideração é feita, pois, como já mencionado, a coxa está apoiada sobre uma superfície plana e rígida. Então, toda a referência foi baseada na orientação do sensor da coxa no momento de calibração.

Os dados da DCM C foram então convertidos, por meio de operações com matrizes, em ângulos de Euler, para que o movimento do joelho no plano sagital pudesse ser representado.

3. RESULTADOS

Na Figura (3), são comparados os ângulos de flexão/extensão antes e após o alinhamento virtual em uma repetição durante uma sessão experimental. Como pode ser visto, no gráfico à esquerda, o ângulo inicial sem alinhamento virtual é de aproximadamente 80° enquanto o ângulo medido com o goniômetro foi de 90° , nesse mesmo instante. Após o alinhamento virtual, o ângulo inicial é de 90° , como pode ser visto no gráfico à direita, o que condiz com o adquirido

4. DISCUSSÃO

Com isso, tem-se um protocolo de medição de ângulos do joelho a partir de dois sensores inerciais que são independentes da colocação. Para a minimização dos erros de posicionamento de sensores, um outro sistema de medida pode ser usado para que os ângulos do posicionamento dos membros inferiores, e dos sensores inerciais em relação a estas no momento de calibração sejam de fato alcançadas. No entanto, isso envolveria a utilização de um outro sistema de análise cinemática, e.g., sistema de visão computacional, que tornaria o procedimento menos portátil e mais dependente de outros sistemas, pela utilização de câmeras, lasers ou outros dispositivos.

Uma limitação da técnica proposta é que a mesma alinha o sensor inercial para um único plano, no caso proposto, o plano sagital. Os ângulos medidos nos outros planos devem ser descartados, pois acumulam erro relativo ao alinhamento virtual, impossibilitando sua medida final, devendo portanto, esta técnica ser utilizada somente quando se tem interesse em medir o ângulo de uma articulação em um único plano.

O protocolo e a técnica propostos apresentaram resultados satisfatórios, uma vez que o ângulo inicial entre a coxa e a perna no plano sagital foi de 90°, independente da posição de colocação dos sensores na perna, em todos os experimentos realizados, indicando a possibilidade de repetição do experimento sem um alinhamento rigoroso dos sensores inerciais.

5. REFERÊNCIAS

- Cutti, A.G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A. e Ferrari A., 2010, “Outwalk: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors” *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48 (1): 17–25.
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B.M., Guise, J.A.de, Aminian, K., 2009, “Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors”, *Journal of biomechanics*”, 42(14):2330–5.
- Luinge, H.J., Veltink, P.H., Baten, C.T., 2007, “Ambulatory measurement of arm orientation”, *Journal of Biomechanics*, 40 (1): 78–85.
- Picerno, P., Cereatti, A. e Cappozzo, A., 2008, “Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules”, *Gait & Posture*, 28 (4): 588–595.
- Soprani, D., Botelho, T., Rodrigues, C., Frizera, A., Ferreira, A. e Rocon, E., 2014, “Platform for Multimodal Signal Acquisition for the Control of Lower Limb Rehabilitation Devices” *anais do 2nd International Congress on Neurotechnology Electronics and Informatics.*, pp. 49-55.
- Tsukahara, A., Hasegawa, Y. e Sankai, Y., 2009, “Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL”, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 211–217.
- Vargas, L., Elias, A., Frizera, A., Rocon, E., 2014, “Body to sensor calibration procedure for lower limb joint angle estimation applied to IMU-based gait analysis”, *proceedings of XXIV Brazilian Congress of Biomedical Engineering*.
- Yang, S. e Kong, L., 2009, “Research on Characteristic Extraction of Human Gait”, *3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, [S.l.: s.n.], p. 1–4.

6. AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa foi apoiada pelo CNPq (Processos #471804/2012-6 e #308529/2013-8).

7. ABSTRACT

With the goal of help and improve the lower limb rehabilitation quality, monitoring systems of the rehabilitation process are the focus of research of several groups over the world, once that data processing systems can provide more control and precision when applied in training strategies and therapies. It is needed the measurement of the user’s movement kinematics parameters to the system’s control and to the assisted therapy evaluation. The Inertial Measurement Units (IMU) are used to measure the movements parameters, e.g., angles between the joints, and are applied in evaluation systems of the patient’s motor activity in recover. In this work, it is proposed an inertial sensors placing protocol for evaluation of the flexion/extension movement of the knee. Two sensors are placed on the seated user’s lower limb, one on the thigh and the other on the leg, so that is performed a virtual alignment of the inertial sensors in order to make easier the placement, not requiring therefore, a strict mechanical alignment, allowing then, the experiment repeatability.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.