

CONTROLE DE MOVIMENTOS CORPÓREOS EM TEMPO REAL USANDO SINAIS SONOROS EM UM SISTEMA WEB DE MONITORAMENTO

Alexandre Peiter Ferraz (PIBITI/CNPq)¹

Wu Feng Chung^{1,2}, Leandro Augusto Ensina^{1,3}

Huei Diana Lee (Orientadora)¹

Laboratório de Bioinformática (LABI)/Universidade Estadual do Oeste do Paraná (Unioeste)¹

Faculdade de Ciências Médicas (FCM)/Universidade Estadual de Campinas (Unicamp)²

Coordenação de Engenharia da Computação (COENC)/Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)³

{alexandre.ferraz, huei.lee}@unioeste.br

Objetivos

Avaliar a funcionalidade de orientação de movimentos de pacientes em tempo real a partir de sinais sonoros de um sistema de telemedicina.

Métodos e Procedimentos

O método proposto por Wu *et al.* [1] auxilia na análise de movimentos do corpo humano a partir de dados coletados de sensores inerciais, como o acelerômetro. Além disso, este método permite a criação de curvas padrão tridimensionais de movimentos de indivíduos hígidos ou com alterações morfofuncionais. Neste cenário, o Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina (SMMAR-T) [2] foi desenvolvido com a finalidade de automatizar este método, além de permitir que especialistas acompanhem, remotamente e em tempo real, as atividades de pacientes. Neste trabalho, uma nova funcionalidade foi desenvolvida no SMMAR-T que visa auxiliar no processo de reabilitação de pacientes: controle da amplitude do movimento de partes do corpo por meio de aviso sonoro. Para isso, o sistema converte a aceleração captada do acelerômetro para

ângulo, considerando a influência do vetor aceleração da gravidade em cada um dos eixos das coordenadas cartesianas (Equação 1).

$$\theta = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}} \right) \quad (1)$$

onde θ é o ângulo e A_z , A_y , A_x são as acelerações nos eixos Z, Y e X, respectivamente.

Neste trabalho, dois indivíduos saudáveis (S1 e S2) (CEP - Comitê de Ética em Pesquisa: aprovação 5.313.525 e 5.381.336) participaram dos experimentos, em posição sentada e com *smartphone* posicionado em região interescapular dotado de acelerômetro e SMMAR-T. Primeiramente, um movimento de flexão com amplitude máxima do tronco foi feito, sendo este usado como referência 100%. Depois, o mesmo movimento de flexão foi realizado com ângulo correspondendo à 75% da referência e era orientado em única vez por especialista com uso de goniômetro, sem alarme sonoro e por seis ciclos. Por fim, o S1 e o S2 realizaram novamente esta atividade, mas com a presença de alarme sonoro que disparava quando o paciente alcançava 70%, ou seja, 5% antes do valor de referência.

Durante todo o experimento, um metrônomo com 60 batidas por minuto foi utilizado e os dados eram coletados pelo sensor em 10 Hz [3]. Cada curva proveniente de dados coletados era, automaticamente, ajustada pelo modelo polinomial grau 5 (PolG5) pelo SMMAR-T e o coeficiente de determinação (R^2) calculado. Com os valores obtidos, aplicou-se estatística descritiva e analítica fixando-se a hipótese nula de 5%. Essa pesquisa faz parte de projeto aprovado pelo CEP anteriormente citado.

Resultados

Na Tabela 1 são apresentados os valores em graus ($^\circ$) de deslocamento relacionados às referências 100% e 75%, além de valores de média, desvio padrão (entre parênteses), para os casos com e sem alarme do S1 e S2. Por meio de ajuste por PolG5Os, as curvas ajustadas obtiveram R^2 superiores a 0,99.

Tabela 1: Dados em graus, coletados do S1 e S2.

Sujeito	Momento	100% ($^\circ$)	75% ($^\circ$)	Sem Alerta	Com Alerta
S1	Início	0,00	0,00	-9,73 (0,72)	-5,21 (2,00)
	Fim	70,80	53,10	34,04 (1,86)	55,86 (2,49)
S2	Início	0,00	0,00	-4,97 (1,98)	-0,71 (0,93)
	Fim	81,65	61,24	51,16 (1,99)	66,27 (1,59)

Segundo o teste de Shapiro-Wilk, o conjunto de dados apresentou distribuição normal. Com isso, aplicou-se o teste t de Student para dados pareados, o qual demonstrou diferença estatística significativa entre os dados com e sem alerta para os ângulos finais ($p < 0,0001$). Os mesmos testes foram realizados para os ângulos iniciais indicando um p-valor de 0,0036 e 0,0012 para S1 e S2, respectivamente. Assim sendo, é possível constatar que para os dois casos os ângulos finais atingiram médias mais próximas da referência esperada quando o alarme estava ativado, pois, em S1, o erro foi de $-19,06^\circ$ sem alarme e de $2,76^\circ$ com alarme, enquanto em S2, obteve-se erro de $-10,08^\circ$ e $5,03^\circ$ nos cenários sem e com som, respectivamente. Além disso, nos casos sem alerta, é possível perceber que os indivíduos perdem a noção dos pontos inicial e final estabelecidos, o que ocorre com menor intensidade quando o alarme é ativado (Figura 1). Outra contribuição útil é a possibilidade de cada indivíduo realizar movimentos com base em percentagens definidas a partir de sua própria referência, permitindo assim, a criação

de planos de atividades e ou reabilitações individualizados.

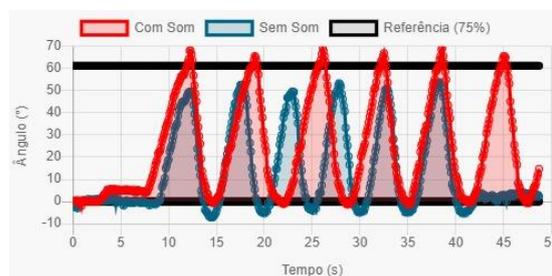


Figura 1 – Registro de atividade do S2 com e sem alarme.

Vale ressaltar que o profissional auxiliou S1 e S2 apenas na determinação dos movimentos de referência (100% e 75%), simulando assim, a instrução passada, como exemplo, no consultório. A dificuldade maior é a situação fora do ambiente profissional, pois os indivíduos realizam movimentos sem a presença de profissionais para a devida orientação, realizando-os de modo inadequado. Portanto, a implementação do aviso sonoro será útil e permitirá que indivíduos possam realizar exercícios controlados com maior efetividade e dentro dos limites estabelecidos pelo especialista.

Conclusões

As melhorias implementadas cumpriram o objetivo proposto, e constataram melhora da efetividade nos movimentos solicitados. Desse modo, o sistema pode contribuir para tornar o processo de reabilitação e ou atividades físicas de modo mais preciso e acurado, pois os indivíduos poderão realizar, adequadamente, os movimentos determinados pelo profissional da saúde e, assim, evitar lesões causadas por movimentos desnecessários e incorretos.

Referências Bibliográficas

- [1] Wu, F.C., (2019). BR Patente 10 2019 015290 7. Instituto Nacional de Propriedade Industrial, 2612.
- [2] Ensina, *et. al.* (2020). Sistema Computacional Web para o Monitoramento de Movimentos em Tempo Real. *Journal of Health Informatics* **12**, 189-195.
- [3] Zeng, H. & Zhao, Y. (2011). Sensing movement: Microsensors for body motion measurement. *Molecular Diversity Preservation International* **11**, 638-660.