



Implementação de funcionalidades para análise e controle de movimentos em um sistema web de telemedicina

Implementation of features for movement analysis and control in a web telemedicine system

DOI: 10.55905/oelv22n1-010

Recebimento dos originais: 01/12/2023

Aceitação para publicação: 02/01/2024

Alexandre Peiter Ferraz

Graduando em Ciência da Computação com área de concentração em Computação aplicada à Medicina, Telemedicina, Biomecânica e Bioinformática

Instituição: Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE)

Endereço: Av. Tarquínio Joslin dos Santos, 1300, Lot. Universitário das Américas, Foz do Iguaçu - PR, CEP: 85870-650

E-mail: alexandre.ferraz@unioeste.br

Huei Diana Lee

Doutora em Ciências da Computação e Matemática Computacional com área de Concentração em Computação aplicada à Medicina, Mineração de Dados, Biomecânica e Telemedicina

Instituição: Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE)

Endereço: Av. Tarquínio Joslin dos Santos, 1300, Lot. Universitário das Américas, Foz do Iguaçu - PR, CEP: 85870-650

E-mail: huei.lee@unioeste.br

Leandro Augusto Ensina

Mestre em Sistemas Elétricos e Computação com área de concentração em Aprendizado de Máquina, Reconhecimento de Padrões, Telemedicina e Biomecânica

Instituição: Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Endereço: Rua Cel. Francisco Heráclito dos Santos, 100, Centro Politécnico, Jardim das Américas, Curitiba - PR, CEP: 81531-990

E-mail: leandro.ensina@ufpr.br

Weber Shoity Resende Takaki

Doutor em Ciências da Cirurgia com área de concentração em Telemedicina, Sistemas Embarcados, Imagem e Vídeo Digital, Redes de Dados

Instituição: Universidade Federal da Integração Latino-Americana (UNILA)

Endereço: Av. Tarquínio Joslin dos Santos, 1000, Polo Universitário, Foz do Iguaçu - PR, CEP: 85870-901

E-mail: webertakaki@gmail.com



Wu Feng Chung

Doutor em Ciências da Cirurgia com área de concentração em Biomecânica,
Bioinformática, Fisiopatologia Cirúrgica e Cirurgia Translacional
Instituição: Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE)
Endereço: Av. Tarquínio Joslin dos Santos, 1300, Lot. Universitário das Américas,
Foz do Iguaçu - PR, CEP: 85870-650
E-mail: wu.chung@unioeste.br

RESUMO

O estudo e a análise de movimentos de estruturas do corpo humano são fundamentais no auxílio ao diagnóstico, ao tratamento e acompanhamento evolutivo de lesões ou doenças, e, principalmente, nas ações preventivas de enfermidades. Atualmente, os métodos tradicionais utilizados para mensurar a amplitude de deslocamento das articulações e partes do corpo são realizados, principalmente, por instrumentos manuais denominados de goniômetros. Todavia, a medição de movimentos por meio deste aparato é incompleta, pois afere somente em um plano de deslocamento e de modo estático, contrariando a biomecânica de movimento corporal que é dinâmica e em até três dimensões. Assim, o método de análise de deslocamentos do corpo humano, em conjunto com o sistema computacional de monitoramento de movimentos, foi desenvolvido visando a determinação e a análise de movimentos padrão do corpo humano tridimensionalmente. Contudo, durante provas de conceito foram identificadas funcionalidades que poderiam ser aperfeiçoadas e novas a serem implementadas nesse sistema. Entre elas destacam-se a capacidade de gerenciar movimentos padrão, a personalização de gráficos de análise e o controle de atividades de movimentos por meio de sinais sonoros. Desse modo, o objetivo desse trabalho foi implementar e validar essas funcionalidades no sistema, visando torná-lo mais flexível e amigável aos usuários.

Palavras-chave: reabilitação, biomecânica, reconhecimento de padrões.

ABSTRACT

The study and analysis of movements and structures of the human body are fundamental in aiding the diagnosis, treatment and evolutionary monitoring of injuries or diseases and, mainly, in the preventive actions of diseases. Currently, the traditional methods used to measure the range of motion of joints and body parts are performed mainly by manual instruments called goniometers. However, the measurement of movements using this device is incomplete, as it measures only in the displacement plane and in a static way, contrary to the biomechanics of body movement, which is dynamic and in up to three dimensions. Thus, the method of displacement analysis of the human body, along with the telemedicine computer system that automates it, was developed aiming at the determination and analysis of standard movements of the human body considering three dimensions. However, after a critical analysis of the system, some features that should be improved and new ones to be implemented were identified. Among these functionalities are the ability to manage standard movements, the customization of analysis charts, and control of body movements using sound signals. Therefore, the objective of this work

was to implement and validate these functionalities in the system, aiming to make it more user-friendly.

Keywords: rehabilitation, biomechanics, pattern recognition.

1 INTRODUÇÃO

O estudo e a análise dos movimentos realizados pelo corpo humano são essenciais, pois auxiliam, entre outros, em diagnósticos mais precisos e acurados a respeito de problemas locomotores, na prevenção de doenças e lesões e no acompanhamento do processo de reabilitação (NWEKE *et al.*, 2019). Logo, a pesquisa sobre os deslocamentos do corpo permite o desenvolvimento de ferramentas e tecnologias que beneficiam diferentes especialidades da saúde, como a ortopedia, a fisioterapia e a medicina esportiva. Neste cenário, é possível monitorar se uma determinada atividade está sendo realizada de maneira adequada dentro dos limites estabelecidos, aspecto fundamental, por exemplo, para atletas de alto rendimento que necessitam realizar exercícios repetitivos capazes de ocasionar lesões quando são mal executados, ou para idosos que possuem determinadas limitações na realização de movimentos (LARA; LABRADOR, 2013).

Os métodos tradicionais para realizar a avaliação do movimento de estruturas do corpo, em especial das articulações, envolvem instrumentos como o goniômetro e o eletrogoniômetro, os quais permitem mensurar a amplitude de movimento (ADM) de deslocamentos realizados por tais estruturas. Esta medida corresponde a variação angular total que uma articulação atinge ao realizar um movimento (MUIR; COREA; BEAUPRE, 2010).

Contudo, as mensurações realizadas por estes instrumentos abrangem apenas um plano anatômico por vez (MARQUES, 2003), enquanto movimentos de articulações mais complexas, como ombro e quadril, ocorrem para três planos simultaneamente (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014). Além disso, em alguns casos, indivíduos podem apresentar uma ADM normal, porém com alterações de velocidade e tempo de execução. Assim, a avaliação por tais instrumentos torna-se difícil e imprecisa.

Frente a isso, o uso de sensores inerciais se apresenta como uma importante alternativa, sendo amplamente utilizada na literatura para contornar o problema previamente citado (CARNEVALE *et al.*, 2019). Sensores inerciais são dispositivos que utilizam o princípio da inércia para mensurar as forças que atuam sobre si mesmo (FIGUEIRA; MATIAS; GAMBOA, 2016), com destaque para o acelerômetro e o giroscópio. Em particular, os acelerômetros são instrumentos capazes de medir a aceleração de um corpo em três eixos do sistema de coordenadas cartesiano. Assim, até movimentos mais complexos, como rotação e circundação de ombro, podem ser mapeados.

Neste cenário, diferentes trabalhos, a exemplo de Muir *et al.* (2010) e Chen *et al.* (2015), buscaram utilizar esses sensores em suas soluções. Porém, os métodos apresentados nesses trabalhos não permitem identificar padrões nos dados coletados, ou realizar a comparação entre indivíduos saudáveis e lesionados. Outros trabalhos, a exemplo de Shoaib *et al.* (2015) e Nweke *et al.* (2019), buscaram classificar e analisar movimentos comuns realizados cotidianamente, como caminhar, correr, sentar e deitar. Porém, tampouco permitiram analisar padrões de movimentos individuais ou identificar parâmetros de saúde, ou lesões entre indivíduos.

Perante o exposto, Wu *et al.* (2019) propuseram o método de análise de deslocamentos do corpo humano, que visa solucionar essas limitações por meio do uso de dados coletados de sensores inerciais para representar os movimentos dinamicamente em diferentes planos e eixos, além de permitir a análise desses dados a partir da criação de movimentos e curvas padrão. As curvas padrão podem representar os movimentos de um grupo ou de um indivíduo único, saudável ou não, permitindo realizar diagnósticos e acompanhar a evolução de pacientes ao longo do processo de reabilitação.

O método ainda prevê a extração de medidas para as curvas padrão criadas, como velocidade, amplitude de movimento, acelerações mínima e máxima, e tempo de realização do movimento para cada eixo de deslocamento. Essas medidas auxiliam os profissionais a tomar decisões e são particularmente importantes para definir os padrões entre movimentos saudáveis e com alteração morfofuncional (Wu *et al.*, 2019).

Neste contexto, o Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina (SMMAR-T) foi desenvolvido com o objetivo de automatizar e permitir que especialistas e pacientes tenham acesso aos benefícios do método (Ensina *et al.*, 2020; Ensina *et al.*, 2021). Além disso, o SMMAR-T permite que um profissional gerencie dados de seus pacientes, crie planos de atividades personalizados e acompanhe a realização desses movimentos remotamente e em tempo real.

O SMMAR-T possui uma interface *web* responsiva e permite que dados de movimentos sejam coletados por meio de *smartphones* com acesso à Internet, que possuam sensores inerciais embutidos. Assim, pacientes podem realizar as atividades atribuídas pelos profissionais em qualquer local, dispensando a necessidade de deslocamento a uma clínica ou espaço especializado. Após a realização da atividade, o sistema ainda armazena os dados coletados automaticamente em um banco de dados, permitindo que especialistas devidamente cadastrados realizem a análise dos movimentos.

O profissional ainda pode utilizar a funcionalidade “Cenário de Comparação”, por meio da qual é possível selecionar os registros de atividades que irão compor um movimento padrão. Adicionalmente, o sistema permite que os dados sejam segmentados, de modo que somente as regiões representativas do movimento sejam utilizadas na comparação.

Outra vantagem do método proposto é a necessidade de apenas um sensor inercial para realizar a coleta de dados relativos a um deslocamento. Cabe destacar que tal sensor pode estar presente em aparelhos de nosso cotidiano, como *smartphones* e pulseiras inteligentes, dispensando tanto a compra de equipamentos especiais quanto a necessidade de um local com estrutura específica para a realização dos movimentos.

Todavia, após prova de conceito do sistema junto a profissionais da saúde e da computação, foi possível identificar novas funcionalidades que poderiam ser implementadas e outras para receber melhorias. Portanto, esse trabalho teve como objetivo projetar e implementar melhorias evolutivas no SMMAR-T, além de avaliar se de fato tais aperfeiçoamentos aprimoram a experiência do usuário ao utilizar o sistema.



2 MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados no desenvolvimento e avaliação das melhorias evolutivas e novas funcionalidades do SMMAR-T são:

- Notebook Lenovo Ideapad 3, sistema operacional Windows 11, processador Ryzen R7-5700U, memória de 8 GB e disco rígido de 256 GB;
- *Smartphone* Samsung Galaxy A12, sistema operacional Android 13, memória RAM de 4 GB e sensor acelerômetro LIS2DLC12;
- Linguagens Java (ORACLE, 2023), *HyperText Markup Language* (MOZILLA, 2023a) e JavaScript (MOZILLA, 2023b);
- *Frameworks Java Server Faces* v2.3 (JAVASERVER FACES, 2023) e *ZURB Foundation* v6.5.1 (FOUNDATION, 2023);
- Biblioteca Chart.js v.2.8 (CHART.JS, 2023).

O SMMAR-T (Ensina *et al.*, 2020) é um sistema *web* desenvolvido utilizando o padrão de arquitetura *Model-View-Controller* (LUCKOW; MELO, 2015) e com o conceito de interface responsiva (MARCOTTE, 2010) com possibilidade de adaptação dinâmica ao tamanho da tela do dispositivo durante o acesso da aplicação.

O levantamento de requisitos que definiram as novas funcionalidades e melhorias implementadas neste trabalho ocorreu por meio de reuniões com profissionais das áreas da saúde e da computação, os quais tiveram acesso e experiência de uso em versões anteriores do SMMAR-T (Ensina *et al.*, 2021). Entre as especialidades destes profissionais destacam-se cirurgiões ortopedistas e neurocirurgiões, além de fisioterapeutas e educadores físicos. Ao longo destas reuniões foi possível definir dois grupos principais de funcionalidades necessárias, sendo (G1) análise e gerenciamento de movimentos padrão e (G2) controle de movimentos corpóreos utilizando avisos sonoros em tempo real.

O primeiro grupo de funcionalidades (G1) abordou melhorias relacionadas aos casos de uso de movimentos padrão. Na criação de um movimento padrão, o profissional devidamente autorizado deve, inicialmente, construir um cenário de comparação e selecionar qual parte do corpo, como ombro, braço, coluna vertebral, o tipo de movimento e a lateralidade, direita ou esquerda. Em seguida, uma lista com todos os pacientes que

possuem registros de atividades com as características definidas será, automaticamente, apresentada. Com esses procedimentos, o especialista será capaz de analisar os dados de um indivíduo ou de um grupo de indivíduos.

Assim, como complemento a funcionalidade de cadastro de movimento padrão, implementada em trabalhos anteriores (Ensina *et al.*, 2021), foram adicionadas ao sistema melhorias para auxiliar na sua análise e gerenciamento. Entre essas melhorias estão a possibilidade de adicionar, remover ou editar curvas de um padrão, manipular atributos de gráficos de análise, como sua cor, espessura e traçado, e registro automático de cenários de comparação.

No G2, foram implementadas funcionalidades que utilizam sinais sonoros para delimitar e alertar, em tempo real, os limites de deslocamentos realizados pelos indivíduos nas atividades realizadas. Com essa melhoria, o sistema permite definir, a partir do deslocamento de 100% de movimento realizado pelo indivíduo, a ADM para ser usada como referência de deslocamento integral e, com isso, o profissional de saúde será capaz de determinar uma porcentagem desejada de movimento para cada sujeito. Assim, durante a realização de atividade ou de exercício físico, quando a articulação atinge a porcentagem da amplitude estabelecida, o alarme sonoro é emitido e, por meio desta alerta, o indivíduo saberá que está no limite desejado deste deslocamento.

Como a amplitude de movimento é determinada pela variação dos ângulos, foi necessária a conversão, em tempo real, da aceleração, capturada pelo sensor acelerômetro, em ângulo. Nessa conversão, considera-se a influência da força gravitacional em cada eixo de coordenadas cartesianas (Equação 1)

$$\theta_z = \arctan\left(\frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}\right) \quad 1)$$

Onde

θ_z é o ângulo e A_z, A_y, A_x as acelerações dos eixos Z, Y e X, respectivamente.

3 CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL

A avaliação das funcionalidades relacionadas à análise e ao gerenciamento de movimentos padrão foi realizado a partir de testes de software, entre estes eles: (PRESSMAN; MAXIM, 2016):

- Teste de unidade: verificar a adequação dos novos componentes a serem desenvolvidos e implementados;
- Teste de integração: encontrar falhas na comunicação entre as novas unidades implementadas e as existentes no sistema;
- Teste de validação: verificar se as funcionalidades implementadas atendem de maneira efetiva os requisitos apontados.

Nesse sentido, os testes de unidade e integração foram realizados durante o desenvolvimento das funcionalidades. Para o teste de validação, as melhorias foram apresentadas a quatro especialistas das áreas de saúde e da computação que as avaliaram por meio de uma escala qualitativa com duas alternativas, sendo estas quando a funcionalidade atende totalmente aos requisitos (AT) e quando a funcionalidade não atende aos requisitos (AN).

Em relação à validação da funcionalidade de controle dos deslocamentos, ou seja, para que os indivíduos mantenham sua ADM dentro dos limites estabelecidos, foi realizada a análise experimental considerando dois sujeitos (S1 e S2) pertencentes ao Projeto CEP - Comitê de Ética em Pesquisa: aprovação 5.313.525 e 5.381.336, conforme os passos a seguir:

- Posicionamento de telefone celular contendo sensor acelerômetro na região interescapular, com o sensor calibrado considerando a posição inicial como zero graus, para a aquisição de dados pelo SMMAR-T;
- Realização do movimento total de flexão da coluna vertebral para a definição da ADM máxima (100%) do indivíduo, uma única vez;
- Orientação de especialista, com o uso de um goniômetro, da posição correspondente a 75% da referência, uma única vez;



- Execução do mesmo movimento seis vezes, porém com apenas 75% da ADM máxima, sem o auxílio de sinal sonoro; o indivíduo estabelece subjetivamente o parâmetro de 75% com base na orientação do especialista (passo anterior);
- Repetição do mesmo movimento seis vezes, com apenas 75% da referência, com auxílio de sinal sonoro;
- Ajuste de curvas pelo modelo polinomial de grau 5 (Equação 2) e cálculo do coeficiente de determinação;
- Aplicação de métodos estatísticos, como cálculo de média, desvio padrão e aplicação testes de hipótese, para verificar qual dos casos, com ou sem o aviso, atingiu ângulos finais e iniciais mais próximos do esperado.

$$y = a_5x^5 + a_4x^4 + a_4x^4 + a_2x^2 + a_1x^1 + a_0 \quad 2)$$

Onde

x e y representam as variáveis tempo e aceleração, respectivamente, e $a_5, a_4, a_3, a_2, a_1, a_0$ são coeficientes desse polinômio.

Durante os experimentos um metrônomo configurado para executar 60 pulsos por minuto foi utilizado. Além disso, o SMMAR-T convertia automaticamente os dados coletados do sensor acelerômetro, presente no *smartphone*, para ângulo, utilizando a Equação 1, e calculava a ADM dos sujeitos em tempo real. A aceleração, o ângulo e a marca de tempo de cada registro do sensor acelerômetro foram coletados com frequência de 10 Hz para a realização das análises.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a implementação das funcionalidades do primeiro e segundo grupo, foram realizadas reuniões com quatro especialistas das áreas saúde e computação que avaliaram as funcionalidades implementadas. Na Tabela 1 é possível observar a avaliação dos profissionais para as melhorias inseridas no sistema, na qual todos julgaram que as

funcionalidades atendem ao requisito proposto. Desse modo, é possível definir que as adições ao sistema são de fato úteis e auxiliam para que a análise e a comparação de movimentos sejam mais completas e acuradas. Vale lembrar que a avaliação permitia duas possibilidades, sendo estas quando a funcionalidade atende totalmente ao requisito (AT) e a funcionalidade não atende ao requisito (AN).

Tabela 1 – Avaliação qualitativas para as funcionalidades desenvolvidas no sistema.

Funcionalidade	Escolha AT	Escolha AN
Registro automático de cenário de comparação	4 Especialistas	0 Especialistas
Gerenciamento de curvas	4 Especialistas	0 Especialistas
Customização de características de gráficos	4 Especialistas	0 Especialistas
Conversão de aceleração para ângulo	4 Especialistas	0 Especialistas
Controle de movimentos utilizando sinais sonoros	4 Especialistas	0 Especialistas

Fonte: De autoria própria.

O primeiro grupo de funcionalidades (G1) focou em melhorias relacionadas a análise e gerenciamento de movimento padrão e cenário de comparação (Figura 1). Anteriormente, após utilizar um cenário de comparação, era necessário que o usuário explicitamente o armazenasse por meio de um botão localizado ao final da página para que o sistema o registrasse no banco de dados. Assim, caso o usuário esquecesse ou optasse no momento da criação por não armazenar tal cenário, este não seria capaz de editá-lo posteriormente, tampouco capaz de editar um movimento padrão criado a partir do mesmo.

Com a implementação das melhorias neste trabalho, o sistema armazena automaticamente os registros de atividades, que contém as informações de um movimento realizado, e as regiões selecionadas, além de relacionar todo movimento padrão com um cenário, permitindo edições posteriores tanto nos cenários de comparação quanto nos movimentos padrão. Outra melhoria adicionada é a capacidade de gerenciar curvas, representada na Figura 1-A, na qual é possível adicionar, excluir ou atualizar as curvas

que compõem o movimento padrão já criado, garantindo maior flexibilidade para adicionar novos pacientes ou corrigir algum erro cometido.

Adicionalmente, ao clicar sobre as legendas das curvas do gráfico, uma tela semelhante à representada na Figura 1-B é apresentada. Nessa tela o usuário pode customizar as características visuais de cada curva, como cor, estilo do traço e espessura. Além disso, o usuário pode alternar a representação do gráfico de colorido para a escala de cinza, auxiliando na geração de relatórios e na elaboração de documentos de modo customizado.

Figura 1 – Tela de Consulta de Movimento Padrão (dados fictícios).



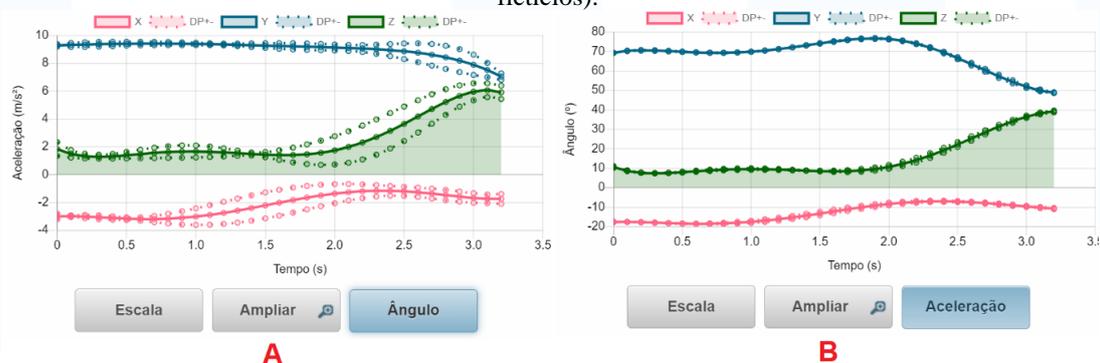
Fonte: De autoria própria.

Vale ressaltar que algumas restrições de alteração foram aplicadas com o objetivo de manter a coerência na representação dos dados. Por exemplo, no gráfico principal, que apresenta as curvas de todos os simultaneamente, as alterações de estilo e espessura do traço afetam apenas as curvas principais, nomeadas com X, Y e Z. Já as opções de cor e ocultar a curva do gráfico afetam a curva principal, bem como suas respectivas curvas de desvio padrão, nomeadas como DP+, simultaneamente. Nos gráficos que apresentam

cada eixo separadamente (Figura 1-D, 1-E e 1-F), é possível modificar todas as características de cada curva de modo individual, com exceção à cor, na qual a curva principal sempre possui a mesma cor que as curva de desvio padrão.

Outra melhoria que pode ser observada nessa tela (Figura 1) é a capacidade de definir se os dados apresentados no gráfico principal representarão a aceleração (Figura 2-A) ou o ângulo (Figura 2-B). Essa funcionalidade, que pode ser acessada pelo botão de alternância indicado pela Figura 1-C, utiliza os valores de cada ponto de coordenadas X, Y e Z da curva média, aplicados à Equação 1, para realizar a conversão entre aceleração e ângulo em cada um dos planos. Desse modo, o especialista pode observar a variação do ângulo com o passar do tempo, além de ser capaz de verificar qual a ADM em qualquer intervalo que seja necessário.

Figura 2 – Representação do mesmo conjunto de pontos em aceleração (A) e ângulo (B) (dados fictícios).



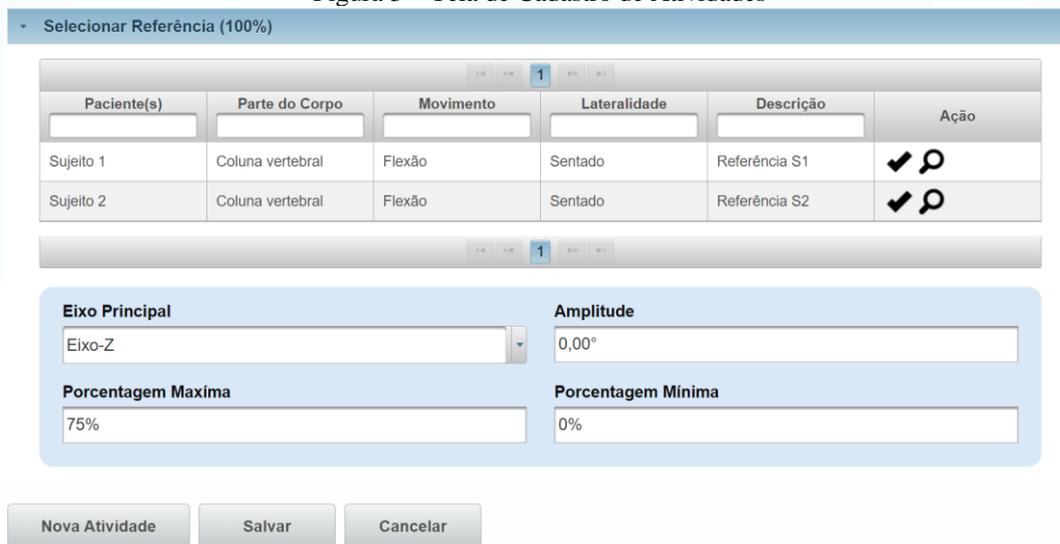
Fonte: De autoria própria.

Essas melhorias foram implementadas com o objetivo de fornecer aos profissionais um sistema mais eficaz para analisar dados de movimentos do corpo humano coletados por meio dos sensores inerciais. Tais aperfeiçoamentos também visam contribuir para a usabilidade da aplicação, em especial na criação e no gerenciamento de movimentos padrão. Além disso, esses aprimoramentos permitem a edição de características do gráfico a fim de melhorar a visibilidade dos dados e a identificação de padrões ou anomalias no movimento dos pacientes, auxiliando os profissionais da saúde a realizar diagnósticos mais precisos e acurados.

No segundo grupo de funcionalidades (G2 – controle de movimentos corpóreos utilizando avisos sonoros), além de converter a aceleração para ângulo em tempo real, foi necessário implementar no sistema a tela que permite ao profissional definir, a partir de uma referência, quais ângulos máximo e mínimo um paciente deve seguir ao realizar um movimento. Essa implementação pode ser observada na Figura 3.

Nessa tela, durante o cadastro de um plano de atividades, que permite que um indivíduo realize exercícios remotamente, o especialista pode definir qual movimento padrão será usado como referência, o eixo principal desse movimento, que auxilia na determinação da amplitude, e qual a porcentagem máxima e mínima da ADM dessa referência será usada para limitar o movimento. Nesse sentido, após a definição de qual movimento será usado como referência e seu respectivo eixo principal, o sistema irá calcular automaticamente sua ADM, assim como o ângulo correspondente à porcentagem máxima e mínima dessa amplitude.

Figura 3 – Tela de Cadastro de Atividades



Paciente(s)	Parte do Corpo	Movimento	Lateralidade	Descrição	Ação
Sujeito 1	Coluna vertebral	Flexão	Sentado	Referência S1	✓ 🔍
Sujeito 2	Coluna vertebral	Flexão	Sentado	Referência S2	✓ 🔍

Eixo Principal	Amplitude
Eixo-Z	0,00°
Porcentagem Máxima	Porcentagem Mínima
75%	0%

Nova Atividade Salvar Cancelar

Fonte: De autoria própria.

Desse modo, durante a execução da atividade, o SMMAR-T, devidamente configurado no aparelho celular posicionado no corpo do paciente, ao atingir os valores de ângulos máximos ou mínimos, emite um aviso sonoro indicando que o ciclo de execução do deslocamento deve ser encerrado. Por um lado, esse procedimento auxilia

os indivíduos a não realizarem um esforço além do estabelecido, pois lesões podem ser ocasionadas. Por outro lado, se um deslocamento com menor ADM que o previsto for executado, pode ocorrer um retardamento do processo de reabilitação, por exemplo.

A avaliação quantitativa de G2 foi realizada seguindo o protocolo estabelecido na Seção Configuração Experimental, juntamente com uma análise utilizando técnicas estatísticas descritivas e analítica.

Na Tabela 2 estão apresentados os ângulos finais e iniciais dos indivíduos S1 e S2 para o movimento de referência com ADM máxima (100%) e os valores esperados quando considerado apenas 75% da amplitude. Também estão apresentadas nessa tabela as médias e os desvios padrão (entre parênteses) referentes aos sujeitos para os casos com e sem o auxílio do sinal sonoro. Vale ressaltar que os dados foram ajustados pelo modelo polinomial de grau 5 (Equação 2) e obtiveram coeficientes de determinação superiores a 0,99, indicando que as equações das curvas ajustadas representam de modo adequado os conjuntos de dados.

Tabela 2 – Médias e desvios padrão, em graus, da ADM do movimento de flexão da coluna vertebral para cada cenário avaliado.

Sujeito	Momento	100% (°)	75% esperado (°)	75% sem alerta (°)	75% com alerta (°)	p-valor
S1	Início	0,00	0,00	-9,73 (0,72)	-5,21 (2,00)	<0,0001
	Fim	70,80	53,10	34,04 (1,86)	55,86 (2,49)	0,0036
S2	Início	0,00	0,00	-4,97 (1,98)	-0,71 (0,93)	<0,0001
	Fim	81,65	61,24	51,16 (1,99)	66,27 (1,59)	0,0012

Fonte: De autoria própria.

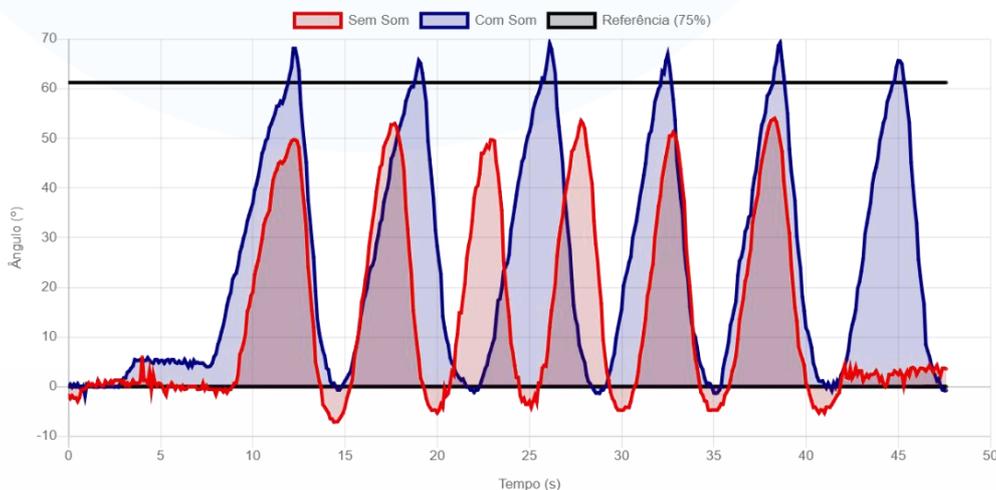
Aplicou-se o teste t de *Student* para dados pareados, após o uso do teste de Shapiro-Wilk para a verificação da normalidade dos dados, para comparar os ângulos finais dos 6 ciclos de movimentos para os casos com e sem alerta. Foi constatada diferença estatística significativa entre esses dados ($p < 0,0001$). Os mesmos testes foram realizados para os ângulos iniciais, indicando um p-valor de 0,0036 e 0,0012 para S1 e S2, respectivamente, como se pode observar na Tabela 2.

Assim, é possível constatar que para ambos os sujeitos os ângulos finais atingiriam médias mais próximas da referência esperada quando o alarme estava ativado, de modo que, 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 aviso sonoro, respectivamente, indicando que tanto S1 quanto S2 mantiveram os movimentos mais próximos do esperado quando auxiliados pelo alerta.

Além disso, nos casos sem alerta, é possível perceber que os indivíduos perdem a noção do ponto inicial e final estabelecidos, o que ocorre com menor intensidade quando o alarme é ativado (Figura 4). Assim, o aviso sonoro serve como um monitor, auxiliando a realização das atividades dos indivíduos remotamente estabelecendo limites para o movimento, quando requerido pelo profissional.

Vale lembrar que o especialista auxiliou os sujeitos apenas na primeira execução dos movimentos sem o aviso sonoro, desse modo, simulando o cenário no qual pacientes lesionados precisam realizar movimentos indicados por especialistas, porém sem o seu acompanhamento. Por fim, outra importante contribuição é a possibilidade de cada indivíduo realizar movimentos com base em percentagens definidas a partir de sua própria referência, permitindo que sejam criados planos de atividades e de reabilitação individualizados.

Figura 4 – Registro de atividade do Sujeito 2 com e sem alarme.



Fonte: De autoria própria.

5 CONCLUSÃO

As melhorias relacionadas ao G1 foram testadas por profissionais de saúde e computação, sendo assim possível constatar que essas funcionalidades projetadas e implementadas auxiliam no processo de criação, gerenciamento e análise de movimentos padrão, melhorando a experiência do usuário ao utilizar o SMMAR-T.

Em relação ao G2, a partir dos experimentos foi possível constatar melhora da efetividade nos movimentos realizados pelos sujeitos S1 e S2 quando utilizado o aviso sonoro. Vale lembrar que a maior dificuldade durante o período de reabilitação é a realização de exercícios propostos fora do ambiente clínico, no qual os indivíduos realizam movimentos sem a presença de profissionais para a devida orientação, havendo a possibilidade realizá-los de modo inadequado.

Assim, o objetivo de aperfeiçoar a experiência dos usuários ao utilizar o sistema foi atendido, uma vez que as melhorias e as novas funcionalidades implementadas contribuem para tornar o processo de reabilitação, realização de atividades físicas, e análise de movimentos mais preciso e acurado.

AGRADECIMENTOS

O trabalho foi realizado com apoio do CNPq Edital de bolsa PIBITI/Nº 003-2022/PRPPG (Processo 155129/2022-8) e do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação (PGEEC) da UNIOESTE/Foz do Iguaçu.

REFERÊNCIAS

CARNEVALE, A.; LONGO, U. G.; SCHENA, E.; MASSARONI C.; PRESTI, D. L.; BERTON, A.; CANDELA, V.; DENARO, V. Wearable systems for shoulder kinematics assessment: a systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 20, p. 546-570, 2019.

CHART.JS. Chart.js. 2023. Disponível em: <https://www.chartjs.org/>. Acesso em: 4 set. 2023.

CHEN, K. H.; TSENG, W. C.; LIU, K. C.; CHAN, C. T. Using gyroscopes and accelerometers as a practical rehabilitation monitor system after total knee arthroplasty. *In: 2015 IEEE MTT-S 2015 INTERNATIONAL MICROWAVE WORKSHOP SERIES ON RF AND WIRELESS TECHNOLOGIES FOR BIOMEDICAL AND HEALTHCARE APPLICATIONS (IMWS-BIO), 2015, Taipei. Anais. Taipei: IEEE, 2015. p. 58 - 59.*

ENSINA, L. A.; LEE, H. D.; MACIEL, M.; SPOLAÔR, N.; TAKAKI, W. S. R.; COY, C. S. R.; WU, F. C. Sistema Computacional Web para o Monitoramento de Movimentos em Tempo Real. **Journal of Health Informatics**, v. 12, p. 189-195, 2020.

ENSINA, L. A.; LEE, H. D.; MACIEL, M.; SPOLAÔR, N.; TAKAKI, W. S. R.; COY, C. S. R.; WU, F. C. A Telemedicine System for Human Body Movements Remote and in Real-Time Monitoring. *In: INTERNATIONAL VIRTUAL WORKSHOP ON BUSINESS ANALYTICS EUREKA. Anais. 2021. p. 1-6.*

FIGUEIRA, C.; MATIAS, R.; GAMBOA, H. Body location independent activity monitoring. *In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIO-INSPIRED SYSTEMS AND SIGNAL PROCESSING, 9., 2016, Roma. Anais. Roma: SCITEPRESS, 2016. p. 190-197.*

FOUNDATION. 2023. Foundation. Disponível em: <https://get.foundation/>. Acesso em: 4 set. 2023.

JAVASERVER FACES. 2023. JavaServer Faces. Disponível em: <http://www.java-server-faces.org/>. Acesso em: 4 set. 2023.

LARA, O. D.; LABRADOR, M. A. A survey on human activity recognition using wearable sensors. **IEEE Communications Surveys Tutorials**. v. 15, p. 1192-1209, 2013.

LUCKOW, D. H.; MELO, A. A. **Programação Java para a web**. 2.ed. São Paulo: Novatec, 2015.

MARCOTTE, E. Responsive web design. 25 maio 2010. Disponível em: <https://alistapart.com/article/responsive-web-design>. Acesso em: 4 de set. 2023.

MARQUES, A. P. **Manual de goniometria**. 2.ed. Barueri: Manole, 2003

MOORE, K.; DALLEY, A.; AGUR, A. **Anatomia Orientada para A Clínica**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

MOZILLA. HTML. 2023a. Disponível em: <https://developer.mozilla.org/pt-BR/docs/Web/HTML>. Acesso em: 4 set. 2023.

MOZILLA. JavaScript. 2023b. Disponível em: <https://developer.mozilla.org/pt-BR/docs/Web/JavaScript>. Acesso em: 4 set. 2023.

MUIR, S. W; COREA, C. L; BEAUPRE, L. Evaluating change in clinical status: reliability and measures of agreement for the assessment of glenohumeral range of motion. **North American journal of sports physical therapy**. v. 5, p. 99-110, 2010.

NWEKEM, H. F.; WAH, T. Y.; MUJTABA, G.; AL-GARADI, M. A. Data Fusion and Multiple Classifier Systems for Human Activity Detection and Health Monitoring: Review and Open Research Directions. **Information Fusion**. v. 46, p. 147-170, 2019.

ORACLE. Java. 2023. Disponível em: <https://docs.oracle.com/en/java/>. Acesso em: 4 set. 2023.

PRESSMAN, R.; MAXIM, B. **Engenharia de Software Uma Abordagem Profissional**. 8.ed. Porto Alegre: AMGH, 2016.

SHOAIB, M.; BOSCH, S.; INCEL, O. D.; SCHOLTEN, H.; HAVINGA, P. J. M. A survey of online activity recognition using mobile phones. **Sensors**. v. 15, p. 2059-2085, 2015.

WU, F. C.; COY, Claudio S. R.; LEE, H. D.; MACIEJEWSKI, N. A. R.; ENSINA, L. A.; TAKAKI, W. S. R.; Vicenzi, G.; FLAUZINO, R. A.; FAGUNDES, J. J.; AYRIZONO, M. L. S.; SPOLAÔR, N. Método para monitorar e analisar movimentos de articulações e de partes do corpo. Brasil patente BR 10 2019 015290 7. 2019.