

Dispositivo de barras paralelas com estímulo vibratório controlado via Interface Homem Máquina (IHM) para reabilitação de neuropatologias

Parallel bar device with vibratory stimulus controlled via Human Machine Interface (HMI) for Neuropathologies rehabilitation

Dispositivo de barras paralelas con estímulo vibratorio controlado vía Interfaz Hombre Máquina (IHM) para rehabilitación de neuropatologías

Recebido: 05/05/2022 | Revisado: 13/05/2022 | Aceito: 19/05/2022 | Publicado: 24/05/2022

Antonio Vinícius de Morais

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9267-0591>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: antoniovinciciusm@yahoo.com.br

Silvia Regina Matos da Silva Boschi

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8125-8844>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: boschi@umc.br

Luan de Almeida Moura

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9148-7691>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: luanm213@gmail.com

Yasmim Fernandes Moniz

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6454-9500>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: yasmimfernandes08@hotmail.com

Silvia Cristina Martini

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3442-9932>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: silviac@umc.br

Terigi Augusto Scardovelli

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6523-9376>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: terigiscardovelli@umc.br

Alessandro Pereira da Silva

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4766-8617>
Universidade de Mogi das Cruzes, Brasil
E-mail: alessandrops@umc.br

Resumo

A reabilitação neurológica é fundamental para manutenção e aumento da função motora de pacientes acometidos por neuropatologias. Alguns comprometimentos estão comumente relacionados à diminuição da força muscular, perda de equilíbrio e capacidade de deambulação. Nos últimos anos vem emergindo a utilização de vibrações mecânicas associadas ao tratamento convencional para potencializar os ganhos na reabilitação motora. Sugere-se que as vibrações aumentam a excitabilidade dos motoneurônios, contribuindo na execução da marcha, equilíbrio e propriocepção, além de diminuir a espasticidade. Os objetivos deste estudo foram implementar um retrofit de um dispositivo de barras paralelas com estímulo vibratório e validar o novo sistema. Esse aprimoramento visou o aumento da robustez, melhor distribuição de massa e o desenvolvimento de uma IHM. Para validação do sistema, foram realizados testes de engenharia que contemplaram a mensuração da frequência vibratória, intensidade de vibração, amplitude de oscilação e emissão sonora, além da mensuração da usabilidade do sistema por profissionais da saúde com a escala SUS. Os testes de engenharia revelaram que o dispositivo aprimorado propicia a execução de diversos protocolos, visto que as variáveis de controle se mantêm estáveis independente do ponto de aplicação de carga e que o ruído sonoro condiz com as normativas de segurança brasileira. O dispositivo foi avaliado pelos profissionais da saúde como o “Melhor Imaginável” na escala SUS. Por meio do retrofit realizado, o dispositivo tornou-se mais eficiente e seguro, otimizando essa ferramenta para prática clínica.

Palavras-chave: Vibrações de corpo inteiro; Neuropatologias; Reabilitação de marcha e equilíbrio; Plataforma vibratória; Retrofit.

Abstract

Neurological rehabilitation is essential for maintaining and increasing the motor function of patients affected by neuropathologies. Some impairments are commonly related to loss of muscle strength, balance and walking ability. Recently, the use of mechanical vibrations associated with conventional treatment to enhance gains in motor rehabilitation has emerged. It is suggested that vibrations increase the motoneurons excitability, contributing to the gait performance, balance and proprioception, in addition to decreasing spasticity. This study aims to implement a retrofit of a parallel bar device with vibratory stimulus and to validate the new system. This improvement targeted at increasing robustness, better mass distribution and an HMI development. To validate the system, engineering tests were performed that included the frequency measurement, vibration intensity, oscillation amplitude and sound emission, besides the system usability measurement by health professionals with the SUS scale. The engineering tests revealed that the improved device allows several protocols execution, since the control variables remain stable regardless of the load application point and that the sound noise is in accordance with Brazilian safety regulations. The device was evaluated by health professionals as “Best Imaginable” on the SUS scale. Through the retrofit performed, the device became more efficient and safer, optimizing this tool for clinical practice.

Keywords: Whole body vibrations; Neuropathologies; Gait and balance rehabilitation; Vibrating platform; Retrofit.

Resumen

La rehabilitación neurológica es fundamental para mantener y aumentar la función motora de los pacientes afectados por neuropatologías. Algunas deficiencias suelen estar relacionadas con la disminución de la fuerza muscular, la pérdida del equilibrio y la capacidad para caminar. En los últimos años, ha surgido el uso de vibraciones mecánicas asociadas con el tratamiento convencional para mejorar los avances en la rehabilitación motora. Se sugiere que las vibraciones aumentan la excitabilidad de las motoneuronas, contribuyendo al desempeño de la marcha, el equilibrio y la propiocepción, además de disminuir la espasticidad. Los objetivos de este estudio fueron implementar un retrofit de un dispositivo de barras paralelas con estímulo vibratorio y validar el nuevo sistema. Esta mejora tuvo como objetivo aumentar la robustez, la distribución masiva y el desarrollo de una HMI. Para validar el sistema, se realizaron ensayos de ingeniería, que incluyeron la medición de frecuencia de vibración, intensidad de vibración, amplitud de oscilación y emisión de sonido, además de medir la usabilidad del sistema por parte de los profesionales de la salud con la escala SUS. Los ensayos de ingeniería revelaron que el dispositivo mejorado permite la ejecución de varios protocolos, ya que las variables de control permanecen estables independientemente del punto de aplicación de la carga y que el ruido sonoro está de acuerdo con las normas de seguridad brasileñas. El dispositivo fue evaluado por profesionales de la salud como el “Mejor Imaginable” en la escala SUS. Mediante el retrofit realizado, el dispositivo se volvió más eficiente y seguro, optimizando esta herramienta para la práctica clínica.

Palabras clave: Vibraciones de cuerpo completo; Neuropatologías; Rehabilitación de la marcha y el equilibrio; Plataforma vibratoria; Retrofit.

1. Introdução

Os distúrbios do sistema nervoso central são doenças relacionadas à marcha e equilíbrio gerando impacto direto na qualidade de vida do indivíduo acometido (Alashram, et al., 2019). Dentre esse grupo de doenças podem ser destacados o AVE – Acidente Vascular Encefálico, a paralisia cerebral, doença de Parkinson, esclerose múltipla, ataxia, distonia e lesão medular.

De modo geral, o principal objetivo da reabilitação vai de encontro a melhoria da função muscular e das atividades de vida diária (Wolfsegger, et al., 2014). Nesse contexto, a associação de vibrações à reabilitação de neuropatologia convencional vem sendo consideravelmente aplicada.

Diversos estudos apontam para os benefícios da exposição às vibrações. No que tange as neuropatologias, os benefícios mais evidentes na literatura são os efeitos sobre o restabelecimento de marcha e equilíbrio (Bautmans, et al., 2005; Hussein, et al., 2009; Gloeckl, et al., 2021; Moggio, et al., 2021).

Guadarrama Molina et al. (2021) apresentam uma comparação entre o treino convencional e treino associado à vibração na melhoria da função motora em pacientes com doença de Parkinson. Nesse estudo, o grupo exposto ao protocolo combinado apresentou melhoria significativa quando comparado aos demais grupos, expressando assim a efetividade ao se aplicar a terapia convencional aliada à vibração de corpo inteiro.

Vários estudos elucidam a utilização de vibrações no restabelecimento de marcha, equilíbrio e diminuição da espasticidade em pacientes acometidos por AVE (Park, et al., 2018; Huang, et al., 2019; Yang, et al., 2021). Kim et al. (2021) selecionaram 38 pacientes com AVE de um centro médico e os dividiu em grupo controle e exposição, ambos submetidos a

20min de treinos convencionais em que determinados exercícios o grupo controle realizava sobre o solo e o grupo exposição sobre a plataforma vibratória à frequência de 16Hz. Após o período de intervenção, notou-se ganho de força, equilíbrio e desempenho de marcha, sugerindo assim a associação do treino vibratório ao treino convencional como forma de potencializar seus efeitos.

Huang et al. (2019) realizaram um estudo com 32 participantes acometidos por AVE executando diferentes exercícios sobre uma plataforma vibratória com frequências entre 20 a 40Hz além de um grupo controle não exposto à vibração. Nesse sentido, os autores puderam observar o aumento da ativação muscular nos gastrocnêmios, isquiotibiais, tibial interior e vasto medial nos membros paréticos e não paréticos, salientando que esse aumento de ativação depende da postura ao receber à vibração bem como da frequência e amplitude da exposição.

Com o mesmo intuito, Xie et al. (2021) selecionaram 130 pacientes acometidos por AVE em um centro médico que passavam por tratamento convencional, dividindo-os em grupo controle e exposição, sendo este submetido simultaneamente à vibração de corpo inteiro com frequência de 20Hz. O estudo foi realizado durante quatro semanas gerando como resultado a melhoria no equilíbrio e função de marcha além de beneficiar a qualidade de vida dos participantes.

Embora ainda não haja consenso em seu mecanismo de ação, sugere-se que a vibração de corpo inteiro é um tipo de terapia física que aumenta a excitabilidade das aferências sensoriais, contribuindo na melhora da marcha e equilíbrio (Morais, et al., 2019). As oscilações mecânicas iniciam a contração muscular por estímulo do fuso muscular e motoneurônios alfa, obtendo resultados similares a outras modalidades convencionais de treino (Miyara, et al., 2014).

Outro ponto importante de ser citado é referente à propriocepção, conceito fundamental para postura e equilíbrio. A propriocepção consiste no senso de posição do corpo e suas partes, vez que, estaticamente preocupa-se com o posicionamento de uma parte com relação a outra e, dinamicamente, envolve o feedback neuromuscular (Morley & Sikorski, 2018). Segundo os autores, há indícios de melhora na consciência de posição, ou seja, na propriocepção em indivíduos expostos à vibração de corpo inteiro.

No contexto atual, tecnologias voltadas à reabilitação são fundamentais aliados na recuperação da qualidade de vida de pacientes acometidos alguma neuropatologia. Rauch (2009) apresenta em seu estudo diversas plataformas comerciais e outras de fabricação própria, tendo entre elas em comum o fato de que o paciente permanece estático ou executando pequenos movimentos durante exposição às vibrações. Nesse contexto, dentre a variedade de dispositivos para vibrações de corpo inteiro encontrados na literatura, Morais et al. (2019) desenvolveu um dispositivo vibratório que permite caminhar sobre ele, apresentando um único grau de liberdade com a mesma amplitude em toda sua extensão. Desse modo, é possibilitado o tratamento do paciente estaticamente, mas também o desenvolvimento de protocolos dinâmicos, entregando maior versatilidade ao dispositivo.

De posse desse equipamento, foram realizados testes de desempenho através dos quais foram localizadas oportunidades de melhoria que motivaram o retrofit do dispositivo. O retrofit é uma forma de melhorar a performance do equipamento não só economizando energia, mas se beneficiando da diminuição de quebras e desgaste prematuro de componentes mediante intervenção na concepção do produto (Jaspert, et al., 2021). Nesse sentido, objetiva-se apresentar a implementação e validação do retrofit realizado em um dispositivo de barras paralelas com estímulo vibratório para auxílio na reabilitação de neuropatologias. Tais melhorias funcionais vão de encontro ao aumento da robustez da estrutura, melhor distribuição de massa e o desenvolvimento de uma interface homem-máquina – IHM intuitiva para o usuário.

2. Metodologia

Após o levantamento e análise dos fatores potenciais a serem contemplados pelo *retrofit*, foi requerido a autorização para manipulação e testagem dessa plataforma. O dispositivo de barras paralelas com estímulo vibratório foi cedido pelo Núcleo de Pesquisas Tecnológicas – NPT da Universidade de Mogi das Cruzes para realização do *retrofit*.

2.1 Dispositivo base

O dispositivo utilizado neste estudo foi a plataforma desenvolvida previamente por Moraes et al. (2019) que consiste em uma plataforma com 2m de comprimento com barras paralelas em suas laterais (Figura 1). O sistema de funcionamento é acionado por um mecanismo excêntrico que permite a mudança de amplitude. O controle de frequência é realizado por sinal analógico fornecido por um potenciômetro a um inversor de frequência que possibilita o controle em tempo real das interações na plataforma. O dispositivo foi avaliado positivamente por fisioterapeutas especialistas em reabilitação neurológica no mesmo estudo.

Figura 1. Plataforma vibratória original.

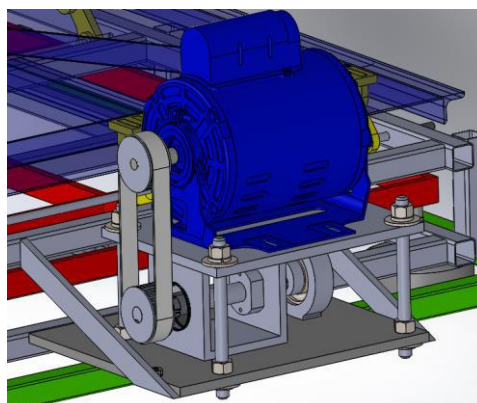


Fonte: Moraes et al. (2019).

2.2 Retrofit

No dispositivo original o motor elétrico era disposto alinhado horizontalmente ao dispositivo, o que ocupava espaço desnecessário e dificultava o estiramento da correia. Nesse sentido, foi criada uma nova base suspensa para o motor (Figura 2).

Figura 2 - Base do motor modificada.



Fonte: Autores.

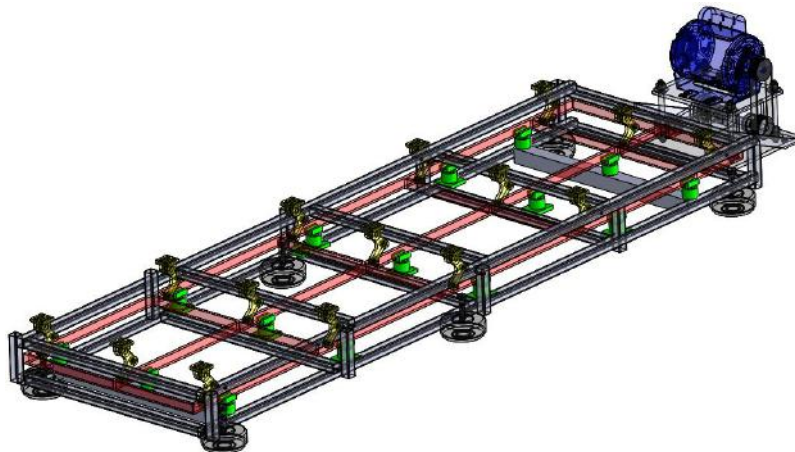
Desse modo, o motor fica suspenso por tirantes alinhado verticalmente aos mancais de transferência de movimento, otimizando o espaço físico e facilitando a substituição e estiramento da correia do motor.

Outra modificação relevante foi a substituição das sapatas de apoio por amortecedores de impacto. Analisando o comportamento do dispositivo, notou-se que esse componente não absorvia a carga condizentes com a vibração residual, sendo necessária a substituição dos mesmos por amortecedores.

Além disso, foram identificados pontos estruturalmente frágeis, que contribuem para a geração de ruído e desgaste prematuro dos componentes nos quais foram adaptados reforços estruturais afim de melhorar a robustez do equipamento. Em adicional, foi aplicado lubrificante industrial a base de sabão complexo de lítio em todos os mancais, molas e superfícies de contato ou atrito. A aplicação de lubrificante melhora a eficiência da transferência de movimento, diminuindo a dissipação de energia por calor e atrito, protegendo os componentes contra o desgaste (Totten, 2006).

A configuração original do dispositivo apresentava um mecanismo de suspensão composto por cinco molas de rigidez $k=147\text{N/mm}$ em linha, centralizadas ao dispositivo, guiadas por um sistema de eixo e camisa. A fim de melhorar a distribuição de carga e a estabilidade do sistema foram distribuídos mais dez pontos de amortecimento, totalizando 15 molas (Figura 3). O sistema de fixação foi mantido e as molas foram substituídas por molas de rigidez $k=80,3\text{N/mm}$, de modo que foi aumentada a rigidez total do dispositivo, porém de forma distribuída.

Figura 3 - Disposição de molas no dispositivo (em verde).



Fonte: Autores.

Como o conjunto original foi concebido para apresentar oscilações de 4mm de amplitude, foi considerado ampliar a versatilidade do dispositivo, produzindo-se novas buchas com precisão de $\pm 0,05\text{mm}$ que proporcionam amplitudes de 0,12mm, 0,25mm, 0,5mm, 1mm e 2mm, além de 4mm com a bucha excêntrica pré-existente.

Além das alterações mecânicas foram realizadas modificações no sistema de comando elétrico. Na concepção original, o dispositivo era acionado por configuração manual de um inversor de frequência onde era necessário atribuir o valor de frequência elétrica que o motor devia atuar, controlando os intervalos de funcionamento manualmente. A fim de exercer o controle sobre o equipamento de modo prático e intuitivo, foi necessário atualizar a forma de acionamento do dispositivo. Desenvolveu-se uma interface gráfica através da qual o profissional configura o protocolo de exposição à vibração de corpo inteiro.

Para realização dessa adaptação do dispositivo, foi necessário aplicar um Controlador Lógico Programável – CLP para reprodução da lógica de funcionamento (Figura 4). Visando a robustez do equipamento, foram considerados componentes de aplicação industrial.

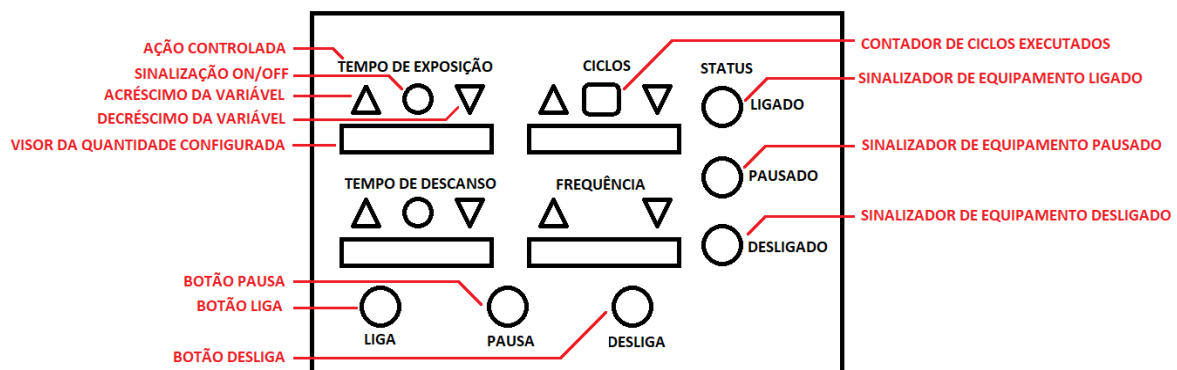
Figura 4 – Funcionamento do dispositivo.



Fonte: Autores.

A IHM, é essencialmente o painel de controle do usuário do dispositivo. Trata-se de uma interface que o operador acessa para configurar os parâmetros básicos do dispositivo: tempo de exposição, tempo de descanso, quantidade de ciclos e frequência de exposição (Figura 5). Após configurados os parâmetros, o usuário tem a opção de ligar o dispositivo, pausar ou desligar, além das sinalizações para acompanhamento do funcionamento do equipamento.

Figura 5 - Protótipo de tela.



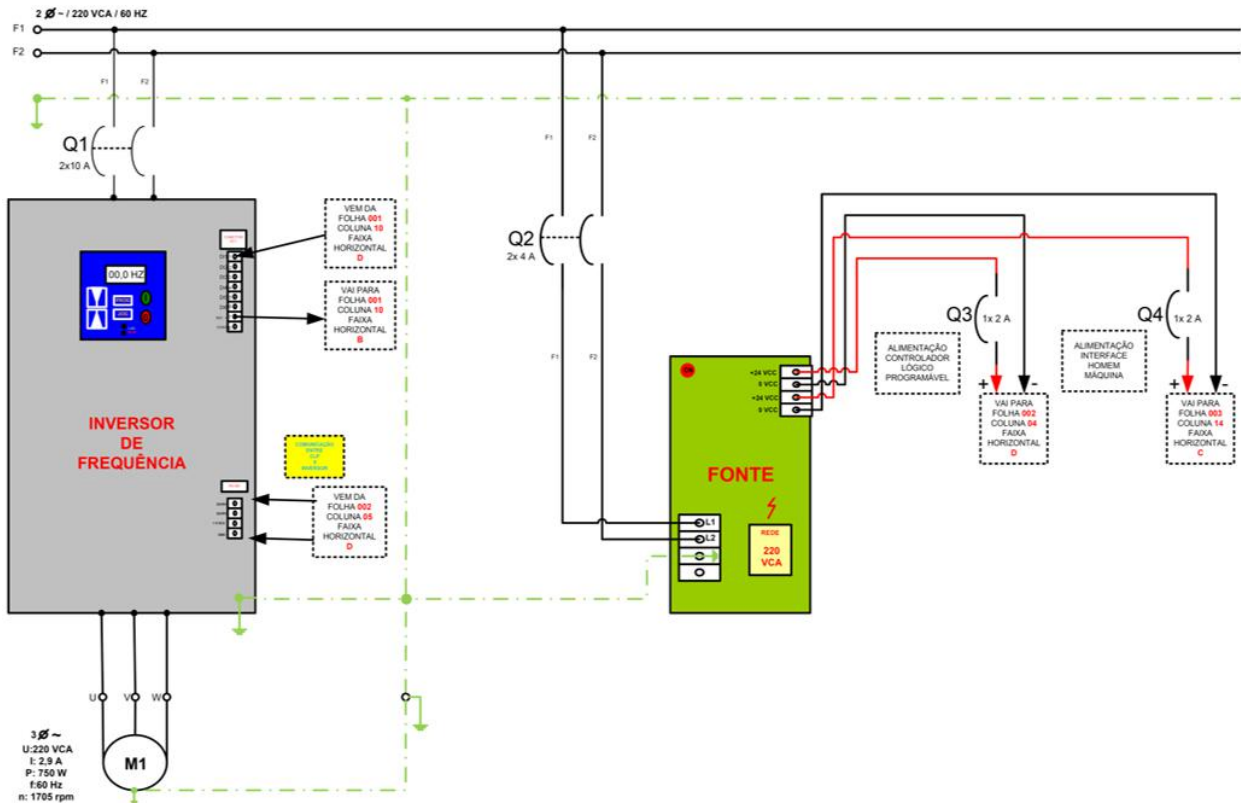
Fonte: Autores.

A interface gráfica utilizada para o desenvolvimento da IHM foi a IHM70-ATC com tela touchscreen de 7,0 polegadas do fabricante Coel®. Para o desenvolvimento da interface foi utilizado o software HMI Editor U versão 1.7, indicado pelo fabricante do componente.

O CLP é o componente digital que utiliza uma memória programável para armazenamento de instruções e implementação de funções como lógica, sequenciamento, temporização e contagem (Zancan, 2011). De forma sintética, o CLP recebe sinais de entrada, os processa conforme programação e aciona respectivas saídas. A programação foi concebida de modo a converter a configuração do protocolo de teste inserida pelo usuário na IHM em informação para acionamento e modulação do periférico.

Para acomodação e alimentação dos componentes foi desenvolvido um painel elétrico de comando (Figura 6).

Figura 6 – Diagrama elétrico do painel de comando.



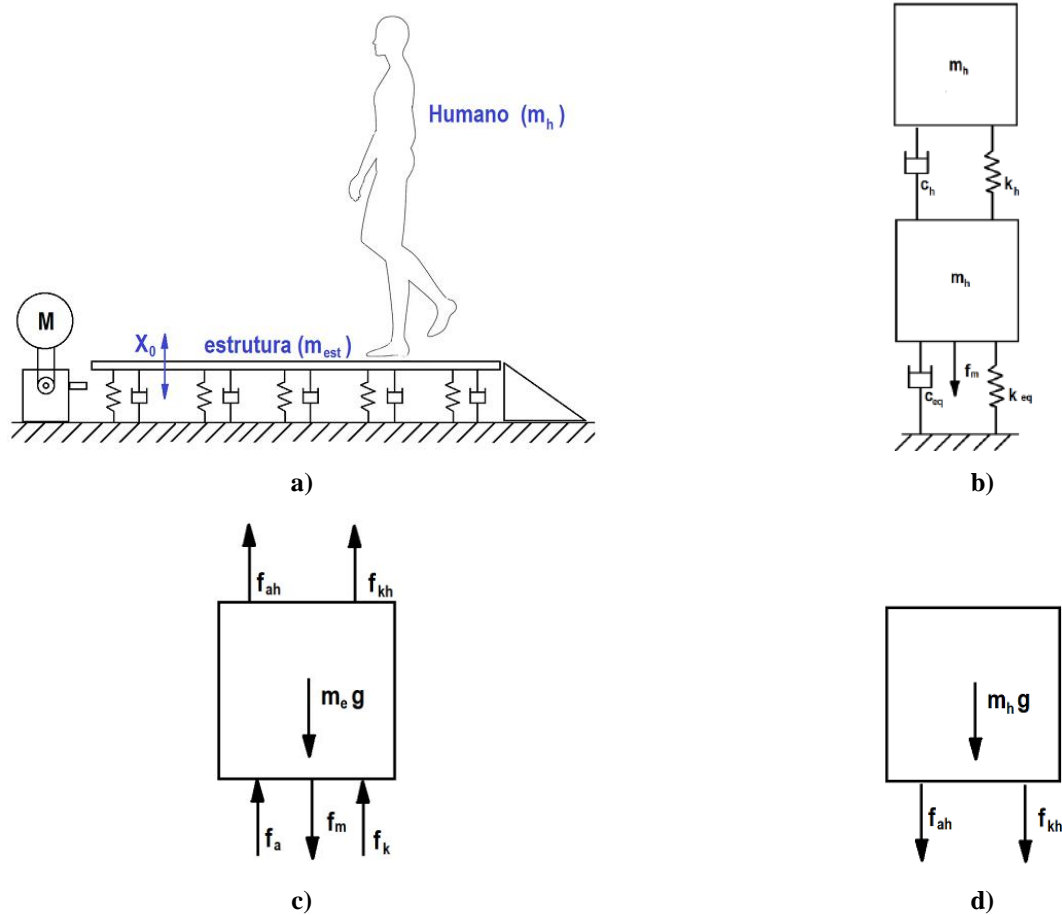
Fonte: Autores.

O inversor de frequência Siemens® Micromaster 440, original do dispositivo, foi mantido, sendo configurado conforme dados de fabricação do motor e parametrizado para corresponder ao acionamento via CLP.

2.3 Modelamento do sistema

Conforme proposto por Rao (2008), o modelamento do sistema consiste na simplificação do sistema (Figura 7a), do qual se obtém o modelo massa-mola-amortecedor (Figura 7b). Neste caso foram adotados dois graus de liberdade, onde o sistema foi dividido em diagrama de corpo livre da estrutura (Figura 7c) e do humano (Figura 7d).

Figura 7 - Modelamento do sistema. a) esboço do sistema. b) modelo massa-mola-amortecedor. c) Diagrama de corpo livre. d) modelamento das forças atuantes no humano



M: motor/ X_0 : deslocamento/ m_h : Massa do Humano; m_{est} : massa da estrutura/ f_{ah} : força de amortecimento do humano/ f_{kh} : Força de rigidez do humano/ f_a : força de amortecimento da plataforma/ f_m : força do motor/ f_k : força de rigidez da plataforma. Fonte: Autores.

Como há 15 molas de rigidez $k=80,3N/mm$ atuando no sistema em paralelo a rigidez equivalente do sistema de molas é:

$$k_{eq} = \sum_{i=1}^n k_i$$

$$k_{eq} = 1204500N/m$$

Conforme consulta ao fabricante dos amortecedores de vibração utilizados, o fator de transmissibilidade do componente é $\xi = 0,08$. Admitindo um sistema forçado e amortecido, a determinação do fator de amortecimento c_p pode ser determinado por:

$$\xi = \frac{c_p}{2\sqrt{k_{eq}m_{eq}}}$$

$$c_p = 3035Ns/m$$

Da mesma maneira que realizado com as molas, o amortecimento equivalente do sistema é determinado pelo conjunto dos cinco amortecedores utilizados:

$$c_{eq} = \sum_{i=1}^n c_i = 15175Ns/m$$

Com base no diagrama de corpo livre das forças atuantes no sistema, a função de movimento da plataforma pode ser determinada:

$$m_{eq}\ddot{x}_p - c_h x_h + (c_h + c_p)\dot{x}_p - k_h x_h + (k_h + k_p)x_p = f_m(t)$$

Onde a força de excitação (força motora) é determinada por:

$$f_m(t) = F_0 \cos \omega t$$

Como:

$$F_0 = |X_0(k_{eq} - m_{eq}\omega^2)|$$

Sendo a velocidade angular definida por:

$$\omega = 2\pi f = 138,23 \text{ rad/s}$$

Retomando a equação de F_0 , tem-se:

$$F_0 = |2,5 \times 10^{-4}(1,2 \times 10^6 - 300 \times 138,23^2)| = 1133 \text{ N}$$

Da mesma maneira, a função de movimento do humano pode ser determinada por:

$$m_h \ddot{x}_h - k_h x_p + k_h x_h - c_h \dot{x}_p + c_h \dot{x}_h = 0$$

Segundo Zhang et al. (2000), pode-se considerar para efeito de modelamento matemático a rigidez e coeficiente de amortecimento viscoso da perna do corpo humano 28500 Nm^{-1} e 950 Nsm^{-1} respectivamente. Além disso, para fins de modelamento, foram considerados valores referentes a um paciente de massa 150kg, submetido à vibração de frequência 22Hz e amplitude 0,25mm (Tabela 1).

Tabela 1 – Dados utilizados no modelamento matemático.

Símbolo	Descrição	Valor	Unidade
m_h	Massa do corpo humano	150	kg
k_h	Rigidez de membros inferiores do corpo humano	28500	Nm^{-1}
c_h	Coefficiente de amortecimento viscoso do humano	950	Nsm^{-1}
m_{est}	Massa da estrutura	150	kg
k_{eq}	Rigidez equivalente das molas	$1,2 \times 10^6$	Nm^{-1}
X_0	Deslocamento máximo da plataforma	$2,5 \times 10^{-4}$	m
f	Frequência de excitação da plataforma	22	Hz

Fonte: Morais et al. (2019). Adaptado.

Em sequência foi desenvolvido um *script* em Matlab r2019a a fim de apresentar o efeito dinâmico das vibrações na plataforma e no ser humano onde foram plotados gráficos de movimento baseados nas diferenciais integrais de segunda ordem das equações modeladas.

2.4 Validação do dispositivo

Para validação do dispositivo foram desenvolvidas duas fases de testes. Na primeira foram realizados testes de engenharia a fim de comprovar a resposta ao que foi solicitado pelo usuário via IHM bem como ao comportamento do

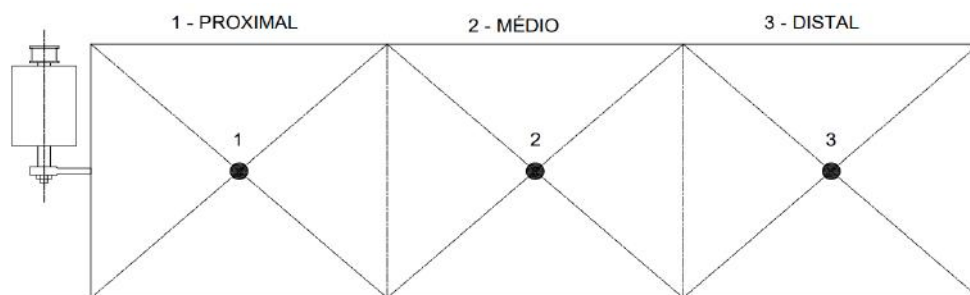
dispositivo com e sem carga. Na segunda foram realizados testes de usabilidade por profissionais fisioterapeutas e educadores físicos.

Com relação aos testes de engenharia, foram realizados testes de mensuração de frequência, intensidade de vibração, amplitude e emissões sonoras. Em primeiro momento, os testes foram realizados com o dispositivo em vazio, isto é, sem aplicação de carga e, na sequência, os testes foram realizados com aplicação de 150kg referente à massa do responsável pelo projeto. Por critérios estatísticos foram realizadas cinco coletas para cada teste com frequências mecânicas entre 10 e 22Hz, com incremento de 1Hz a cada medição. A amplitude selecionada para realização dos testes foi de 0,25mm. Para validação estatística, avaliou-se a existência de diferença significativa nos dados coletados, utilizando-se os testes F e teste T ($\alpha=0,05$) para comparação de duas amostras a Análise de Variância – ANOVA ($\alpha=0,05$) quando comparadas mais amostras.

Para validação da correspondência entre os valores solicitados pelo profissional via IHM e os apresentados pelo dispositivo foi utilizado um tacômetro laser Minipa® modelo MDT – 2244B. O equipamento apresenta valores de rotação apontando-se o laser do equipamento ao corpo rotativo em uma distância média de 15cm. Nesse sentido, para melhor acurácia da medição, a face da polia motora foi pintada na cor preto fosco e aplicada uma fita refletiva de 12x20mm na extremidade de sua face, através da qual é realizada a leitura da rotação. A polia motora foi escolhida como ponto de medição pois o sistema trabalha por transmissão mecânica em proporção 1:1, ou seja, a cada rotação do motor a plataforma realiza um ciclo completo.

O teste de distribuição das vibrações na plataforma visa observar a uniformidade da vibração em todo dispositivo. Para tal, a plataforma foi dividida em três setores, dos quais foram localizados o baricentro e demarcados os pontos para medição da vibração denominados ponto 1 – Proximal, ponto 2 – Médio e ponto 3 – Distal (Figura 8).

Figura 8 – Demarcação dos pontos de medição de vibração.



Fonte: Autores.

Para medição da intensidade de vibração foi utilizado o medidor de vibração SKF® modelo CMAS 100-SL. O equipamento apresenta valores de aceleração em unidade de gravidade g. O teste consiste em posicionar o sensor magnético no ponto demarcado, ligar o dispositivo na frequência desejada, aguardar o leitor estabilizar e anotar o valor correspondente.

Outro teste realizado foi o teste de amplitude de movimento. Essa mensuração é importante na determinação da correspondência entre a configuração de amplitude montada no dispositivo o movimento final da plataforma. Da mesma forma que o teste de intensidade de vibração, foram tomados os pontos 1, 2 e 3, mas por limitação da estrutura de medição, foram tomados para medição pontos perpendiculares a esses pontos a 10cm da borda da plataforma. Para este teste foi utilizado um relógio comparador analógico Digimess® de precisão 0,01mm posicionado sobre uma base magnética. O teste consiste em posicionar o ponteiro do relógio comparador no ponto demarcado, ligar o dispositivo na frequência desejada, aguardar o valor estabilizar e anotar o valor apresentado no indicador.

O teste de emissão de ruídos visa apresentação dos valores de emissão sonora para cada frequência disponível no dispositivo. Esses valores são importantes para determinação dos limites de tolerância à exposição sonora. A NR 15 –

Atividades e Operações Insalubres (Ministério do Trabalho e Previdência, 2022) traz em seu anexo nº 1 os limites de exposição a ruídos constantes ou intermitentes. Esses dados são balizadores para consideração da segurança do equipamento no que diz respeito à emissão sonora. Para medição da emissão sonora foi utilizado um decibelímetro Akrom® modelo KR813 posicionado em superfície plana e estática à 2m de distância da plataforma. O equipamento apresenta valores em dB (A). Para coleta de dados a sala de testes teve as janelas e portas fechadas para que não houvesse interferência externa.

A fim de verificar a usabilidade do dispositivo, foi desenvolvido um protocolo de testes com cinco profissionais (Nielsen & Landauer, 1993) da saúde (fisioterapeutas e educadores físicos) que contempla a população que irá possivelmente utilizar o dispositivo na prática clínica. O equipamento foi apresentado aos profissionais com suas respectivas funcionalidades e, em seguida, foi solicitada a configuração dos parâmetros da vibração considerando tempo e exposição de 30s, 20s de descanso, repetindo 3 ciclos em frequência de 20Hz. Após configuração, foi solicitado que o profissional desse início ao programa executando o protocolo em deambulação contínua e de baixa intensidade. Em qualquer momento o teste pode ser interrompido pressionando o botão de emergência ou solicitando que o equipamento seja desenergizado.

Posteriormente foi solicitado o preenchimento do questionário Escala SUS – *System Usability Scale* (Brooke, 1986), que avalia a usabilidade do dispositivo através de uma escala graduada em grau de concordância (escala *Likert*). A escala SUS contém 10 afirmativas que são graduadas pelo usuário após utilizar o protótipo. A interpretação da escala SUS se dá através de um *score* geral que contempla todas as respostas e realiza um tratamento desses dados para intervalos de classificação específicos. Nesta avaliação um dispositivo pode ser classificado como pior imaginável, pobre, mediano, excelente ou melhor imaginável, como ilustrado na Tabela 2:

Tabela 2 – Intervalos de interpretação da escala SUS conforme *score* final.

Pontuação	Descrição
13- 20,5	Pior imaginável
21- 38,5	Pobre
39- 52,5	Mediano
53- 73,5	Bom
74- 85,5	Excelente
86-100	Melhor Imaginável

Fonte: Bangor et al. (2009).

Todos os testes foram conduzidos no Laboratório de Ambientes Virtuais e Tecnologia Assistiva – LAVITA, do Núcleo de Pesquisas Tecnológicas – NPT da Universidade de Mogi das Cruzes.

3. Resultados

3.1 Retrofit

Foi fabricada uma nova base para o motor elétrico em chapa de aço estrutural SAE 1020 de 3/8” apresentando quatro furos Ø8mm para fixação do motor e quatro furos Ø14mm nas extremidades para fixação dos tirantes. Os tirantes são barras roscadas de Ø1/2" fabricadas em aço inoxidável AISI 304 fixados à base por conjuntos compostos por porcas sextavadas, arruelas de pressão e arruelas lisas, todos em aço inoxidável AISI 304. Essa configuração permite o estiramento da correia e alinhamento das polias do motor, trazendo melhor rendimento para o motor e menor desgaste dos componentes (Figura 9).

Figura 9 – Nova base para motor elétrico.



Fonte: Autores.

O sistema foi melhorado substituindo-se as sapatas por amortecedores de vibração de aplicação industrial com borracha de dureza 70 SHORE A. Além disso, mediante análise estrutural foram identificados pontos potenciais causadores de flexão da estrutura onde foram soldados reforços metálicos.

Conforme mencionado, a fim de melhorar a usabilidade do dispositivo, foi desenvolvida e implementada uma IHM onde o profissional ou usuário configura o protocolo de testes considerando os tempos de exposição, descanso, frequência de exposição e quantidade de ciclos por teste. Foi realizada a parametrização e diagramação da IHM (Figura 10). Para acionamento do dispositivo foram dispostos os botões LIGA, PAUSA e DESLIGA. Além disso, foi apresentada a sinalização referente ao status do motor em tempo real. Cada variável é composta por título, botão de adição, botão de subtração, display para apresentação do valor configurado e sinalização. Cada componente apresenta a identidade utilizada no estabelecimento da comunicação com o CLP.

Figura 10 - Diagramação da IHM.



Fonte: Autores.

Para comissionamento do dispositivo foi utilizado um CLP Siemens® modelo SIMATIC S7-200 CPU 226. Devido necessidade de comunicação e modulação do inversor de frequência, foi necessário utilizar um módulo de saída analógica compatível com o CLP, modelo SIMATIC S7-200 EM 235 AI4/AQ1X12BIT.

Para que a frequência mecânica atribuída pelo usuário seja a frequência real recebida pelo paciente exposto às vibrações, foi necessário atribuir um polinômio para conversão das variáveis de controle do equipamento (Tabela 3). O valor solicitado pelo usuário na IHM é lido pelo CLP e convertido em sinal de corrente de 4 a 20mA que é interpretado pelo inversor de frequência, que modula e rotação do motor conforme solicitado. Tecnicamente, a lógica atribuída ao CLP irá receber o comando inserido pelo usuário na IHM e realizar a interpolação linear e enviar ao inversor de frequência o valor correspondente em corrente elétrica.

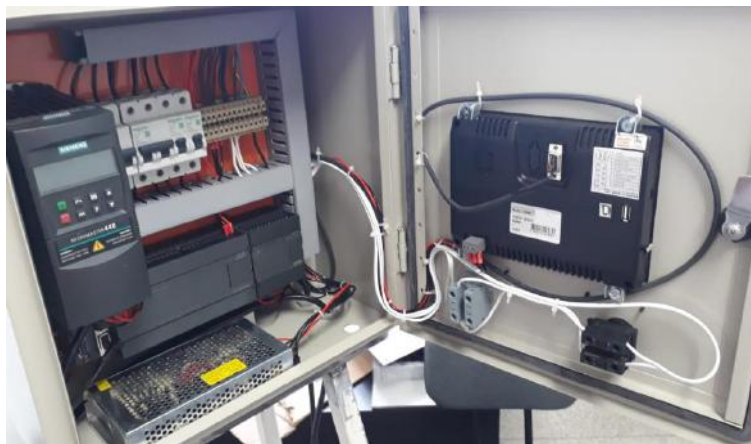
Tabela 3 - Correspondência entre variáveis para controle de frequência.

Variável	Mínimo	Máximo	Unidade
Frequência atribuída pelo usuário (f_m)	0	28,416	rps
Valor interpretado pelo CLP (CLP)	0	32767	-
Sinal enviado para o inversor de frequência (Inv)	4	20	mA
Frequência elétrica do motor (f)	0	60	Hz
Rotação do motor (n)	0	1705	rpm

Fonte: Autores.

Conforme mencionado anteriormente, foi construído um painel de comando elétrico onde foram dispostos os equipamentos e a IHM (Figura 11) e o dispositivo foi disponibilizado para teste (Figura 12).

Figura 11 – Interior do painel elétrico.



Fonte: Autores.

Figura 12 – Dispositivo finalizado.



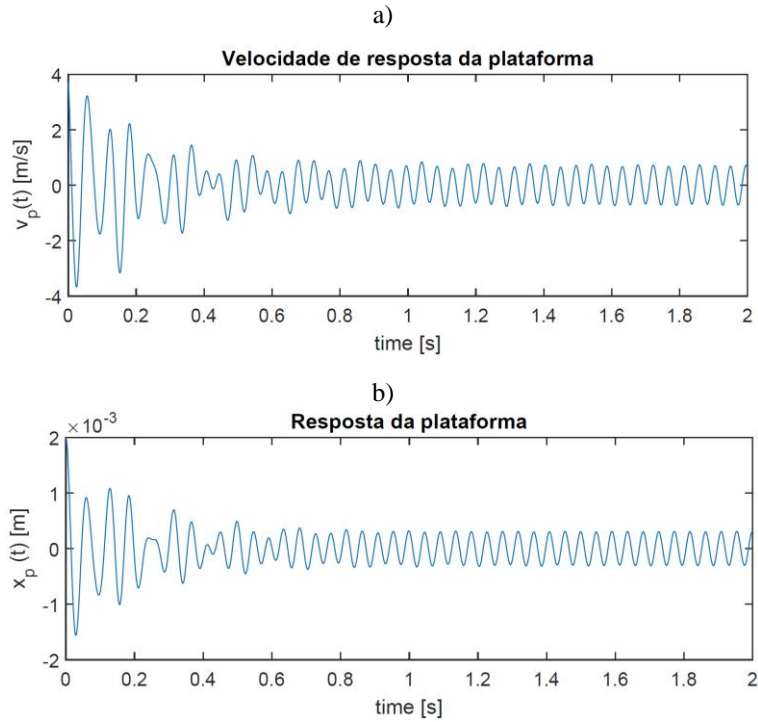
Fonte: Autores.

3.2 Validação do dispositivo

A validação do funcionamento do dispositivo foi dividida em três partes. Primeiramente são analisadas as características de projeto, posteriormente os resultados dos testes de engenharia e por fim, a validação pelo teste de usabilidade dos profissionais.

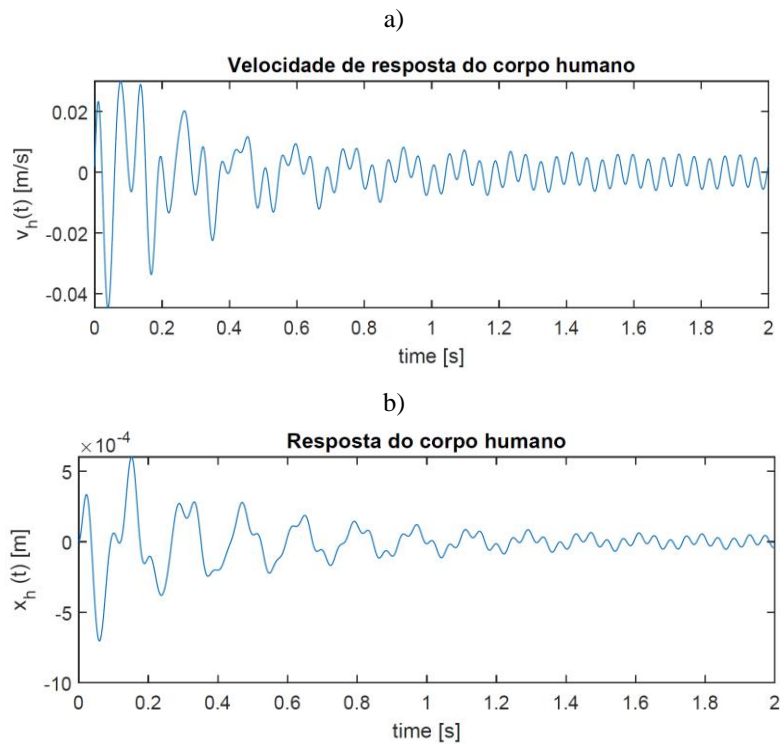
Para validação das características de projeto foi aplicada a integral de segunda ordem nas equações previamente estabelecidas de velocidade (Figura 13a) e movimento da plataforma (Figura 13b) e resposta em velocidade (Figura 14a) e movimento (Figura 14b) do humano.

Figura 13 – Curvas da plataforma. a) velocidade. b) movimento.



$v_p(t)$: Velocidade da plataforma em função do tempo/ $x_p(t)$: deslocamento da plataforma em função do tempo. Fonte: Autores.

Figura 14 – Curvas do humano. a) velocidade. b) movimento.

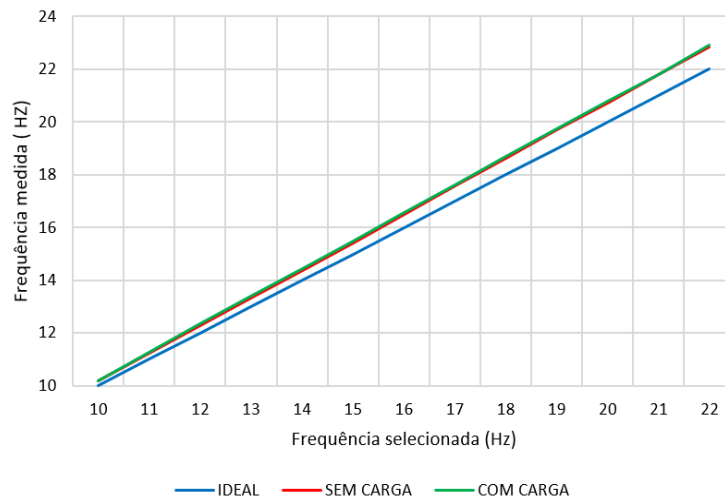


$v_h(t)$: Velocidade do humano em função do tempo/ $x_h(t)$: deslocamento do humano em função do tempo. Fonte: Autores.

Como pode ser visto, a plataforma vibratória tem a velocidade estabilizada aproximadamente em 1s e seu movimento após aproximadamente 0,7s. Da mesma forma, o corpo humano tem sua velocidade estabilizada após aproximadamente 1s e seu movimento em aproximadamente 1,2s.

Na segunda fase da validação foram analisados os testes de engenharia. Primeiramente, ao se comparar as frequências sem carga e com carga dentro da faixa solicitada de 10 a 22Hz (Figura 15), encontra-se correspondência significativa com desvio padrão de 0,007 e 0,040 (Tabela 4). Realizando-se o teste ANOVA confirma-se a hipótese nula, ou seja, não existe diferença significativa entre as amostras.

Figura 15 – Frequência obtida.



Fonte: Autores.

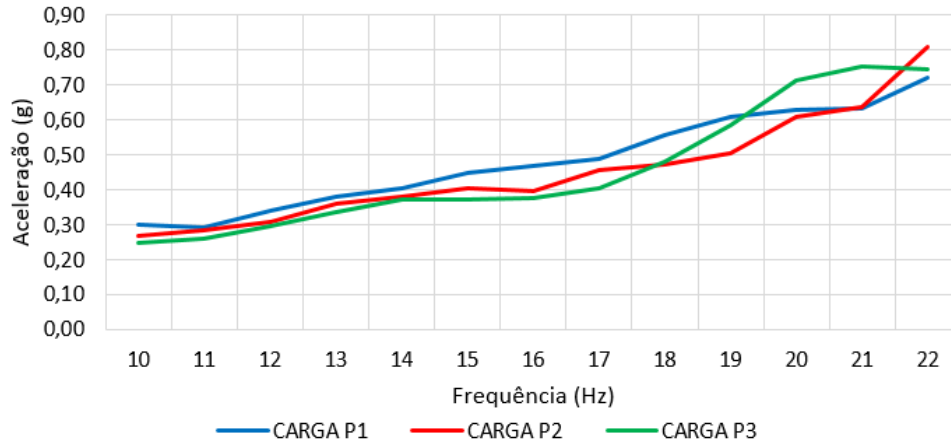
Tabela 4 - Frequência obtida sem carga e frequência obtida com carga

Freq IHM (Hz)	Freq sem carga (Hz)	Freq com carga (Hz)	Erro	Desvio Padrão
10	10,2	10,2	0,1%	±0,007
11	11,2	11,3	0,4%	±0,022
12	12,3	12,3	0,5%	±0,028
13	13,3	13,4	0,6%	±0,037
14	14,4	14,4	0,4%	±0,030
15	15,4	15,5	0,4%	±0,030
16	16,5	16,6	0,3%	±0,025
17	17,6	17,6	0,3%	±0,027
18	18,6	18,7	0,4%	±0,040
19	19,7	19,8	0,3%	±0,027
20	20,7	20,8	0,3%	±0,028
21	21,8	21,8	0,1%	±0,008
22	22,8	22,9	0,2%	±0,027

Fonte: Autores.

A seguir, foram sintetizados os valores obtidos de aceleração por ponto de aplicação de carga entre as frequências 10 a 22Hz (Figura 16). A Tabela 5 apresenta o resumo dos dados considerados.

Figura 16 - Intensidade de aceleração.



Fonte: Autores.

Tabela 5 - Intensidade de aceleração por ponto de aplicação de carga.

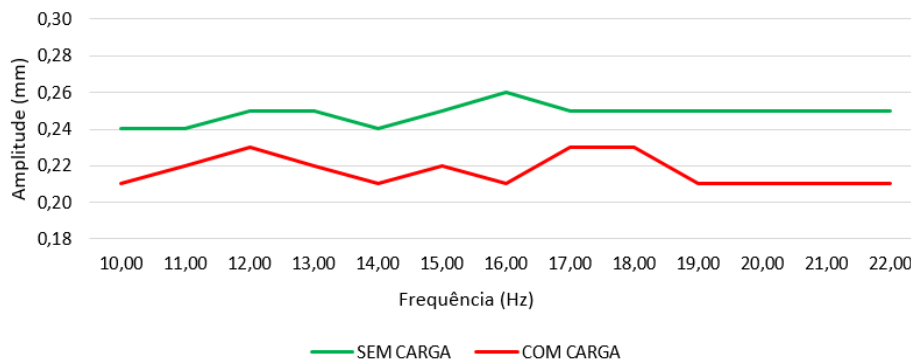
Freq IHM (Hz)	Aceleração com carga em P1 (g)	Aceleração com carga em P2 (g)	Aceleração com carga em P3 (g)	Média (g)	Desvio Padrão
10	0,30	0,27	0,25	0,27	±0,019
11	0,29	0,29	0,26	0,28	±0,012
12	0,34	0,31	0,30	0,32	±0,017
13	0,38	0,36	0,34	0,36	±0,015
14	0,41	0,38	0,37	0,39	±0,013
15	0,45	0,41	0,37	0,41	±0,026
16	0,47	0,40	0,38	0,41	±0,036
17	0,49	0,46	0,41	0,45	±0,029
18	0,56	0,47	0,48	0,50	±0,035
19	0,61	0,51	0,59	0,57	±0,041
20	0,63	0,61	0,71	0,65	±0,042
21	0,63	0,64	0,75	0,67	±0,052
22	0,72	0,81	0,74	0,76	±0,034

Fonte: Autores.

Considerando-se a aceleração por ponto de aplicação de carga, os valores variam do mínimo de 0,25g para aplicação de carga no ponto 3 para frequência de 10Hz ao valor máximo de 0,81g obtido em 22Hz aplicando-se carga no ponto 2. O valor médio de intensidade máxima encontrado é de 0,81g e ocorre em 22Hz. Além disso, os dados conferem um desvio padrão entre 0,012 a 0,052 em que o valor máximo ocorre para frequência solicitada de 21Hz. Realizando-se o teste ANOVA confirma-se a hipótese nula, ou seja, não há diferença significativa entre as amostras.

Na sequência, a Figura 17 apresenta a comparação entre as amplitudes de oscilação sem e com aplicação de carga. A Tabela 6 apresenta a síntese dos dados obtidos.

Figura 17 - Amplitude Média.



Fonte: Autores.

Tabela 6 - Comparação entre amplitudes sem e com aplicação de carga.

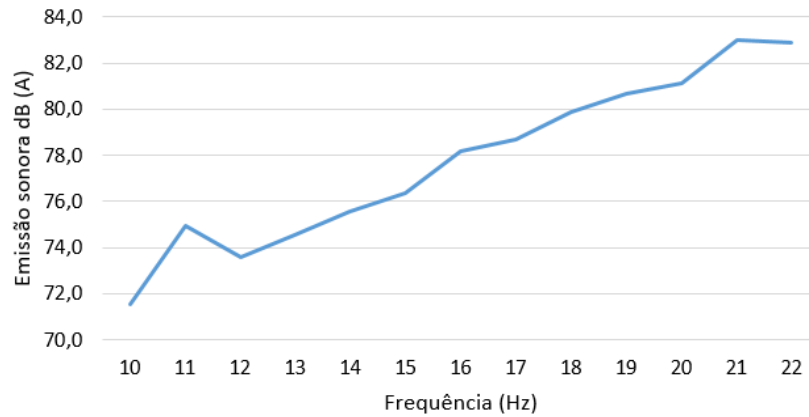
FREQ IHM (Hz)	Amplitude no Ponto 1 (mm)	Amplitude no Ponto 2 (mm)	Média (mm)	Desvio Padrão
10	0,24	0,21	0,23	±0,015
11	0,24	0,22	0,23	±0,010
12	0,25	0,23	0,24	±0,010
13	0,25	0,22	0,24	±0,015
14	0,24	0,21	0,23	±0,015
15	0,25	0,22	0,24	±0,015
16	0,26	0,21	0,24	±0,025
17	0,25	0,23	0,24	±0,010
18	0,25	0,23	0,24	±0,010
19	0,25	0,21	0,23	±0,020
20	0,25	0,21	0,23	±0,020
21	0,25	0,21	0,23	±0,020
22	0,25	0,21	0,23	±0,020

Fonte: Autores.

Comparando-se as amplitudes de oscilação da plataforma vibratória sem e com aplicação de carga, observa-se a variação do mínimo de 0,21mm ao valor máximo de 0,26mm, de modo que o valor de amplitude que mais se repete é 0,25mm. Além disso, os dados apresentados conferem um desvio padrão entre 0,010 a 0,025 em que o valor máximo ocorre na frequência de 16Hz. Utilizando-se o teste F, foram encontradas variâncias não equivalentes entre as amostras e então foi aplicado o teste T presumindo variâncias diferentes de modo que a hipótese nula foi negada, isto é, há diferença significativa entre as amostras.

Outro quesito analisado foi a emissão de ruídos da plataforma em funcionamento. A Figura 18 apresenta os níveis de ruídos coletados com frequência de 10 a 22Hz sem aplicação de carga sobre o dispositivo. A Tabela 7 apresenta o resumo dos dados obtidos.

Figura 18 - Emissão sonora por frequência.



Fonte: Autores.

Tabela 7 - Emissão de ruídos por frequência.

FREQ IHM (Hz)	Média de Ruído dB (A)	Desvio Padrão
10	71,5	±0,632
11	74,9	±0,456
12	73,6	±0,56
13	74,5	±0,376
14	75,6	±0,152
15	76,4	±0,256
16	78,2	±0,408
17	78,7	±0,328
18	79,9	±0,36
19	80,7	±0,28
20	81,1	±0,304
21	83,0	±0,224
22	82,9	±0,36

Fonte: Autores.

Analisando-se os valores médios de ruídos emitidos pelo equipamento em funcionamento, nota-se que o valor máximo obtido é de 83,0 dB (A) na frequência de exposição de 21Hz. O desvio padrão máximo é de 0,632 e foi apresentado para frequência de 10Hz.

A terceira fase da validação contempla os testes com profissionais. Conforme apresentado anteriormente, foi solicitado a cinco profissionais entre fisioterapeutas e educadores físicos que operassem e utilizassem o dispositivo (Figura 19) e, em seguida, fosse preenchido um questionário referente à escala SUS.

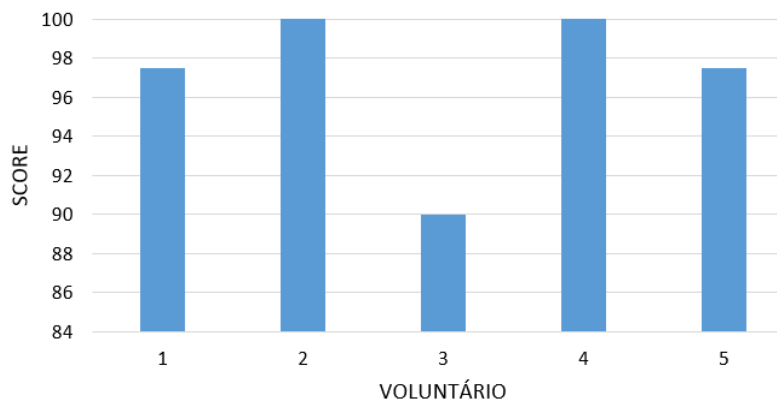
Figura 19 - Execução de testes com profissionais.



Fonte: Autores.

Com base nas notas atribuídas pelos profissionais, foram calculados os valores da escala SUS. Por conseguinte, o valor médio atribuído para usabilidade do dispositivo conforme escala SUS foi de 97,5 classificando o dispositivo como “Melhor Imaginável” (Tenório, 2011). Dos 5 voluntários, a maioria avaliou a plataforma vibratória com barras paralelas aprimorada com a maior pontuação disponível pela escala. Todos os voluntários quando analisados individualmente seus scores na escala SUS, avaliaram a plataforma como “Melhor Imaginável”, como ilustrado na Figura 20.

Figura 20 – Avaliação dos Scores individuais da escala SUS (0-100).



Fonte: Autores.

4. Discussão

Como o projeto original apresentava somente a opção de execução de protocolos com amplitude de 4mm, objetivando-se maior versatilidade ao dispositivo, foram usinadas diferentes buchas de acionamento excêntricas. Desta maneira, é possível alterar a amplitude de onda produzida pelo equipamento através de substituição mecânica do componente. Nesse sentido é possível executar protocolos com quaisquer combinações entre 0,12mm, 0,25mm, 0,5mm, 1,0mm, 2,0mm e 4,0mm de amplitude e frequências mecânicas entre 10 e 22Hz, cobrindo grande parte dos estudos encontrados na literatura que abordam as vibrações de corpo inteiro para auxílio no tratamento de neuropatologias.

Essa possibilidade de alteração das configurações de frequência e amplitude torna possível executar protocolos para tratamento de doença de Parkinson como proposto por Guadarrama-Molina et al. (2021) que utiliza vibração com 20Hz e 2mm

de amplitude e AVE, como utilizado por Chan et al. (2012) com oscilações de 12Hz e 4mm, além de grande parte dos estudos apresentados por Park et al. (2018) em sua revisão de literatura.

As alterações mecânicas foram importantes para solução de problemas crônicos do dispositivo como a instabilidade e o ruído excessivo. A mudança da posição da base do motor reduziu a área ocupada pelo dispositivo, além de dar mais rigidez ao acionamento mecânica. Aliado a isso, os reforços soldados contribuíram auxiliaram no intertravamento dos componentes colaborando com esse ganho de rigidez. Visto que o medo de cair é um fator de risco de queda (Pena et al., 2019), esse ganho de rigidez é importante na redução da instabilidade da plataforma contribuindo com a diminuição deste risco. A redução de 400mm do comprimento da base trouxe mais estabilidade ao equipamento. Além disso, a fixação da base do motor suspensa sobre corpos roscados permite o alinhamento das polias e tensionamento da correia, diminuindo o desgaste, o ruído e geração de calor, consequentemente aumentando a vida útil da dos componentes.

As buchas de deslizamento dos mancais responsáveis pela vibração da plataforma originais foram fabricadas partindo do pressuposto da ausência de lubrificação e, por esse motivo foram usinadas em Nylon. Entretanto, devido ao esforço mecânico, os componentes sofreram esmagamento e desgaste prematuro, ocasionando folga e instabilidade do sistema. Nesse sentido, foi realizada a substituição aplicando-se o material bronze com lubrificação. Este material é indicado para essa aplicação por apresentar baixo atrito de deslizamento e alta resistência mecânica para o tipo de esforço solicitado. Adicionando-se a lubrificação o atrito é diminuído, gerando menos ruído, menos calor aumentando a eficiência energética do equipamento.

Outro aspecto abordado foi a suspensão do equipamento. O projeto do equipamento inicial contava com cinco molas alinhadas com o eixo longitudinal da plataforma. Essas molas cumpriam a função de auxílio no retorno do dispositivo, mas a estabilidade da plataforma ficava comprometida. A substituição das molas por componentes de menor rigidez individual e instalação de outras duas linhas laterais com cinco molas cada aumentou a estabilidade do dispositivo, dando mais segurança ao paciente e melhor controle de movimento e amplitude.

Outra modificação para ganho de estabilidade do dispositivo foi a substituição das sapatas de apoio por amortecedores de impacto. Os amortecedores aplicados apresentam maior dureza na borracha e são indicados para carga de até 500kg cada. Como esses componentes não permitem a propagação das vibrações à estrutura do equipamento ou ao solo, o mesmo se torna mais estável para caminhar sobre ele dando mais segurança e contribuindo com a repetibilidade da intensidade de vibração e amplitude de movimento vibratório.

Considerando as alterações aplicadas no sistema elétrico, o projeto do painel elétrico objetivou primordialmente a segurança e integridade do operador do equipamento. Conforme a NR10 – Segurança em Instalações e Serviços em Eletricidade apresentado pelo Ministério do Trabalho e Previdência (2022), toda instalação elétrica deve adotada medidas preventivas de controle do risco elétrico e de outros riscos adicionais. Nesse sentido, foram instalados disjuntores, chave seletora on/off e botão de emergência com trava como dispositivos de segurança de modo que tanto a operação quanto uma eventual manutenção do dispositivo podem ser realizados de maneira segura.

Além dos quesitos de segurança, a Interface Homem Máquina instalada melhorou a usabilidade do dispositivo de modo que todo protocolo pode ser configurado diretamente na tela do equipamento e o mesmo é executado automaticamente, dando liberdade ao avaliador para acompanhar demais detalhes inerentes ao tratamento.

Com relação aos testes de engenharia, baseado no teste de frequência, nota-se que as três curvas apresentam comportamento linear, o que sugere um controle proporcional do inversor de frequência sobre o motor. Comparando-se as curvas de frequência solicitada com as curvas de frequência sem carga e com carga observa-se pequena diferença na inclinação, que pode ter ocorrido pela definição dos parâmetros de limites de proporcionalidade do CLP. Contudo, conforme apresentado no teste ANOVA, não existe diferença significativa entre os grupos, ou seja, o equipamento corresponde ao

solicitado pelo usuário.

Essa característica é importante na garantia de que, independente da massa do paciente, a intensidade de vibração é mantida, pois, via de regra, a intensidade de vibração é relevante à eficiência do tratamento de pacientes (Orr, 2015; Huang et al., 2019). Outra consideração que pode ser feita seria a comparação entre as curvas de frequência sem carga e com carga. Ambas curvas se encontram consideravelmente próximas, indicando que a aplicação de carga não influencia na frequência de atuação do dispositivo.

Além da validação da correspondência de vibração, os testes de intensidade de vibração sugerem que, com a carga estática nos pontos 1, 2 ou 3, a plataforma se comporta uniformemente nos pontos de frequência analisados, demonstrando que a aplicação de carga pontual não influencia no funcionamento do restante da plataforma. Essa observação sustenta a hipótese da rigidez estrutural implementada.

Embora a disposição de carga pontual não influencie significativamente na intensidade de vibração nos demais pontos da plataforma, analisando a aplicação de cargas isoladamente por frequência, nota-se que a aceleração recebida é ligeiramente maior dependendo do ponto que se encontra da plataforma. Essa diferença é em média de 0,02g tendo a diferença máxima entre as curvas P2 e P3 em 21Hz com 0,12g. Conforme sustentado pela análise ANOVA realizada, essa alteração não é expressiva. Esse controle de intensidades é fundamental pois diferentes músculos são estimulados por diferentes intensidades de vibração (Chang et al., 2022). Dessa maneira sugere-se que o dispositivo possa fornecer vibrações de diferentes magnitudes, de modo que a frequência possa ser modulada conforme o grupo muscular que se deseja estimular.

Em relação ao teste de amplitude de oscilação mesmo que estatisticamente os dados revelem a existência de diferença entre as medições, mecanicamente a variação média entre 0,21 e 0,26mm, para aplicação base de 0,25mm pode ser considerado um erro de exatidão aceitável. Considerando-se a existência de folgas e restrições de diferentes magnitudes nos componentes, essa variação de amplitude encontrada é admissível. Não obstante, pode-se realizar a comparação entre a curva de amplitude com aplicação de carga e sem aplicação de carga. Notam-se amplitudes menores quando aplicada carga sobre a plataforma. Esse efeito pode ser justificado pela redução das folgas mecânicas no eixo vertical quando aplicada carga no sistema, restringindo o movimento da plataforma.

Em adicional, foi avaliada a emissão sonora do dispositivo. Essa análise foi proposta a fim de cumprir requisitos normativos apresentados pela NR 15 – Atividades e Operações Insalubres (Ministério do Trabalho e Previdência, 2022), onde são apresentados os períodos em que se pode ficar exposto proporcionalmente à tensão sonora do ambiente. A avaliação da emissão sonora é relevante vez que altos níveis de ruídos podem influenciar na estabilidade e equilíbrio dos pacientes além de serem potenciais causadores de doenças neurológicas (Corotos, 2021). Em vista disso, observa-se que a tensão máxima obtida foi de 83 dB (A). Dado que a norma regulamenta valores acima de 85 dB (A), o equipamento não apresenta risco à saúde do operador ou usuário.

Além dos testes de engenharia, foram realizados testes com profissionais fisioterapeutas e educadores físicos capazes de avaliar a usabilidade desse dispositivo. Essa avaliação é fundamental visando ergonomia, segurança para o usuário além de identificação de melhorias construtivas do equipamento (Bitkina et al., 2020). Os testes foram aplicados com os cinco profissionais utilizando-se a escala SUS como forma de validação. Calculando-se o escore médio entre as notas dos participantes obteve-se 97,5 pontos, apontando para classificação do equipamento como “Melhor Imaginável”, que, segundo apresentado por Bangor et al. (2009), é a melhor faixa de classificação da escala SUS.

Em adicional, a aplicação da IHM como recurso gráfico para configuração do dispositivo tornou sua utilização mais simples e intuitiva, despertando o interesse em sua utilização. Este é um fator importante visto que o interesse é um dos componentes centrais do processo cognitivo (Hidi, 1990), de modo que rapidamente os profissionais desenvolveram autonomia na utilização do equipamento, fato que motivou a atribuição de notas para classificação do dispositivo.

5. Considerações Finais

Pode-se concluir que os objetivos propostos foram cumpridos. Após a realização do retrofit, o dispositivo de barras paralelas com estímulo vibratório controlado via IHM permite a execução de diversos protocolos de treino e tratamento, principalmente no que tange o auxílio na reabilitação de neuropatologias. A possibilidade de combinar as diferentes frequências e amplitudes trouxe versatilidade ao equipamento podendo executar protocolos com frequências a partir de 10Hz com 0,12mm de amplitude até 22Hz com 4mm.

As modificações mecânicas realizadas tornaram o dispositivo mais confiável e seguro. A substituição de componentes, aplicação de amortecedores, enrijecimento da estrutura e lubrificação das juntas de movimento proporcionaram rigidez e robustez ao equipamento. Com relação à otimização elétrica houve a substituição de comando manual por CLP, fabricação do quadro de comando elétrico e implementação da IHM. Deste modo, o dispositivo recebeu tecnologia industrial, ficando esteticamente mais atrativo e mais intuitivo quanto ao seu controle, facilitando assim a manipulação do equipamento pelos profissionais da saúde, sobretudo, confiando ao dispositivo maior segurança operacional.

A instalação da IHM propicia ao usuário facilidade na configuração de protocolos deixando o profissional livre para executar outras análises que não o controle de tempo de funcionamento ou frequência do dispositivo. Sua interface foi projetada visando a possibilidade de configuração rápida das variáveis mais comuns dentre os protocolos utilizados nos estudos analisados.

Com base nos testes de engenharia realizados, nota-se que não há diferença significativa entre as variáveis analisadas quando se compara o funcionamento do equipamento com ou sem carga. Isso sugere que a execução de protocolos em que o participante realiza movimento sobre a plataforma não fica comprometida, haja vista que a rotação, amplitude e intensidade de vibração mantêm-se estáveis independente do ponto da plataforma em que se encontra o paciente.

O equipamento foi analisado em funcionamento por profissionais da saúde sendo sua usabilidade considerada satisfatória e considerada “Melhor Imaginável” segundo a escala System Usability Scale. Dessa forma a plataforma vibratória de corpo inteiro aprimorada tem grande potencial para aplicação na prática clínica com segurança e efetividade para pacientes com neuropatologias. Novos estudos são requeridos para quantificar seus benefícios na população de interesse.

Conforme mencionado, o projeto apresenta conclusões que fomentam a possibilidade da aplicação do dispositivo no auxílio do tratamento de neuropatologias. Contudo, devido à pandemia de Covid-19 vivenciada, foram suspensos os testes com pacientes patológicos, não sendo possível realizar o tratamento com esse grupo. Assim, indica-se como trabalho futuro, a realização de testes e coleta com pacientes acometidos por neuropatologias.

Referências

- Alashram, A. R., Padua, E., & Annino, G. (2019). Effects of whole-body vibration on motor impairments in patients with neurological disorders: a systematic review. *Am J Phys Med Rehabil*. 98(12), 1084–1098. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001252>
- Bangor A, Kortum P, & Miller J. (2009). Determining what individual SUS scores mean: adding an adjective rating scale. *J Usabil Stud*. 4(3), 114-123.
- Bautmans, I., Van Hees, H., Lemper, J. C., & Mets, T. (2005). The feasibility of whole body vibration in institutionalized elderly person and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomized controlled trial. *BMC Geriatrics*. 5-17. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-5-17>
- Bitkina, O. V., Kim, H. K., & Park, J. (2020). Usability and user experience of medical devices: An overview of the current state, analysis methodologies, and future challenges. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 76. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2020.102932>
- BROOKE, J. (1996). SUS: A "quick and dirty" usability scale. *Usability Evaluation in Industry*. London: Taylor and Francis.
- Chan, K. S., Liu, C. W., Chen, T. W., Weng, M. C., Huang, M. H., & Chen, C. H. (2012). Effects of a single session of whole body vibration on ankle plantarflexion spasticity and gait performance in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 26. <https://doi.org/10.1177/0269215512446314>
- Chang, C. M., Tsai, C. H., Lu, M. K., Tseng, H. C., Lu, G., Liu, B. L., & Lin, H. C. (2022). The neuromuscular responses in patients with Parkinson's disease under different conditions during whole-body vibration training. *BMC Complementary Medicine and Therapies*. 22(2). <https://doi.org/10.1186/s12906-021-03481-1>

- Cotoros, D, Şerban, I, Drugă, C, & Stanciu, A. (2021). Human Factor Balance Under the Influence of Variable Sound Frequency and Orientation. Springer Proceedings in Physics. 251.
- Gloeckl, R, Schneeberger, T, Leitl, D, Reinold, T, Nell, C, Jarosch, I, Kenn, K, & Koczulla, A. (2021). Whole-body vibration training versus conventional balance training in patients with severe COPD—a randomized, controlled trial. *Respiratory Research*. 22(138), 1-10. <https://doi.org/10.1186/s12931-021-01688-x>
- Guadarrama Molina, E, Barrón Gámez, C. E, Estrada Bellmann, I, Meléndez Flores, J. D, Ramírez Castañeda, P, Hernández Suárez, R. M. G, Menchaca Pérez, M, & Salas Fraire, O. (2021). Comparison of the effect of whole-body vibration therapy versus conventional therapy on functional balance of patients with Parkinson's disease: adding a mixed group. *Acta Neurologica Belgica*. 121, 721-728. <https://doi.org/10.1007/s13760-020-01439-7>
- Hidi, S. (1990). Interest and Its Contribution as a Mental Resource for Learning. *Review of Educational Research*. 60(4), 549–571. <https://doi.org/10.3102/00346543060004549>
- Huang, M, & Pang, M. Y. C. (2019). Muscle activity and vibration transmissibility during whole-body vibration in chronic stroke. *Scand J Med Sci Sports*. 29, 816–825. <https://doi.org/10.1111/sms.13408>
- Hussein, S, Schmidt, H, & Krüger, J. (2009). Adaptive control of an end-effector based electromechanical gait rehabilitation device. *IEEE. 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 366 - 371. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209485>
- Jaspert, D, Eber, M, Eckhardt, A, & Poepplbuss, J. (2021). Smart retrofitting in manufacturing: A systematic review. *Journal of Cleaner Production*. 312. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2021.127555>
- Kim, J. W, & Lee, J. H. (2021). Effect of whole-body vibration therapy on lower extremity function in subacute stroke patients. *Journal of exercise rehabilitation*. 17(3), 158–163. <https://doi.org/10.12965/jer.2142246.123>
- Ministério do Trabalho e Previdência. (2022). NR 10 - SEGURANÇA EM INSTALAÇÕES E SERVIÇOS EM ELETRICIDADE. <https://www.gov.br/trabalho-e-previdencia/pt-br/composicao/orgaos-especificos/secretaria-de-trabalho/inspecao/seguranca-e-saude-no-trabalho/normas-regulamentadoras/nr-10.pdf>.
- Ministério do Trabalho e Previdência. (2022). NR 15 – ATIVIDADES E OPERAÇÕES INSALUBRES. <https://www.gov.br/trabalho-e-previdencia/pt-br/composicao/orgaos-especificos/secretaria-de-trabalho/inspecao/seguranca-e-saude-no-trabalho/normas-regulamentadoras/nr-15-anexo-01.pdf>.
- Miyara, K, Matsumoto, S, Uema, T, Hirokawa, T, Noma, T, Shimodozono, M, & Kawahira. (2014). Feasibility of using whole body vibration as a means for controlling spasticity in post-stroke patients: A pilot study. *Complementary Therapies in Clinical Practice*. 20, 70-73. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2013.10.002>
- Moggio, L, Sire, A, Marotta, N, Demeco, A, & Ammendolia, A. (2021). Vibration therapy role in neurological diseases rehabilitation: an umbrella review of systematic reviews. *Disability and Rehabilitation*. 1-10. <https://doi.org/10.1080/09638288.2021.1946175>
- Morais, A. V., Tomaz JR, G, Lazzareschi, L, Almeida, D. V, Santos, M. F, Boschi, S. R. M. S, Martini, S. C, Scardovelli, T. A, & Silva, A. P. (2019). Whole-body vibration on parallel bar device for gait and balance rehabilitation in stroke patients. *Res. Biomed. Eng*. 35, 123-129. <https://doi.org/10.1007/s42600-019-00014-1>
- Morley, J, & Sikorski, D. (2018). Effect of whole body vibration on cervical (neck) proprioception in young, healthy individuals serving as their own control: a pilot study. *J Can Chiropr Assoc*. 62(1), 42-55.
- Nielsen, J, & Landauer, T. K. (1993). A Mathematical Model of the Finding of Usability Problems. *Proceedings of the INTERACT '93*. 206-213. <https://doi.org/10.1145/169059.169166>
- Orr, R. (2015). The effect of whole body vibration exposure on balance and functional mobility in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Maturitas*. 80(4), 342-358. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2014.12.020>
- Park, Y. J, Park, S. W, & Lee, H. S. (2018). Comparison of the Effectiveness of Whole Body Vibration in Stroke Patients: A Meta-Analysis. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/5083634>
- Pena, S. B, Guimarães, H. C. Q. C. P, Lopes, J. L, Guandalini, L. S, Taminato, M, Barbosa, D. A, & Barros, A. L. B. L. (2019). Medo de cair e o risco de queda: revisão sistemática e metanálise. *Acta Paulista de Enfermagem*. 32(4), 456-463. <https://doi.org/10.1590/1982-0194201900062>
- RAO, S. (2008). *Vibrações Mecânicas*. 4.ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall.
- Rauch, F. (2009). *Vibration Therapy*. Mac Keith Press. *Developmental Medicine e Child Neurology*. 51, 166-168. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03418.x>
- Tenório, J. M, Cohrs, F. M, Sdepanian, V. L, Pisa, I. T, & Marin, H. F. (2011). Desenvolvimento e Avaliação de um Protocolo Eletrônico para Atendimento e Monitoramento do Paciente com Doença Celíaca. *Revista de Informática Teórica e Aplicada*, 17(2), 210–220. <https://doi.org/10.22456/2175-2745.12119>
- Totten, G. E. (2006). *Handbook of Lubrication and Tribology: Application and Maintenance*. 2nd ed. CRC Press. v.1.
- Wolfsegger, T, Assar, H, & Topakian, R. (2014). 3-week whole body vibration does not improve gait function in mildly affected multiple sclerosis patients – a randomized controlled trial. *Journal of Neurological Sciences*. 347, 119-123. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2014.09.030>
- Xie, L, Yi, S. X, Peng, Q. F, Liu, P, & Jiang, H. (2021). Retrospective study of effect of whole-body vibration training on balance and walking function in stroke patients. *World journal of clinical cases*. 9(22), 6268–6277. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v9.i22.6268>

Yang, F, Wen, P. S, Bethoux, F, & Zhao, Y. (2021). Effects of Vibration Training on Cognition and Quality of Life in People with Multiple Sclerosis. *Int J MS Care*. <https://doi.org/10.7224/1537-2073.2020-095>

Zancan, M. D. (2011). *Controladores programáveis*. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria.

Zhang, L. Q, Xu, D, Makhsous, M, & Lin, M. (2000). Stiffness and viscous damping of the human leg. *The American Society of Biomechanics*. 144-145.