

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL

FACULDADE DE MEDICINA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE E DESENVOLVIMENTO NA
REGIÃO CENTRO-OESTE

DANIELA ARAÚJO DE ALMEIDA

**AVALIAÇÃO SIMULTÂNEA DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E TRAÇÃO DO
MEMBRO SUPERIOR EM CAMUNDONGOS POR MEIO DE NOVO
DINAMÔMETRO BIOMÉDICO**

CAMPO GRANDE

2022

DANIELA ARAÚJO DE ALMEIDA

AVALIAÇÃO SIMULTÂNEA DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E TRAÇÃO DO MEMBRO SUPERIOR EM CAMUNDONGOS POR MEIO DE NOVO DINAMÔMETRO BIOMÉDICO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Saúde e desenvolvimento na Região Centro-Oestes. Linha de Pesquisa: Tecnologia em saúde.

Orientador: Josivaldo Godoy da Silva

CAMPO GRANDE

2022

A Deus.

A minha família pelo apoio e incentivo incondicional.

AGRADECIMENTOS

À professora Iandara Schettert Silva e ao professor Josivaldo Godoy da Silva por todo respeito, empatia e brilhante orientação no decorrer desta formação acadêmica que também tornou-se uma evolução humana.

Ao corpo docente do programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste e os integrantes da Comissão Acadêmica pelo empenho e empatia durante todos os semestres letivos vivenciados no período pandêmico, devido o vírus SARS-CoV-2.

Ao meu esposo, Adriano Dantas Maciel, que neste momento vem demonstrando ser companheiro e motivador nas etapas da minha construção profissional e humana.

“A palavra progresso não terá qualquer sentido enquanto houver crianças
infelizes.”

(Albert Einstein)

RESUMO

Alterações no sistema integrado do cérebro e da mão geram dificuldades para a realização de tarefas funcionais, conforme observado em pacientes diagnosticados com paralisia cerebral. O objetivo deste trabalho é desenvolver novo dinamômetro biomédico mecatrônico. O protótipo desenvolvido no laboratório de Engenharia Biomédica e Tecnologia Assistiva (ENGE BIO) da FAMED é constituído por uma lâmina metálica de aço inox AISI 420 que mede 18,5 cm de comprimento, 1,5 cm de largura e 2 mm de espessura na qual o camundongo aplica força em uma linha de nylon localizada na extremidade, dois *strain gages* duplos idênticos de modelo pa-09-125ha-350-l8 do fabricante Excel Sensors (Brasil) que foram colados sendo um em cada face da lâmina, um circuito de condicionamento de sinais Arduino contendo amplificador de ganho $G = 10.000$, filtro de Butterworth de 4ª ordem, um computador Sony Vaio FE15 i7 10ª no qual foi desenvolvido um *software* em Labview 2019 da empresa National Instruments para processamento de informações geradas pela calibração estática e pelo teste de resposta dinâmica realizados com massas padronizadas que produziram respostas que foram apresentados na forma numérica e gráfica. Os principais resultados da calibração foram: 15,48 g gerou 3,70 V, 31,53 g gerou 7,48 V e 62,47 g gerou 14,80 V enquanto que para o teste de resposta dinâmica a resposta foi de 0,3 s. O protótipo do novo dinamômetro biomédico foi desenvolvido levando-se em consideração que há a necessidade de sensibilidade suficiente para testar as variáveis de interesse em futuro ensaio pré-clínico, com modelo animal de camundongos, e, na sequência, o ensaio clínico em crianças recém-nascidas com condições de baixo peso, sistema neurológico em desenvolvimento, presença de reflexos primitivos que demonstram a presença do tônus muscular como por exemplo o reflexo de moro e o reflexo de sucção. A aplicabilidade do protótipo desenvolvido neste projeto viabiliza o desenvolvimento de ensaio pré-clínico que fornecerá informações relevantes para o aperfeiçoamento do protótipo e assim embasar a sequência em ensaio clínico para, enfim, subsidiar a criação de novo dinamômetro biomédico com aplicação no diagnóstico e avaliação da paralisia cerebral em crianças.

Descritores: força muscular, dinamômetro, paralisia cerebral.

ABSTRACT

Changes in the integrated system of the brain and hand generate difficulties in performing functional tasks, as observed in patients diagnosed with cerebral palsy. The objective of this work is to develop a new mechatronic biomedical dynamometer. The prototype developed in the Laboratory of Biomedical Engineering and Assistive Technology (ENGEBIO) of FAMED is constituted by a metallic sheet of stainless steel AISI 420 that measures 18.5 cm in length, 1.5 cm in width and 2 mm in thickness in which the mouse applies force to a nylon line located at the end, two identical double strain gages of model pa-09-125ha-350-l8 from the manufacturer Excel Sensors (Brazil) that were glued, one on each face of the blade, a conditioning circuit of Arduino signals containing a gain amplifier $G = 10,000$, a 4th order Butterworth filter, a Sony Vaio FE15 i7 10a computer on which a software was developed in Labview 2019 from the National Instruments company for processing information generated by the static calibration and by the test of dynamic response performed with standardized masses that produced responses that were presented in numerical and graphical form. The main calibration results were: 15.48 g generated 3.70 V, 31.53 g generated 7.48 V and 62.47 g generated 14.80 V while for the dynamic response test the response was 0.3 sec. The prototype of the new biomedical dynamometer was developed taking into account that there is a need for sufficient sensitivity to test the variables of interest in a future pre-clinical trial, with an animal model of mice, and, subsequently, the clinical trial in newborn children. -born with low birth weight conditions, developing neurological system, presence of primitive reflexes that demonstrate the presence of muscle tone, such as the moro reflex and the sucking reflex. The applicability of the prototype developed in this project enables the development of a pre-clinical test that will provide relevant information for the improvement of the prototype and thus base the sequence in a clinical trial to, finally, subsidize the creation of a new biomedical dynamometer with application in the diagnosis and evaluation of the cerebral palsy in children.

Descriptors: muscle strength, dynamometer, cerebral palsy.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	9
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	11
3. OBJETIVOS	14
3.1 Objetivo geral:.....	14
3.2 Objetivos específicos:.....	14
4. MATERIAL E MÉTODO	15
4.1 Criação do protótipo do novo dinamômetro biomédico:	15
4.2 Calibração e teste do protótipo do novo dinamômetro biomédico:.....	19
4.3 Modelo matemático para o protótipo do novo dinamômetro biomédico:.....	21
4.4 Modelo experimental para futuro ensaio pré-clínico:.....	23
4.5 Revisão bibliográfica:	24
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	26
6. CONCLUSÃO	27
REFERÊNCIAS	29
APÊNDICE A – Termo de autorização da Comissão de Ética em Animais	30
APÊNDICE B – Primeiro artigo publicado	32
APÊNDICE C – Segundo artigo publicado	50

1. INTRODUÇÃO

A mão está localizada na porção mais distal do membro superior, constituída por nervos, tendões, tecidos e ossos, sendo que o controle desempenhado por áreas específicas do cérebro permite à mão realizar movimentos delicados, precisos, tarefas de força e potência (KAEMPF, 2014). Alterações no sistema integrado do cérebro e da mão geram dificuldades para a realização de tarefas funcionais, assim como observado em pacientes diagnosticados com paralisia cerebral (PC).

A Associação Brasileira de Paralisia Cerebral (ABPC) estima que nos países em desenvolvimento o índice de crianças com PC seja de 7 por 1.000 nascidos vivos.

A aplicabilidade do protótipo desenvolvido neste projeto viabiliza o desenvolvimento de ensaio pré-clínico que fornecerá informações relevantes para o aperfeiçoamento do protótipo e assim embasar a sequência em ensaio clínico para, enfim, subsidiar a criação de novo dinamômetro biomédico com aplicação no diagnóstico e avaliação da paralisia cerebral em crianças. Criando um novo método de exame, de forma não invasiva, objetiva, com sensibilidade e precisão independentes da faixa etária das crianças com PC, tornando o equipamento mais versátil do que outros recursos utilizados atualmente.

Os modelos de ensaio pré-clínicos criados especificamente para tal pesquisa permite que a observação dos movimentos e força que é desempenhada inicialmente pelos camundongos ao segurar um objeto, contribua com informações fundamentais para incentivar a prática do diagnóstico pautado em evidências.

O protótipo do novo dinamômetro biomédico desenvolvido no laboratório de Engenharia Biomédica e Tecnologia Assistiva (ENGEBIO) da FAMED, no ano de 2021, possibilitará avaliar simultaneamente a força de preensão palmar e tração do membro superior em ensaio pré-clínico com camundongos, e por oferecer sensibilidade de detecção demonstrada pela calibração estática e pelo teste de resposta dinâmica realizados com massas padronizadas proporcionará informações qualitativas e quantitativas para análise objetiva da força.

O modelo experimental para o ensaio pré-clínico foi autorizado, com o registro número 1.193/2021, pela Comissão de Ética em Animais (CEUA/UFMS) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, em reunião de 25/08/2021, no entanto devido a extraordinárias intercorrências, causadas principalmente pela pandemia SARS-CoV-2, esta etapa do projeto foi inviabilizada. Sendo alcançada com sucesso a criação do protótipo e o desenvolvimento do cálculo matemático.

A obtenção de dados de fácil e rápido acesso serão um novo recurso para os profissionais da saúde, contribuindo para que estes revejam as condutas adotadas no momento da avaliação e diagnóstico da PC. A implementação deste projeto poderá beneficiar crianças com PC de famílias de baixa renda que dependam do SUS, cujo baixo custo para a realização do exame permitirá atender as classes sociais mais penalizadas com o desemprego e com a recessão do país.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A paralisia cerebral caracteriza-se por um distúrbio não progressivo que ocorre durante o desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil que gera limitações funcionais nos seres humanos, devido à desordem motora nos membros superiores e inferiores, que pode ser acompanhada por distúrbios sensoriais, perceptivos, cognitivos, de comunicação e comportamental (ROSENBAUM *et al.*, 2007).

A mão permite ao ser humano realizar inúmeras ações destacando-se atividades profissionais, de recreação, alimentação, higiene, vestuário e atividades específicas da vida prática, como dirigir um automóvel, escrever e manusear uma ferramenta de trabalho etc. (SANTOS, 2009). A presença da PC gera desordem motora e funcional que prejudica as habilidades manuais assim como a destreza dos dedos (ARNOULD *et al.*, 2014).

A principal alteração presente nas crianças com a PC é o comprometimento motor, modificações decorrentes da encefalopatia, com consequentes restrições para realização de tarefa que repercutirão de diferentes formas no seu desempenho funcional (SCHWARTZMAN, 2004).

A presença de comorbidades e limitações para desenvolver atividades funcionais apontam a severidade de comprometimentos decorrentes da paralisia cerebral (MINISTÉRIO da SAÚDE, 2014).

Pacientes com diagnóstico de PC apresentam alterações em regiões cerebrais, que afetam o córtex sensório-motor primário, constituído por uma organização somatotópica (uma área do corpo corresponde a um ponto no córtex). De acordo com o homúnculo de Penfield sucessivamente serão localizadas as áreas especializadas, de cima para baixo, áreas de ativação do pé, da mão, dos lábios e da língua (PEREIRA *et al.*, 2003).

Oliveira *et al.* (2011) apontam a preocupação recorrente sobre a função da mão em crianças com PC, sendo um aspecto recorrente nos artigos a análise das terapias manuais que contribuem no desenvolvimento funcional, no qual a força da mão demonstra ter relação com melhoria no desempenho das atividades.

Devido à desordem motora e funcional, as habilidades manuais ficam prejudicadas, como também a destreza dos dedos em decorrência a paralisia cerebral. Devido a isso, a força de preensão palmar indiretamente relacionada à habilidade manual também é afetada (ARNOULD *et al.*, 2014).

O Manual Ability Classification System (MACS) é um sistema de classificação qualitativo da função manual de crianças e adolescentes com paralisia cerebral entre 4 a 18 anos, com foco no desempenho bimanual durante as atividades de vida diária em sua casa, na escola, ou na comunidade, de acordo com os autores Eliasson *et al.* (2006).

Em estudo realizado pela Almeida *et. al.* (2021), foi proposto identificar as maneiras utilizadas pelos profissionais de saúde para a avaliação de força muscular em crianças com PC. Estas avaliações foram aplicadas em crianças na faixa etária de 5 anos a 10 anos de idade, e provavelmente a faixa etária inferior tenha sido analisada empiricamente apenas pela observação visual dos profissionais de saúde.

A revisão ainda ressalta a necessidade da “criação de um dispositivo para mensurar a força muscular em crianças com PC desde seus anos iniciais de vida, fornecendo informações quantitativas claras e de aplicação prática para os profissionais de saúde”.

A pontuação desses autores vem ao encontro da compreensão da Fundação Oswaldo Cruz (FIOCRUZ) que salienta a importância do processo de desenvolvimento tecnológico simultâneo ao da ciência para beneficiar os seres humanos, desde que essa evolução esteja pautada na ética e nos direitos humanos. Tal entendimento também já havia sido expressado em 1999 na publicação do médico Trajano Sardenberg que enfatiza:

“O avanço da medicina rumo à determinação de novos tratamentos clínicos e cirúrgicos e novos métodos de diagnósticos envolve a experimentação em seres humanos. A experimentação em animais não humanos, os modernos modelos matemáticos e estatísticos e o uso intensivo da informática não

conseguiram excluir a fase final de experimentar em seres humanos”.

A publicação ainda manifesta que as pesquisas científicas devem basear-se na ética durante todas as etapas de desenvolvimento, afirmando que: “A luz da ética iluminando o caminho da ciência é o ideal que devemos almejar ativamente”.

Na publicação de Deacon (2013), foi observado o uso de modelo animal para realização de ensaios pré-clínicos no qual analisou-se a força dos camundongos por meio de teste de peso e de tela invertida. Os elos de cadeia de comprimento crescente são constituídos por até sete ligações com pesos de 20, 33, 46, 59, 72, 85 e 98 g. O teste de peso revelou que os camundongos do sexo feminino conseguiram elevar até 5 elos com cerca de 70 g.

Já o teste da tela invertida apresentou declínio no desempenho do grupo experimental, submetidos a lesões do hipocampo, no entanto não houve redução de força significativa no teste de peso. Concluindo que os camundongos *Mus Musculus* conseguem segurar fortemente materiais, sendo este o “modelo animal ideal para avaliar distúrbios de formação muscular e possíveis tratamentos”.

O desenvolvimento desse projeto de pesquisa buscou criar um novo dinamômetro biomédico que, em um futuro próximo, possa ser amplamente utilizado na avaliação e diagnóstico da PC em crianças, contribuindo assim com um novo método de exame sensível e preciso, independentemente da faixa etária das crianças com PC, resultando em um equipamento mais versátil do que outros recursos utilizados atualmente.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral:

Desenvolver novo dinamômetro biomético mecatrônico.

3.2 Objetivos específicos:

- a) Elaborar circuito de condicionamento de sinais com Arduino;
- b) Desenvolver *software* de processamento com Labview 2019 capaz de obter informações de força em futuro ensaio pré-clínico:
- c) Montar e calibrar o novo dinamômetro biomédico;
- d) Realizar ensaio pré-clínico com modelo de camundongos para avaliar o funcionamento do protótipo do dinamômetro biomédico mensurando simultaneamente a força de preensão palmar e tração do membro superior;
- e) Publicar pesquisa sobre a avaliação de força muscular em crianças com PC.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Criação do protótipo do novo dinamômetro biomédico:

A primeira parte da pesquisa foi realizada no laboratório de Engenharia Biomédica e Tecnologia Assistiva (ENGEPIO) da FAMED da UFMS, onde se desenvolveu o dinamômetro biomédico mecatrônico formado por uma estrutura mecânica instrumentada, um circuito eletrônico de tratamento de sinais e um sistema computacional para processamento das informações geradas pela força dinâmica do camundongo.

A estrutura mecânica foi desenvolvida com lâmina de aço inox AISI 420 que mede 18,5 cm de comprimento, 1,5 cm de largura e 2 mm de espessura. Nesta lâmina foram colados em uma das extremidades dois *strain gages* duplos idênticos de modelo pa-09-125ha-350-l8 do fabricante Excel Sensors (Brasil) sendo um em cada face da lâmina. Na mesma extremidade contendo os *strain gages*, fixou-se a lâmina metálica com objetivo de estabiliza-la numa posição para permitir realizar os testes. A figura 1 mostra a lâmina metálica.

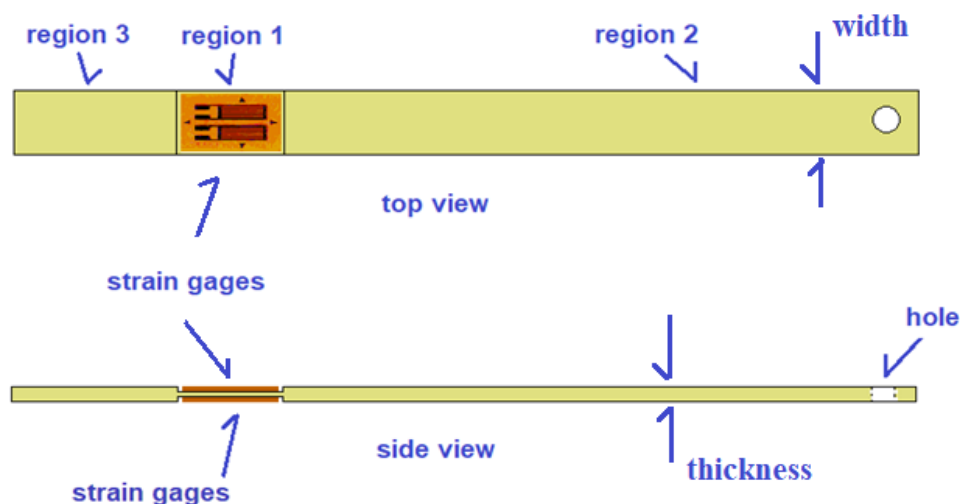


Figura 1 – Vista superior e vista lateral da lâmina metálica.

Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

Região 1: strain gages detectores de deformação da lâmina metálica.

Região 2: possui um furo, pelo qual o fio de nylon atravessa.

Região 3: para fixação da lâmina metálica.

A figura 2 mostra a lâmina metálica fixada, para começar a captar estímulos produzidos pela força dinâmica produzida pelo camundongo.

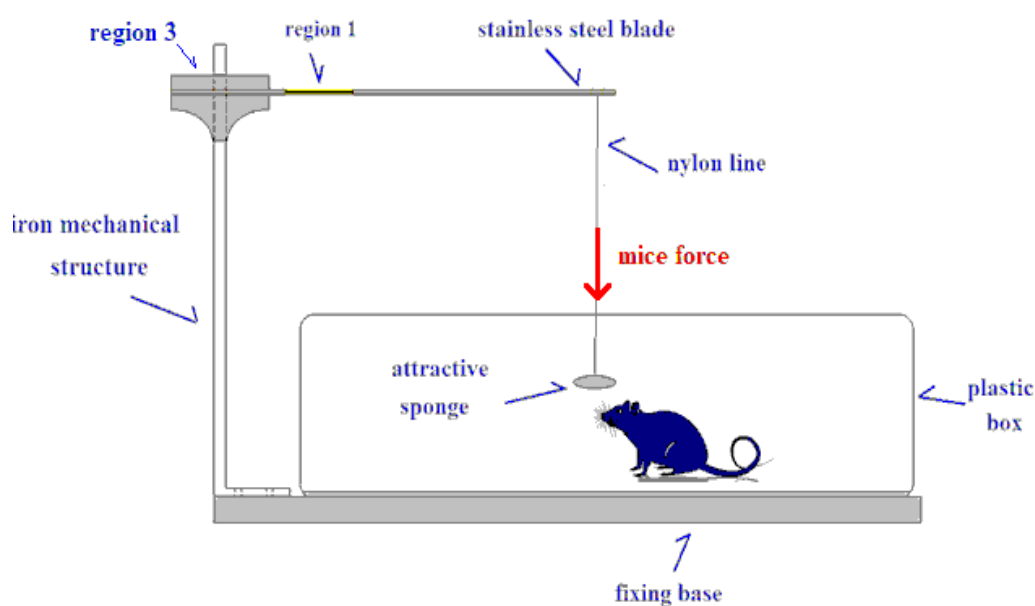


Figura 2 – Lâmina metálica instrumentada e pronta para captar estímulos produzidos pela força dinâmica produzida pelo camundongo.

Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

Região 1: local onde está fiado os strain gaes colados a lâmina metálica.

Região 3: local destinado a fixação da lâmina metálica com a haste de suporte do dispositivo.

A extremidade oposta da lâmina metálica possui um furo contendo fio de nylon no qual o camundongo realiza forças dinâmicas verticais. Estas forças produzem a deformação mecânica longitudinal nas duas faces, dentro da região de elasticidade do metal.

Os *strain gages* duplos foram ligados em Ponte de Wheatstone com objetivo de serem alimentados eletricamente pela mesma voltagem (V_I) alternada e

senoidal de 15 V, gerar uma única resposta de voltagem (v_{pf}) na qual foi eliminado o efeito indesejável da variação de temperatura no ambiente e que também seja proporcional a forças dinâmicas aplicadas pelo animal.

A figura 3 mostra a ligação dos elementos dos dois *strain gages* duplos na Ponte de Wheatstone.

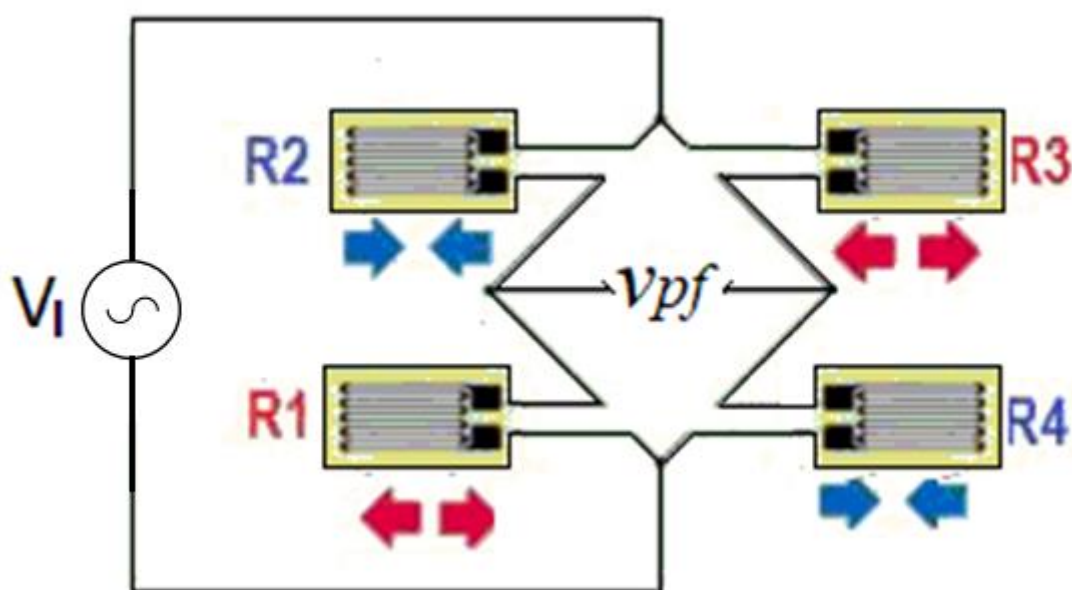


Figura 3 – Ponte de Wheatstone com quatro unidades de strain gages.

Fonte: Horbach et. al., 2021.

↔ : *alongamento da unidade de strain gage*

↔ : *encurtamento da unidade de strain gage*

Sendo que R1 e R3: unidades do *strain gage* duplo colado na superfície superior da lâmina metálica enquanto R2 e R4: unidades do *strain gage* duplo colado na superfície inferior da lâmina metálica.

Devido à baixíssima amplitude de resposta (v_{pf}) da Ponte de Wheatstone, da ordem de 10^{-3} V, esta foi conectada ao circuito eletrônico de condicionamento de

senais desenvolvido com Arduino e que realizou a amplificação com ganho $G = 10.000$, a filtragem com filtro Butterworth de 4ª ordem para eliminar ruídos eletromagnéticos indesejáveis na frequência de 120 Hz, 180 Hz, 240 Hz e seus múltiplos. A resposta em tensão alternada e senoidal gerada pelo filtro (v_{of}) do Arduino foi digitalizada para posteriormente ser enviada ao computador comentado a seguir.

As informações digitalizadas foram então processadas pelo sistema computacional formado pelo *software* desenvolvido em Labview 2019 da empresa National Instruments que foi embarcado no computador Sony Vaio FE15 i7 10ª geração, com objetivo de serem apresentadas adequadamente na forma numérica e gráfica no monitor.

A figura 4 mostra o *layout* do dinamômetro biomédico mecatrônico constituídos de três blocos.

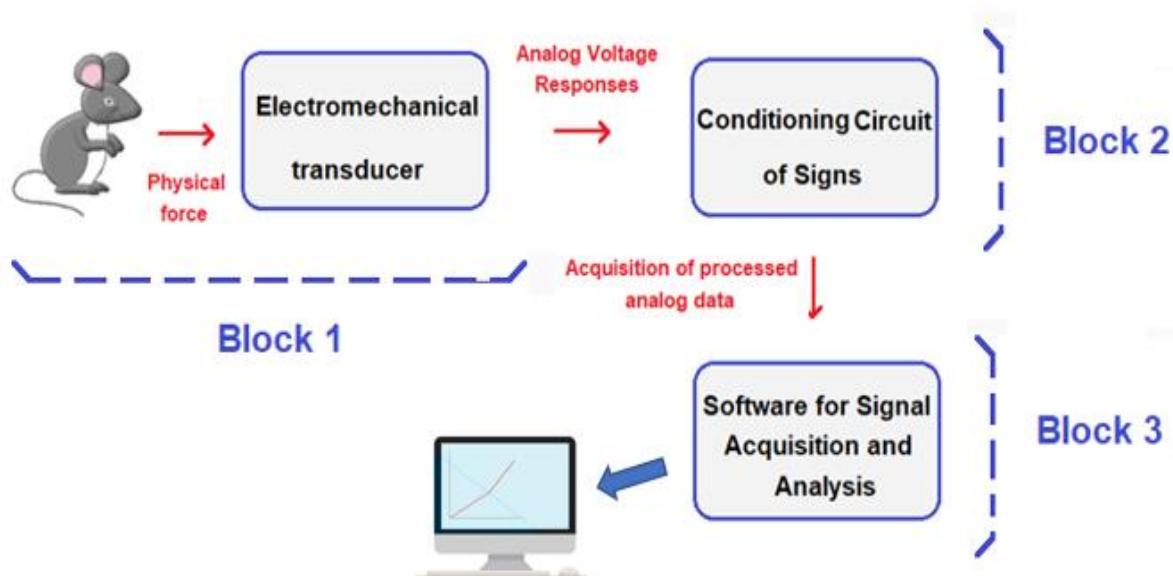


Figura 4 – Layout do dinamômetro biomédico mecatrônico.

Fonte: Horbach et. al., 2021.

Bloco 1: formado pelo transdutor eletromecânico: lâmina metálica instrumentada com dois strain gages duplos.

Bloco 2: constituído pelo circuito de condicionamento de sinais com Arduino.

Bloco 3: formado pelo computador e *software* de processamento de informações.

4.2 Calibração e teste do protótipo do novo dinamômetro biomédico:

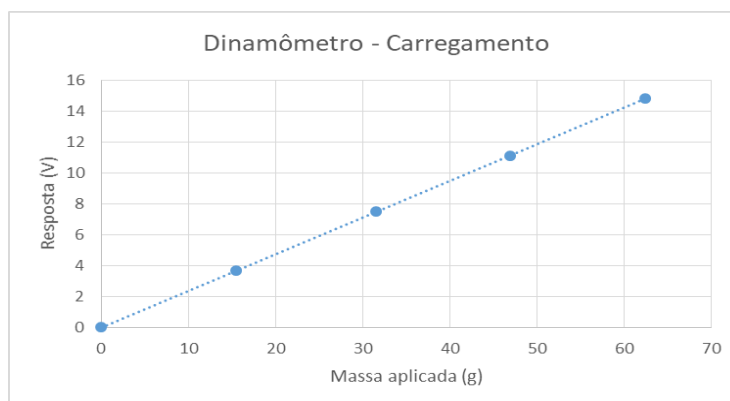
A fase seguinte realizou-se a calibração estática do dinamômetro utilizando-se inicialmente as seguintes massas padronizadas: 0, 15,48 g, 31,53 g, 46,88 g de 62,47 g. Cada massa foi pendurada individual e sequencialmente na linha de nylon da lâmina metálica para permitir obter informação da força estática que produz por meio do computador. Este processo denomina-se de carregamento.

Tabela 1 – Resposta dinamômetro (carregamento).

	Massa (g)	Resposta (V)
1	0	0
2	15,48	3,70
3	31,53	7,48
4	46,88	11,12
5	62,37	14,80

Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

Gráfico 1 – Resposta dinamômetro (carregamento).



Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

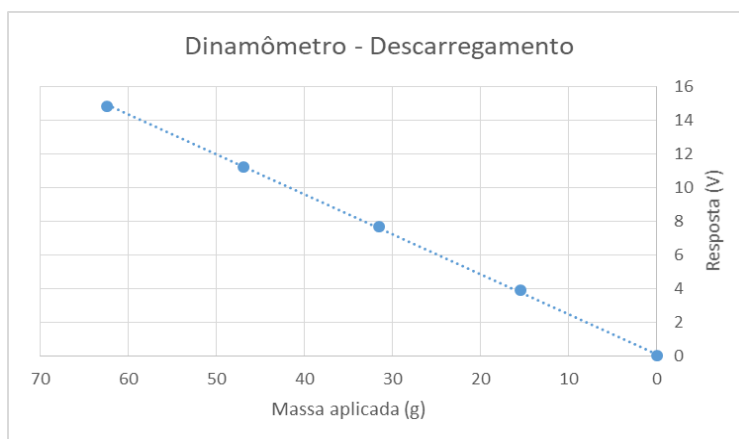
Posteriormente realizou-se o descarregamento da lâmina metálica retirando-se gradativamente e individualmente cada massa e realizando-se por intermédio do computador a redução da força na lâmina. Este processo continuou até não haver massas penduradas na linha de nylon.

Tabela 2 – Resposta dinamômetro (descarregamento).

	Massa (g)	Resposta (V)
1	62,37	14,80
2	46,88	11,12
3	31,53	7,7
4	15,48	3,9
5	0	0

Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

Gráfico 2 – Resposta dinamômetro (descarregamento).



Fonte: Horbach *et. al.*, 2021.

O teste dinâmico foi realizado ao se pendurar na linha de nylon fixada na lâmina metálica, uma massa padrão de 62,47 g. Possuindo um cronômetro na mão cortou-se com uma tesoura o fio de nylon para liberar abruptamente a lâmina

metálica e assim poder medir o tempo que o dinamômetro apresentaria para retornar ao repouso, com resposta nula. Este tempo de resposta apresenta a limitação da capacidade do dinamômetro em medir forças mais dinâmicas e em menor tempo.

Os principais resultados da calibração foram: 15,48 g gerado 3,70 V, 31,53 g gerado 7,48 V e 62,47 g gerando 14,80 V enquanto que para o teste dinâmico a resposta foi de 0,3 s.

Tais respostas mostram que o dinamômetro é capaz de medir a força de preensão de camundongos e pode ser modificado para uso em humanos.

4.3 Modelo matemático para o protótipo do novo dinamômetro biomédico:

Passo 1 – Obtenção da deformação mecânica da superfície superior (ε_s) longitudinal na lâmina metálica devido força cortante aplicada pelo camundongo segundo equação (1).

$$\varepsilon_s = \frac{f_c}{E.A_T} \quad (1)$$

ε_s : deformação longitudinal da superfície superior da lâmina.

f_c : força cortante aplicada pelo camundongo (N).

E : Módulo de elasticidade longitudinal da lâmina $\left(\frac{N}{m^2}\right)$.

A_T : Área da secção transversal da lâmina (m^2).

sendo o produto $E.A_T$ constante produzida pelo tempo de operação e também devido a temperatura do ambiente onde se encontra o dinamômetro.

Fazendo:

$$E.A_T = k_1$$

Resposta final (ε_s) devido a constante k_1 produz a equação (2).

$$\varepsilon_s = k_1 \cdot f_C \quad (2)$$

Passo 2 – Obtenção da deformação mecânica da superfície inferior (ε_E) longitudinal na lâmina metálica devido força cortante aplicada pelo camundongo.

$$\varepsilon_E = -\varepsilon_s$$

Passo 3 – Resposta genérica (v_p) em voltagem da ponte de Wheatstone contendo dois *strain gages* duplos sendo um em cada face longitudinal da lâmina metálica apresentada na equação (3).

$$v_P = \frac{V_I}{4} (2 \cdot \varepsilon_s - 2 \cdot \varepsilon_E) \quad (3)$$

Passo 4 – Resposta final (v_{pf}) em voltagem da Ponte de Wheatstone com dois *strain gages* duplos sendo um em cada face longitudinal da lâmina metálica apresentada na equação (4).

$$v_{Pf} = \varepsilon_s \cdot V_I \quad (4)$$

V_I : voltagem alternada senoidal de alimentação da Ponte de Wheatstone com de *strain gages* duplos.

$$V_I = 15 \text{ V}$$

No entanto, a voltagem de alimentação V_I não varia com a temperatura e nem com a deformação mecânica consistindo gerando portanto outra constante k_2 .

$$V_I = k_2$$

A resposta final (v_{pf}) da Ponte de Wheatstone devido a constante k_2 gera a equação (5).

$$v_{Pf} = k_2 \cdot \varepsilon_s \quad (5)$$

Passo 5 – Conectando a resposta da Ponte de Wheatstone no circuito de condicionamento de sinais constituído de um amplificador de ganho constante de tensão $G = 10.000$ e um filtro de 4ª ordem Butterworth constante obtem-se a resposta do circuito apresentada na equação (6).

$$v_{of} = G \cdot v_{Pf} \quad (6)$$

Passo 6 – Substituindo a equação (5) na equação (6) obtem-se a resposta do circuito de condicionamento de sinais na equação (7):

$$v_{of} = G \cdot \frac{k_2}{k_1} \cdot f_C \quad (7)$$

Passo 7 – Substituindo o produto das constantes G , k_1 e k_2 por uma única constante k_3 responsável pela transdução entre força mecânica e voltagem obtem-se a equação (8).

$$k_3 = G \cdot \frac{k_2}{k_1}$$

e

$$v_{of} = k_3 \cdot f_C \quad (8)$$

Portanto, a equação (8) mostra a resposta do sistema computacional que vai depender da força dinâmica que o animal for capaz de realizar no dinamômetro.

4.4 Modelo experimental para futuro ensaio pré-clínico:

Esse modelo experimental para o desenvolvimento do ensaio pré-clínico foi autorizado, com o registro número 1.193/2021, pela Comissão de Ética em Animais (CEUA) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, em reunião de 25/08/2021, contudo sofreu com intercorrências geradas tanto pela pandemia SARS-CoV-2,

quanto por outras demandas externas imprevisíveis, tornando inviável a realização desta etapa, mas norteará a continuidade deste projeto no futuro.

Serão usados 12 camundongos (6 fêmeas e 6 machos) heterogênicos da linhagem Swiss, com idade de 42 dias, peso 20-25 g, que serão mantidos em rack com microisoladires, marca alesco, com alimentação sem restrições.

A coleta dos dados acontecerá no laboratório de Modelos Experimentais de Doença da UFMS, durante o mês de fevereiro de 2022.

O grupo controle será composto por 6 camundongos, e o grupo experimental, de igual composição receberão dosagem de fármacos anestésicos.

A contenção física dos camundongos será necessária em momentos de manuseio dos animais, evitando que estes escapem, para realização do teste de preensão, nesse procedimento os camundongos serão gentilmente segurados pelas caudas até agarrarem-se no dispositivo e este mensurar sua força, após o registro serão contidos fisicamente e reconduzidos para as racks.

Após realização dos testes, os camundongos serão submetidos à eutanásia por dose letal de anestesia geral, por meio do anestésico inalatório isoflurano, pois apresenta efeito rápido e é mais seguro para as pessoas envolvidas. Indicado para animais abaixo de 7 kg, o isoflurano não é inflamável e nem explosivo na concentração utilizada, de acordo com informações da Diretriz da Prática de Eutanásia do Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA, 2015).

4.5 Revisão bibliográfica:

Realizou-se uma revisão por meio de pesquisa bibliográfica, durante os meses de agosto e setembro de 2021, na FAMED da Universidade de Mato Grosso do Sul, com o objetivo de analisar quais as maneiras atualmente utilizadas para avaliar a força muscular em crianças com PC.

No mês de novembro de 2021, a revista *International Journal of Development Research (IJDR)* publicou o artigo que apresenta o resultado dos autores Almeida *et. al.* (2021), intitulado: *Avaliação da força muscular em crianças com paralisia cerebral: revisão de técnicas e métodos utilizados.*

A revisão ainda salienta que “o desenvolvimento de um dispositivo capaz demensurar objetivamente a força muscular de preensão em crianças com PC, desde os anos iniciais de vida, contribuirá na geração de informações quantitativas, precisas e que auxiliará no diagnóstico e acompanhamento do tratamento com aplicação prática pelos profissionais de saúde”.

A revista IJDR possui classificação interdisciplinar Qualis A-2, com número ISSN: 2230-9926.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No laboratório de ENGEBIO da UFMS, foi desenvolvido o protótipo do novo dinamômetro biomédico, pela calibração estática e pelo teste de resposta dinâmica realizados com massas padronizadas este dispositivo demonstrou ser capaz de mensurar a variação da massa apresentando uma resposta em voltagem.

Durante a calibração, tanto o carregamento de massas quanto o descarregamento de massas apresentaram respostas semelhantes em voltagem, demonstrando assim sua confiabilidade.

O modelo matemático desenvolvido apresenta inicialmente as constantes envolvidas no processo e que são responsáveis pela transdução entre a força aplicada pelo animal e a resposta do dinamômetro. Além disso, mostra uma relação direta e linear entre a variável força aplicada pelo camundongo e a resposta em voltagem do dinamômetro.

O *software* utilizado não interferiu nos resultados gerados pelo circuito de condicionamento de sinais mas foi responsável em apresentar as informações de forma amigável no monitor do computador por meio de tabela numérica e gráfico com objetivo de facilitar a interpretação e análise pelo profissional de saúde.

Ressalta-se que o modelo experimental para o ensaio pré-clínico não foi realizado, no entanto não causou prejuízo ao presente protótipo do novo dinamômetro biomédico, pois os testes descritos no decorrer deste projeto evidencia a capacidade do dispositivo em mensurar variação de massa e, no futuro, a qual será apenas substituída pela força exercida durante a apreensão do modelo animal.

6. CONCLUSÃO

O protótipo que foi criado no laboratório de ENGEPIO da UFMS atende ao objetivo principal deste projeto, apresentando funcionamento por meio de sistema mecatrônico demonstrou ser capaz de mensurar dados compatíveis com os que serão gerados no ensaio pré-clínico.

O uso do circuito de condicionamento de sinais com Arduino apresentou ser capaz de amplificar os sinais captados pelo protótipo e simultaneamente eliminar os ruídos de natureza eletromagnética.

Já o *software* não interferiu calibração estática e nem no teste de resposta dinâmica do dinamômetro realizados com massas padronizadas. Sua função foi transformar as informações produzidas no circuito de condicionamento de sinais em informações amigáveis que foram apresentadas numericamente em tabela e em gráfico, contribuindo para visualização e análise dos dados.

A ocorrência de intercorrências imprevisíveis e extraordinárias inviabilizaram o desenvolvimento do ensaio pré-clínico, porém tal situação não compromete a eficácia do protótipo.

O levantamento bibliográfico que buscou reunir informações sobre a avaliação de força muscular em crianças com PC auxiliou para compreensão dos recursos que são utilizados atualmente e ainda pontuou informações que reforçam a relevância da criação desse protótipo para o novo dinamômetro biomédico.

O êxito desse projeto atingiu totalmente o objetivo geral proposto, que foi o desenvolvimento do novo dinamômetro biométrico mecatrônico. Assim como alcançou os objetivos específicos, sendo estes a elaboração do circuito de condicionamento de sinais com Arduino, o desenvolvimento do *software* de processamento com Labview 2019 capaz de obter informações de força em futuro ensaio pré-clínico, montagem e calibração do novo dinamômetro biomédico e ainda a publicação de artigo sobre a avaliação de força muscular em crianças com PC.

A impossibilidade na realização de apenas um dos objetivos específicos, o ensaio pré-clínico com modelo de camundongos para avaliar o funcionamento do protótipo do novo dinamômetro biomédico mensurando simultaneamente a força de preensão palmar e tração do membro superior, não reduz a importante e ampla etapa que foi alcançada até o momento.

Sugere-se a continuidade das demais etapas, como o ensaio pré-clínico e ensaio clínico, para que esse protótipo do novo dinamômetro biométrico mecatrônico se torne um dispositivo acessível aos profissionais de saúde como um novo recurso para avaliação, acompanhamento de tratamentos e diagnóstico da paralisia cerebral em crianças.

REFERÊNCIAS

- KAEMPF, R. A Importância das Mãos. 2014. Disponível em: <<http://www.ricardokaempf.com.br/a-importancia-das-maos>>. Acesso em: 02 de jan. de 2020.
- ROSENBAUM, P. et al. A report: The definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 2007. p. 8-14.
- SANTOS, E. A. Dinamômetro Biomédico para Avaliação Funcional das Mãos. Dissertação de Mestrado. UNESP, Ilha Solteira. 2009.
- ARNOULD, C.; BLEYENHEUFT, Y.; THONNARD, J. L. Hand functioning in children with cerebral palsy. *Frontiers in Neurology | Movement Disorders*, 2014. p. 48.
- SCHWARTZMAN J. S. Paralisia cerebral. *Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral*, 2004. p. 4-17.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria de Atenção à Saúde. Diretrizes de atenção à pessoa com paralisia cerebral. Brasília, 2014.
- PEREIRA J. R.; REIS A. M.; MAGALHÃES Z. Neuroanatomia Funcional. Anatomia das áreas activáveis nos usuais paradigmas em ressonância magnética funcional. *ACTA médica portuguesa*, 2003. p. 107-116.
- OLIVEIRA, A. K. C.; SILVA, M. S.; GRANDE, A. A. B. Contribuições da terapia da mão na paralisia cerebral: uma revisão sistemática. *Acta Fisiátrica*, 2011. p. 151-156.
- ARNOULD, C.; BLEYENHEUFT, Y.; THONNARD, J. L. Hand functioning in children with cerebral palsy. *Frontiers in Neurology | Movement Disorders*, 2014. p. 48.
- ELIASSON, A. C. et al. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 2006. p. 549-554.
- Fundação Oswaldo Cruz (FIOCRUZ), acesso: 08/01/2022. Disponível em: <https://portal.fiocruz.br/envolvendo-seres-humanos>
- SARDENBER, TRAJANO. A ética da pesquisa em seres humanos e a publicação de artigos científicos. *J Pneumol*, 1999.
- Biotério, acesso: 08/01/2021. Disponível em: <https://inbio.ufms.br/bioterio/>
- DEACON, R. M. Measuring the Strength of Mice. *Journal of Visualized Experiments*, 2013.
- ALMEIDA, D.A.; SILVA, I.S.; SILVA J.G. AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: REVISÃO DE TÉCNICAS E MÉTODOS UTILIZADOS. *International Journal of Development Research*, 2021. p. 52004-52008.

APÊNDICE A – Termo de autorização da Comissão de Ética em Animais



Serviço Público Federal
Ministério da Educação

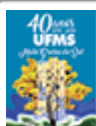
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Avaliação simultânea da força de preensão palmar e tração do membro superior em camundongos por meio de novo dinamômetro biomédico", registrada com o nº 1.193/2021, sob a responsabilidade de Iandara Schettert Silva - que envolve a produção, manutenção ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal - CONCEA, e foi aprovada pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA/UFMS) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MATO GROSSO DO SUL, em reunião de 25/08/2021.

Finalidade	() Ensino (x) Pesquisa Científica
Vigência da autorização	06/11/2021 a 06/01/2022
Espécie/Linhagem/Raça	<i>Mus musculus/ Swiss</i>
Nº de animais	12 (6 fêmeas e 6 machos)
Peso/Idade	20 a 25 g / 42 dias
Sexo	Fêmeas e machos
Origem	Biotério UFMS



Documento assinado eletronicamente por **Fabio Jose Carvalho Faria, Presidente de Comissão**, em 06/10/2021, às 15:02, conforme horário oficial de Mato Grosso do Sul, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufms.br/sei/controlador_externo.php?

[acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0](#), informando o códigoverificador **2840844** e o código CRC **54E56963**.

**COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE
ANIMAIS**

Av Costa e Silva, s/nº - Cidade Universitária

Fone: (67) 3345-7925

CEP 79070-900 - Campo Grande - MS

Referência: Processo nº 23104.020632/2021-60
2840844

SEI nº

APÊNDICE B – Primeiro artigo publicado

International Journal for Innovation Education and Research www.ijer.net

Vol:-9 No-11, 2021

Development of Biomedical Dynamometer for Measurement of GripStrength in Mice Modeled with Cerebral Palsy

Eduardo Ferreira Horbach

Engineering College, Federal University of Mato Grosso do Sul;
eduardoferreirahorbach@hotmail.com

Josivaldo Godoy da Silva

Post-graduate Saúde Centro-Oeste, Federal University of Mato Grosso do Sul;
josivaldo.silva@ufms.br<https://orcid.org/0000-0003-0663-2087>

Daniela Araújo de Almeida

Post-graduate Saúde Centro-Oeste, Federal University of Mato Grosso do Sul;
dani-3103@hotmail.com

Iandara Schetttert Silva

Post-graduate Saúde Centro-Oeste, Federal University of Mato Grosso do Sul;
ian.da.ra@hotmail.com<https://orcid.org/0000-0001-9431-098X>

Abstract

This research aimed to develop a biomedical dynamometer capable of measuring the grip strength of the forepaws of laboratory mice to verify the posterior phase, the effect of modeled cerebral palsy in the animal. The equipment was developed using a stainless steel blade, two double strain gages, a signal conditioning circuit that was connected to a software for acquisition, processing and plotting of graphs and tables in Excel. The metal blade has a length of 18.5 cm, a width of 1.5 cm and a thickness of 2 mm and a double strain gage model pa-09-125ha-350-l8 from Excel Sensors (Brazil), was glued to each face. The two double strain gages were connected in a Wheatstone bridge, which produces an analog response due to mechanical deformation of the blade, with force applied by the mice. This response was submitted to a signal conditioning circuit developed with Arduino that modulated the input wave, generated 10000 times amplification and performed filtering 4th order using Butterworth filter. Finally, a software developed in Labview 2019 of

National Instruments (USA) was used for acquisition, processing and plotting of graphs and tables in Excel of the measurements performed. In the next step, the dynamometer was calibrated for sequential loading of masses of 0, 15.48 g, 31.53 g, 46.88 g to 62.47 g and also for sequential unloading of the same masses. For this, the masses were hung on a nylon string that was attached to the free end of the metal sheet. The final test was to measure the response time of the dynamometer with a stopwatch, when hanging a mass of 62.47 g on the nylon thread that was cut abruptly with scissors. Some of the main results of the calibration were as follows: 15.48 g generated 3.70 V, 31.53 g generated 7.48 V and 62.47 g generated 14.80 V and the response time was 0.3 s. These answers show that the dynamometer can be used to measure the grip strength of mice and can be modified for use in humans.

Keywords: biomedical dynamometer; cerebral palsy; mice; humans; sensitive.

INTRODUCTION

One of the objectives of neuroengineering is to study the effects of cerebral palsy (CP) on the nervous system in order to develop solutions that benefit and minimize the effects on people (MEDTRONIC, ?; INSTITUTO SANTOS DUMONT, ?).

The study of the CP can occur through the measurement initially of the effects in physical force of animals (mouse) and humans. However, this requires equipment that measures objectively, has sensitivity and can be purchased (MEDTRONIC, ?).

The importance of using a biomedical dynamometer to measure mouse force is that it is not an invasive and does not harm the animal or human. Furthermore, the complexity of the system means in vivo assays of muscular force in the animal is essential in the evaluation of its present condition and the effects of any treatments (DEACON, 2013).

Smith et al. (1995) developed a mechanic dynamometer to measure the force and resistance of muscles in the forelimbs of mice. The equipment explores a mice tendency to grab a horizontal metal bar while suspended by its tail. The dynamometer can be used to examine two parameters; the first one is the upward force, which the mice is able to exert against the horizontal bar.

Successive measurements of an animal's muscle strength were made under identical conditions. The constancy and reproducibility of the measuring procedure created a statistically useful level of accuracy in force measurement. The second parameter that the apparatus measured was the duration of the exertion of the force. Here, measurements also exhibited a useful level of accuracy, reproducibility, and precision. Apparatus measures the combined neuromuscular activity of the mice to maintain attachment to the horizontal bar.

The first disadvantage of this equipment is that it does not transform the animal's mechanical effort into graphs and numbers that are easily interpreted by health professionals. The second disadvantage is that the results can only be generated locally, close to the animal and cannot be sent remotely through a communication network and analyzed by a distant computer. The third disadvantage is that the equipment has parts that move and wear out, favoring the appearance of wrong measurements if used repeatedly.

Deacon (2013) uses a system to test the force of the mice devised the inverted screen test published it in 1964. It is a test of muscle force using all four limbs. Most normal mice easily score maximum force on this task. The test described in this article provide a finer measure of muscular force.

There are also several strain gauge-based pieces of apparatus available commercially that will provide more graded data than the inverted screen test, but their cost may put them beyond the reach of many laboratories which do not specialize in force testing. Hence in 2000 a cheap and simple apparatus was devised by the author.

It consists of a series of chain links of increasing length, attached to a "fur collector" a ball of fine wire mesh sold for preventing lime scale build up in hard water areas. An accidental observation revealed that mice could grip these very tightly, so they proved ideal as a grip point for a weight-lifting apparatus. A common fault with commercial force meters is that the bar or other grip feature is not thin enough for mice to exert a maximum grip. As a general rule, the thinner the wire or bar, the better a mice can grip with its small claws.

This is a pure test of force, although as for any test motivational factors it could potentially play a role. The use of scale collectors, however, seems to minimize motivational problems as the motivation appears to be very high for most normal young adult mice (DEACON, 2013).

The disadvantages of this purely mechanical method in addition to those already mentioned above include measurement inaccuracies, use of masses that have not varied continuously. In addition, the system requires the animal to be upside down, causing inconvenience and difficulties for the mouse, in addition to this system not having any form of communication with a computer.

Aiming to circumvent the limitations found in the aforementioned meters and to measure the strength of the rat with CP, continuously and digitally through a computer, a biomedical mechatronic dynamometer with strain gages was developed to be used in laboratory.

The new dynamometer presented important advantages due to the fact that it does not have moving parts, can transmit information remotely over the internet and has software that generates graphics and analyzes the physical efforts of the animals and show high precision. The following text presents the characteristics of this new dynamometer that was tested.

METHODOLOGY

Mechatronic biomedical dynamometer was developed in the ENGEBIO laboratory (Biomedical Engineering and Assistive Technology) of the Midwest Health of Graduate Program of the College of Medicine of the Federal University of Mato Grosso do Sul – UFMS, Brazil.

The equipment was designed to measure in a range of 0 to 1 N, being composed of a stainless steel blade that has length of 18.5 cm, width of 1.5 cm and thickness of 2 mm to which it was glued on each face, a double strain gage (model pa-09-125ha -350-l8) from Excel Sensors company of Brazil, one signal conditioning circuit developed with Arduino and a software developed with Labview

2019 (National Instruments company - USA) for data analysis, graphical plotting and table.

CONSTRUCTION OF THE METAL BLADE

The first region has a length of 2 cm and where a 0.5 mm recess was made on each face to increase the deformation of the metal and also to glue a double strain gage. The second region is 13.5 cm long, 1 mm thick, and contains a hole at the end to introduce a nylon wire used for rats to apply force. The third region has a length of 3 cm and is used to fix the metal blade to the iron support. This iron support has a height of 26 cm, to adjust the position of the metal blade and inclination. Figure 01 shows the layout of the metal blade containing the strain gages.

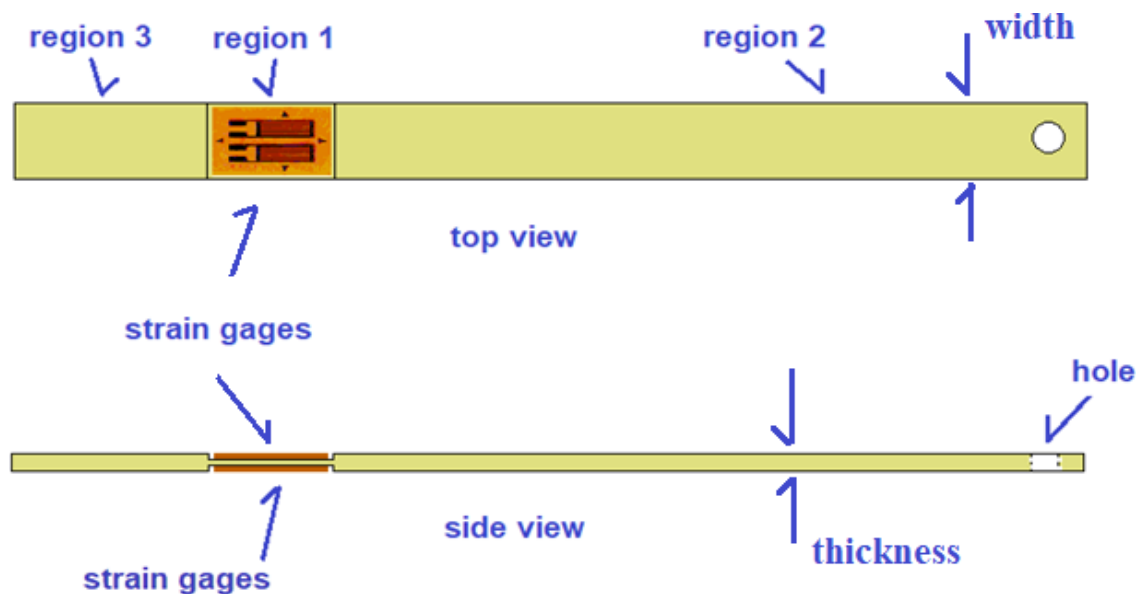


Figure 01. Stainless steel blade.

Source: authors (2021).

CONSTRUCTION OF THE COMPLETE MECHANICAL STRUCTURE

The two double gages were connected in a Wheatstone bridge, in order to

stabilize the response with temperature. Through the nylon thread, the mice apply vertical physical force upwards or downwards, and the torque that forms the thin region 1 depends exclusively on the intensity applied force. Figure 02 shows the complete mechanical structure while Figure 03 shows the photo of the developed mechanical structure.

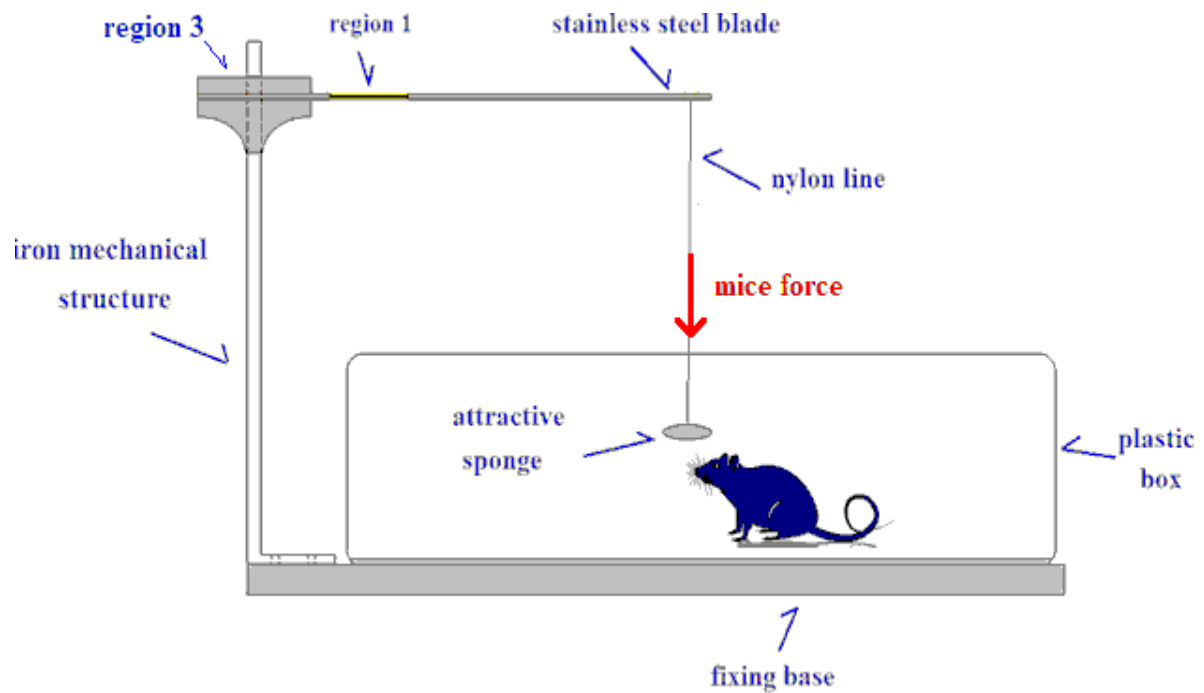


Figure 02. Layout of complete mechanical structure.

Source: authors (2021).



Figure 03. Developed mechanical structure.

Source: authors (2021).

The plastic box is 30 cm long, 19 cm high and 12 cm wide. It serves to confine the mouse's action and the sponge is to draw attention to holding and pulling. The correction base is made of wood to fix the plastic box and the iron support. Figure 04 shows a developed mechanical structure containing strain gages glued to the metal sheet and connected to the signal conditioning circuit.

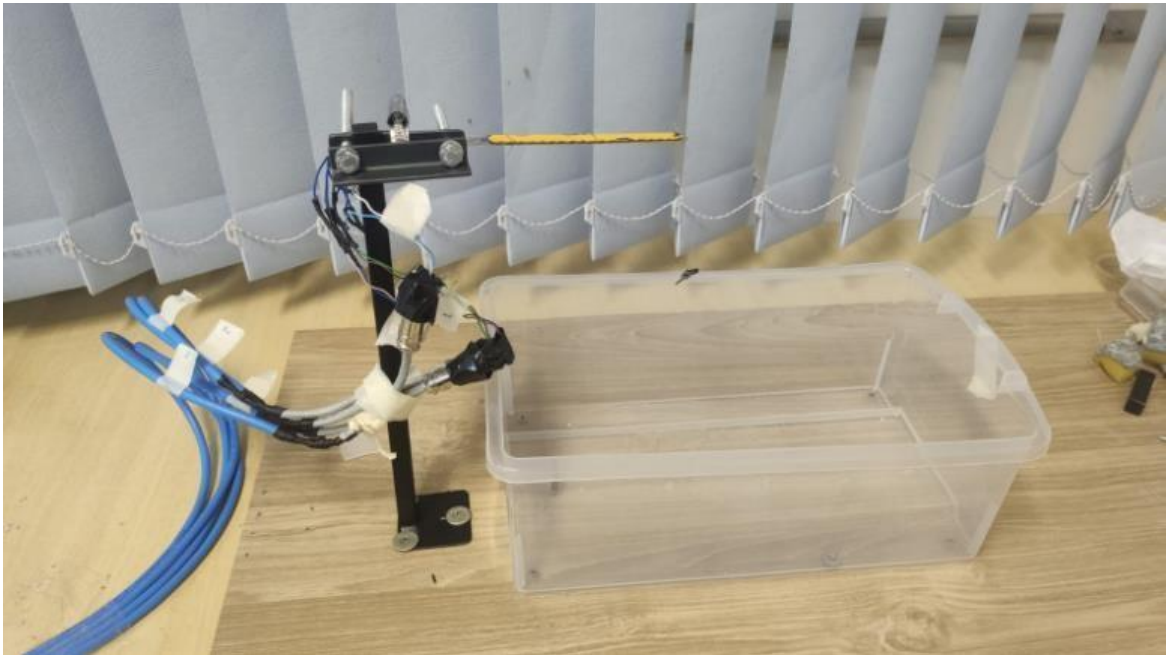


Figure 04. Strain gages connected to the signal conditioning circuit.
Source: authors (2021).

CONSTRUCTION OF THE SIGNAL CONDITIONING CIRCUIT

The response of the Wheatstone bridge with strain gage is connected to the signal conditioning circuit developed with Arduino to be processed (amplitude modulation, 10,000 gain amplification and 4th order filtering with Butterworth filter). Figure 05 shows the external photo of the signal conditioning circuit.



Figure 05. Signal conditioning circuit.

Source: authors (2021).

FORCE MEASUREMENT SYSTEM LAYOUT

The signal conditioning circuit response was coupled to a data acquisition board and the information sent to the computer containing software for digital information processing. This Labview 2019 software makes the numerical tabulation of the information and plots graphs referring to the forces that the mice performs. Figure 06 shows the layout of the complete measurement system.

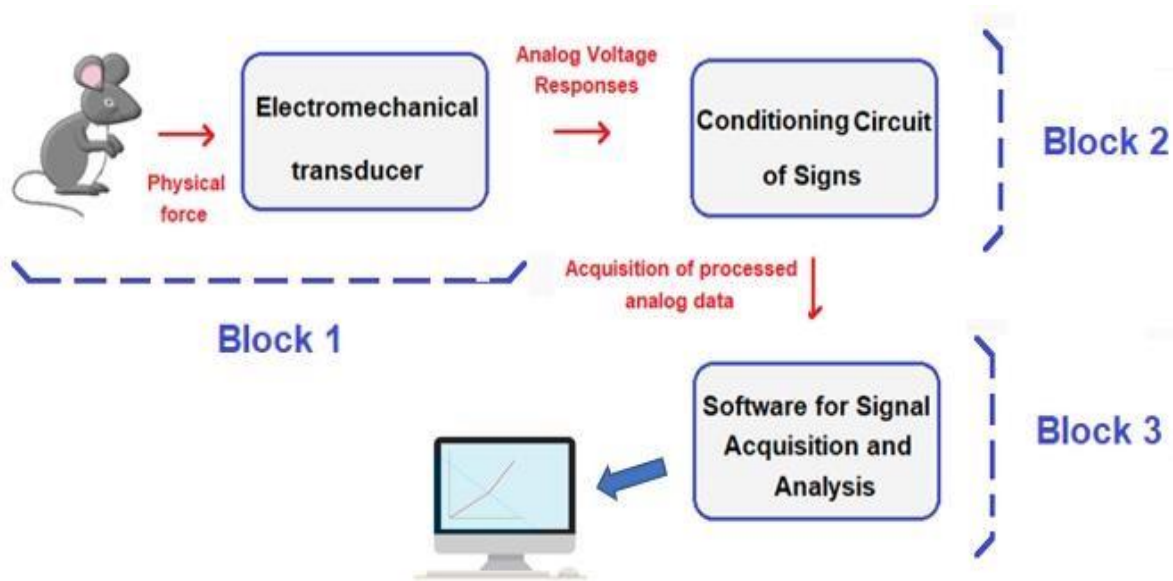


Figure 06. layout of the measurement system.

Source: authors (2021).

Block 1: Initially the mice applied varying forces to the nylon thread that is attached to the end of the metal blade. Then, the Wheatstone bridge with strain gauges glued to the sheet metal produced a proportional electrical response is very small, on the order of 0.2 mV to 1.0 mV.

Block 2: The electrical response produced on the Wheatstone bridge was submitted to the input of the conditioning circuit. The signal conditioning circuit, amplified 10000 times the voltage, filtered out low frequency electromagnetic noises and modulated the amplitude of the Wheatstone bridge response. The fourth order filter, Butterworth, was developed in the circuit.

Block 3: The analog information generated by the signal conditioning circuit was digitized and acquired be processed by software installed in the notebook Acer (model intel Core™ i5-7200U 2.5 GHz).

CALIBRATION

In this phase, the calibration of the dynamometer was carried out to know its behavior within the operating limit in the range of 0 to 1 N , were used known four masses. Initially, each mass was hung (loading) on the nylon thread to deform the

metal blade and the read was carried out through the notebook. The masses were sequentially added to the nylon yarn in sequence: 0, 15.48 g, 30.96 g, 46.44 g, 61.92 g. The loading was repeated three times and the results are shown in Table 1.

The next phase consisted of sequentially removing each mass (unloading) hanging on the nylon thread until it returned to zero, in order to verify the presence of hysteresis. The procedure of loading the masses onto the nylon thread and subsequently unloading it was repeated two more times. The unloading was repeated three times and the results are shown in Table 2.

OBTAINING THE SENSITIVITY

The next step was to verify the response of the dynamometer and sensitivity in loading and unloading, using masses much smaller than 0, 2.78 g, 5.57 g, 8.37 g, 11.09 g, 13.81 g, 16.47 g, 19.17 g. The loading was repeated three times and the results are shown in Table 3 and the unloading was repeated three times and the results are shown in Table 4.

OBTAINING THE RESPONSE TIME

To find out the response time of the dynamometer, weights totaling 62,37 g were hung on the nylon wire to deform the metallic blade. In the next phase, the wire was cut using scissors to recuperation of blade and the dynamometer response time was recorded using a timer.

RESULTS

Tables 01, 02, 03 and 04 show measured quantities (mass and voltage) and also mathematical calculations (average and standard deviation).

M: Mass (g) measurements

V1, V2, V3: Voltage 1, 2, 3 (V) measurements.

A: Average (V) of measurements.

$$A = \frac{\sum V_i}{n} \quad (01)$$

V_i: voltage measurement.

i: measurement number

n: total number of measurements of sample.

S: Standard deviation (V) of sample.

$$S = \sqrt{\frac{\sum (V_i - A)^2}{n-1}} \quad (02)$$

CALIBRATIO

Table 01 shows results of three mass loadings on the stainless steel blade through the nylon wire.

Table 01. Dynamometer response.

	M	V₁	V₂	V₃	A	S
1	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	15.48	3.70	3.67	3.71	3.69	0.02
3	31.53	7.48	7.46	7.49	7.48	0.03
4	46.88	11.12	11.11	11.13	11.12	0,01
5	62.37	14.80	14.79	14.82	14.80	0.07

Figure 07 shows the behavior of the dynamometer with continuous mass loading.

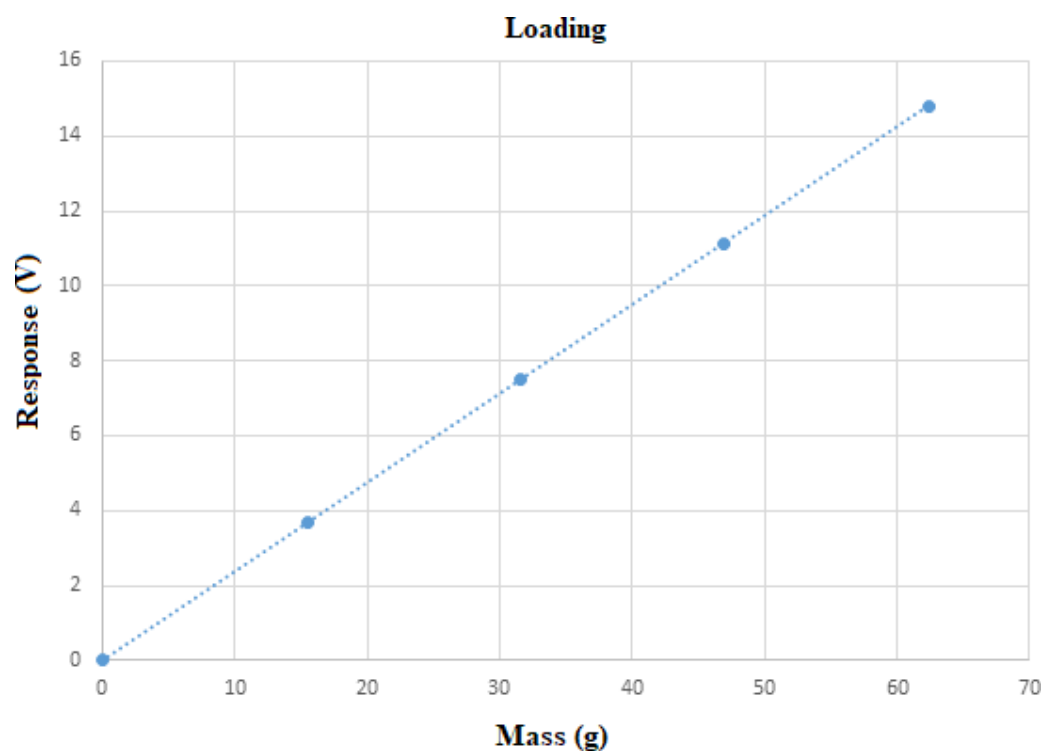


Figure 07. Dynamometer response (loading).

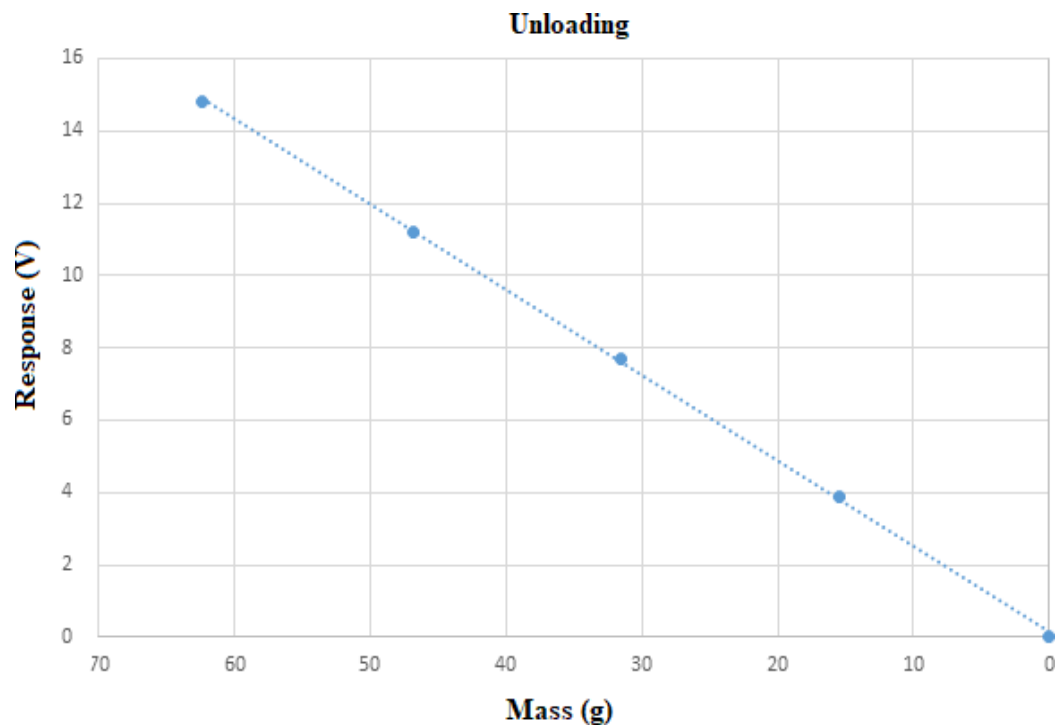
Source: Authors (2021).

Table 02 shows results of three mass unloadings on the stainless steel blade through the nylon wire.

Table 2. Dynamometer response.

	M	V₁	V₂	V₃	A	S
1	62.37	14.81	14.79	14.82	14.81	0.02
2	46.88	11.12	11.10	11.13	11.12	0.02
3	31.53	7.48	7.45	7.49	7.47	0.02
4	15.58	3.70	3.67	3.71	3.69	0.00
5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

Figure 08 shows the behavior of the dynamometer with continuous mass unloading.

**Figure 08.** Dynamometer response (unloading).

Source: Authors (2021).

OBTAINING SENSITIVITY

Table 03 shows three results of small load masses.

Table 3. Dynamometer response.

	M	V₁	V₂	V₃	A	S
1	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	2.78	0.70	0.74	0.68	0.71	0.03
3	5.57	1.32	1.34	1.28	1.31	0.03
4	8.37	1.99	2.01	1.97	1.99	0.02
5	11.09	2.80	2.82	2.78	2.80	0.02
6	13.81	3.30	3.31	3.28	3.30	0.02
7	16.47	3.90	3.92	3.88	3.90	0.02
8	19.17	4.50	4.52	4.48	4.50	0.02

Figure 09 shows the behavior of the dynamometer with continuous mass loading.

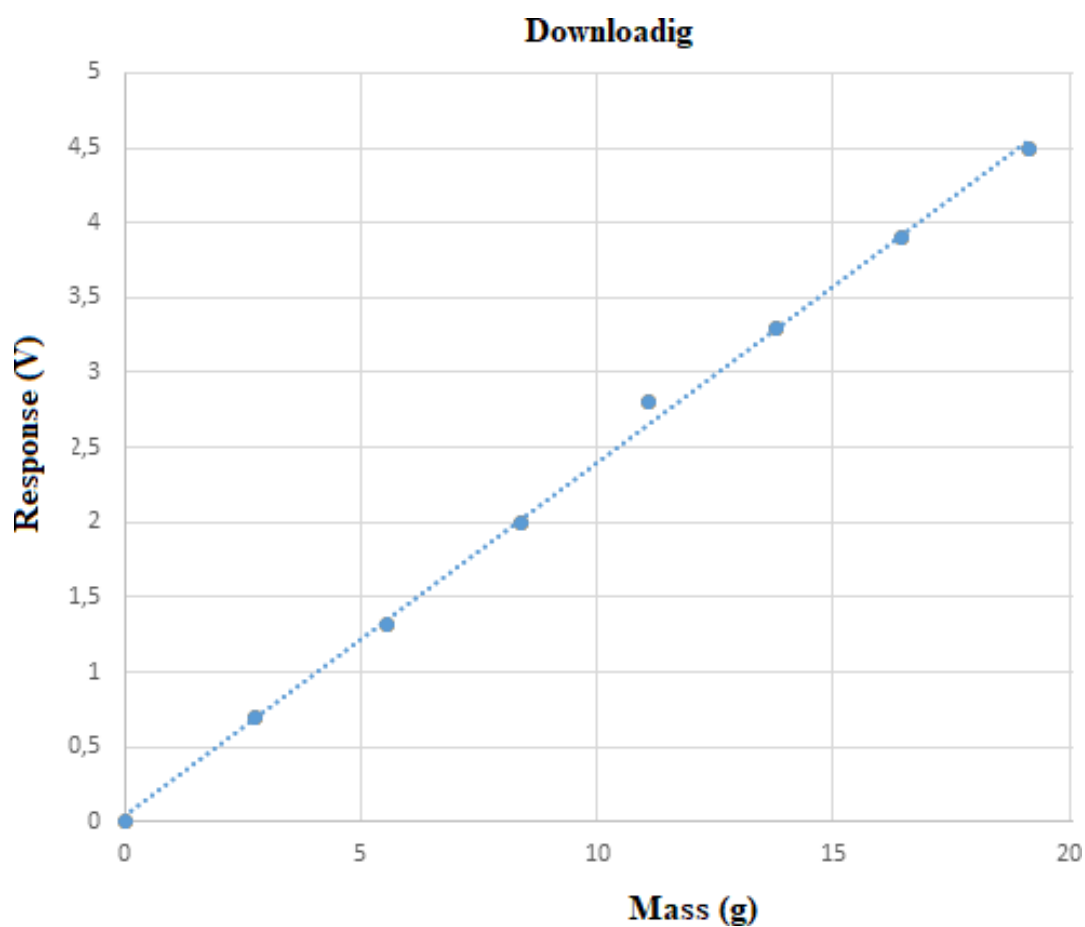


Figure 09. Dynamometer response (downloading).

Source: Authors (2021).

Table 04 shows three results of small load masses.

Table 4. Dynamometer response.

	M	V₁	V₂	V₃	A	S
1	19.17	4.51	4.53	4.46	4.50	0.04
2	16.47	3.92	3.90	3.88	3.90	0.02
3	11.09	3.28	3.33	3.30	3.30	0.03
4	8.37	1.97	2.01	2.00	1.99	0.02
5	5.57	1.32	1.34	1.28	1.31	0.03
6	2.78	0.70	0.74	0.68	0.71	0.03
7	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

Figure 10 shows the behavior of the dynamometer with continuous mass unloading.

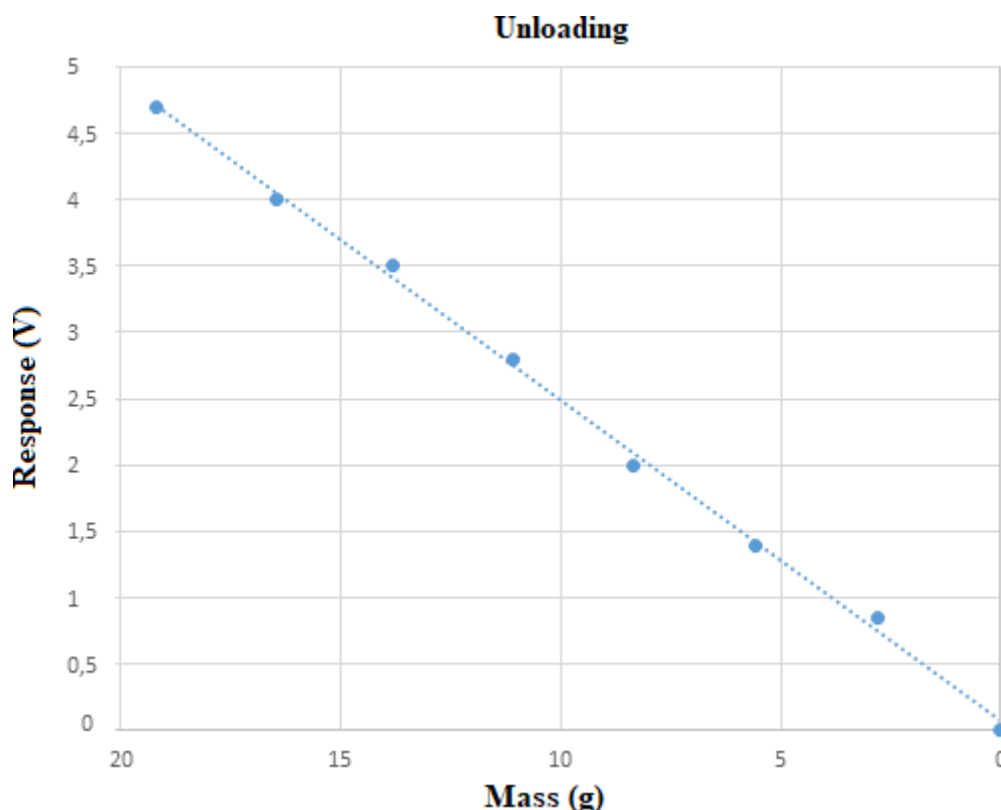


Figure 10. Dynamometer response (unloading).

Source: Authors (2021).

OBTAINING THE RESPONSE TIME

The response time obtained for the dynamometer was 0.3 s.

CONCLUSION

The results presented indicate that the developed dynamometer can be used to measure the grip force applied by the rat's forepaws therefore, the problem presented in relation to the existence of a biomedical dynamometer capable of continuously measuring the animal's strength, processing analog information and assessing the animal's capacity was met. The measuring equipment showed excellent sensitivity as shown in the result of 2.70 g and 0.71 V in addition to good linearity. The equipment presented may also have applications for humans and in several researches.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors are grateful to CNPq for the scientific initiation scholarship granted and to the Federal University of Mato Grosso do Sul for its consent to the use of the ENGEBIO laboratory at FAMED.

REFERENCES

- MEDTRONIC (?). Sobre Paralisia Cerebral. Disponível em: <https://www.medtronic.com/br-pt/your-health/conditions/cerebral-palsy.html>.
- INSTITUTO SANTOS DUMONT (?). Programa de Pós-Graduação em Neuroengenharia Disponível em: <http://www.institutosantosdumont.org.br/pos-graduacao-neuroengenharia>.
- Deacon, R. M. J. (2013). Measuring the Strength of Mice. *Journal of Visualized Experiments*, pp. 1 a 4. Smith, j. p, Hicks, p. s., Ortiz, l. r., Martinez, m. j., Mandler, R. N. (1995). Quantitative measurement of muscle strength in the mouse. *Journal of Neuroscience Methods*, pp. 15-19.

COPYRIGHT DISCLAIMER

Copyright for this article is retained by the author(s), with first publication rights granted to the journal.

This is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

APÊNDICE C – Segundo artigo publicado



ISSN: 2230-9926

Available online at <http://www.journalijdr.com>

IJDR

International Journal of Development Research
Vol. 11, Issue, 11, pp. 52004-52008, November, 2021
<https://doi.org/10.37118/ijdr.23341.11.2021>



RESEARCH ARTICLE

OPEN ACCESS

AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL: REVISÃO DE TÉCNICAS E MÉTODOS UTILIZADOS

1*Daniela Araújo de Almeida, 2Iandara Schetter Silva and 3Josivaldo Godoy da Silva

1Fisioterapeuta, Mestranda em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS; 2Doutora em Técnica Operatória e Cirurgia Experimental pela Universidade Federal de São Paulo, Docente no Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS; 3Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Docente no Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

ARTICLE INFO

Article History:

Received 16th August, 2021 Received in revised form 26th September, 2021

Accepted 20th October, 2021

Published online 28th November, 2021

*Corresponding author: Daniela Araújo de Almeida

ABSTRACT

A paralisia cerebral (PC) refere-se a uma alteração não progressiva do sistema nervoso central, gerando déficits motores e comprometimentos funcionais. O acometimento do membro superior restringe a participação ativa da criança com PC em atividades de vida diária causando uma dependência com o grupo familiar. Avaliações compõem o arcabouço dos profissionais de saúde para traçar

tratamentos e acompanhar a evolução do paciente. Com o exposto, o objetivo desta pesquisa bibliográfica baseou-se em encontrar maneiras para avaliar a força muscular em crianças com PC, resultando na identificação de treze publicações, cujas aplicações ocorreram todas em crianças a partir de 5 anos de idade. Portanto o desenvolvimento de um dispositivo capaz de mensurar objetivamente a força muscular de preensão em crianças com PC, desde os anos iniciais de vida, contribuirá na geração de informações quantitativas, precisas e que auxiliará no diagnóstico e acompanhamento do tratamento com aplicação prática pelos profissionais de saúde.

Key Words: Paralisia Cerebral, Força Muscular, Teste De Força.

INTRODUCTION

A paralisia cerebral (PC) refere-se a um distúrbio não progressivo que ocorre durante o desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil, causando limitações funcionais nas pessoas, devido à desordem motora nos membros superiores e inferiores, que pode ser acompanhada por distúrbios sensoriais, perceptivos, cognitivos, de comunicação e comportamental (ROSENBAUM et al., 2007). A criança com PC apresenta frequentemente comprometimento funcional e baixa autonomia gerando uma demanda intensa de cuidados por parte dos familiares (PAPAGEORGIOU et al., 2019).

Oliveira et al. (2011) apontam a preocupação recorrente sobre a função manual em crianças com paralisia cerebral, sendo um aspecto recorrente nos artigos a análise das terapias manuais que contribuem no desenvolvimento funcional, no qual a força da mão demonstra ter relação com melhoria no desempenho das atividades. Devido à desordem motora e funcional, as habilidades manuais ficam prejudicadas, como também a destreza dos dedos em decorrência da PC prejudicando a força de preensão palmar que está indiretamente relacionada à habilidade manual (ARNOULD et al., 2014).

Já os autores Russo et al. (2019) realizaram uma análise por meio de modelagem estruturada, no qual concluíram que o aprimoramento da independência no autocuidado em crianças com PC unilateral está diretamente ligado à força muscular e à função sensorial, sugerindo priorizar esses aspectos

durante o tratamento desses pacientes em relação à espasticidade.

O estudo de caso de Paila e Klunck (2019) aplicou recursos terapêuticos durante 12 sessões de fisioterapia para aprimorar a habilidade manual de um paciente de 6 anos de idade com paralisia cerebral, concluindo que houve aquisição funcional do membro superior do paciente após o período de intervenção fisioterapêutica, no entanto tal ganho foi observado empiricamente pela família e pelo profissional de saúde. Situação que evidencia a carência em de um dispositivo que forneça dados quantitativos precisos para obtenção de informações.

Os autores Mailleux et al. (2017), Rich et al. (2017), von Walden et al. (2017), Ebner- Karestinos et al. (2018), Nascimento et al. (2018) e Oliveira et al. (2019) desenvolveram pesquisas utilizando a força muscular dos membros superiores como item de avaliação para análise de protocolos de tratamentos aplicados a crianças com PC e, embora tenha sido aplicado meios distintos para mensurar a força de preensão, ambas publicações apontam para relação direta entre a realização de uma tarefa e o grau de força muscular desempenhado pelo paciente.

Tais pesquisas coincidem ainda com a necessidade de correlações de escalas ou testes para ratificar o valor da força muscular mensurado pelos atuais modelos de dinamômetros disponíveis até o momento, assim a utilização do dispositivo demonstra estar praticamente restrita ao campo de pesquisa e afastado dos profissionais de saúde.

Já os autores Dequeker et al. (2018), Thielen et al. (2018), Kimoto et al. (2019), Michelsen et al. (2020), Darras et al. (2021), Longo et al. (2021) e Valadão et al. (2021) empenharam-se em publicações que relacionaram a força muscular dos membros inferiores como item de avaliação em tratamentos de crianças com PC e, em sua maioria, concluindo que a força exercida pelos músculos inferiores interfere na qualidade e tempo da marcha.

Visto que o grau de força muscular está diretamente ligado ao desempenho de habilidades manuais em indivíduos hígidos ou não, esta revisão propôs-se a verificar os métodos utilizados que são descritos na literatura a respeito da avaliação de força muscular em crianças com PC.

METODOLOGIA

Desenvolveu-se uma revisão por meio de pesquisa bibliográfica entre os períodos de agosto e setembro de 2021, na FAMED da Universidade de Mato Grosso do Sul. A busca por fonte de dados ocorreu nas seguintes bases: Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (BIREME), Periódicos CAPES, América Latina e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), Científica Electronic Library Online (SCIELO) e o PUBMED.

Utilizou-se como critério de inclusão artigos publicados no período entre 2017 a 2021, idiomas português e inglês, por meio da busca combinada com os seguintes descritores: paralisia cerebral, força muscular, teste de força. O critério de exclusão baseou-se em pesquisas que omitiram o detalhamento do teste de força em crianças com paralisia cerebral em sua metodologia, bem como publicações com participantes adultos e senil e artigos que analisam a força muscular de outras patologias que não seja a paralisia cerebral.

RESULTADOS

A busca nas bases de dados apurou 56 artigos no Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (BIREME), 24 artigos no Periódicos CAPES, 4 artigos na América Latina e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), 1 artigo na Científica Electronic Library Online (SCIELO) e 104 artigos no PUBMED. Após análise dos conteúdos de tais artigos, treze publicações corroboraram com o objetivo desta revisão, sendo que seis artigos abordaram a avaliação de força muscular do membro superior e outros sete artigos sobre o membro inferiores.

Os autores Mailleux et al. (2017) aplicaram o Sistema de Classificação de Habilidade Manual em crianças com PC espástica e correlacionando com informações sensório-motoras do membro superior (força muscular, tônus muscular, deficiências sensoriais) e ainda dados sobre o desempenho bimanual e a capacidade unimanual. Para obtenção de dados utilizou-se inúmeros testes, dentre deles o teste de Medical Research Council, escala modificada de Ashworth, dinamômetro JAMAR, avaliações sensoriais por pontos de discriminação e estereognosia, Avaliação da Mão Auxiliar, Avaliação de Melbourne e a Análise de movimento tridimensional.

As informações obtidas manifestaram que a fraqueza muscular possui relação direta na alteração de movimento do membro superior em crianças com PC espástica, onde modificações funcionais são pontuadas no Sistema de Classificação de Habilidade Manual. Apontando ainda que análise de movimento tridimensional correlacionada com outras ferramentas demonstra ser significativa para obtenção de maiores informações sobre o funcionamento do membro superior.

O estudo de Rich et al. (2017) descrevem que no momento da avaliação com o dinamômetro JAMAR houve inevitáveis ajustes fornecidos aos pacientes para posicionamento do membro em relação ao dispositivo utilizado, visto que os participantes demonstravam dificuldades em posicionar a mão no dinamômetro.

A pesquisa de von Walden et al. (2017) utilizaram a plataforma NeuroFlexor para mensurar a força do membro superior em um grupo de crianças com PC e outro grupo de crianças típicas. O posicionamento para coleta de dados detalha foi com o cotovelo posicionado em 90°, mão alinhada com o eixo de rotação do punho sobre a plataforma e os pacientes receberam instruções verbais para execução de força do membro superior.

O resultado da pesquisa expressou que as crianças com PC possuem músculos dos membros superiores mais fracos, magros e flexores do antebraço mais rígidos em comparação com crianças com desenvolvimento típico.

Em ambos os estudos de Mailleux et al. (2017) e von Walden et al. (2017) observaram que os participantes possuem faixa etária superior aos 5 anos de idade, pois basearam-se na necessidade de compreensão de comandos verbais, por parte dos pacientes, para participação no teste de força, contudo crianças com PC com idade inferior a essa também desenvolvem força muscular para seu desempenho funcional em atividades de vida diária.

Já no estudo de Rich et al. (2017) não pontuam claramente a necessidade de cognição para participação dos testes de forças desenvolvidos com o dinamômetro JAMAR, contudo pontuaram a dificuldade dos participantes em manter-se em posição para realização dos testes de força.

Os autores Ebner-Karestinos et al. (2018) desenvolveram uma pesquisa para “comparar a coordenação da força de preensão e da força de carga ao descer um degrau entre crianças com paralisia cerebral unilateral e crianças com

desenvolvimento típico”. Os pacientes subiram e desceram de um degrau segurando um Manipulandum, a força de preensão foi mensurada durante o trajeto e após cálculos para análise de variáveis dinâmicas e temporais os resultados manifestaram a presença de controle antecipatório de preensão durante tarefa de descida em crianças com PC unilateral no membro não afetado, já o membro contralateral apresentou alteração de preensão da mão.

A publicação de Nascimento et al. (2018) relatam o uso do dinamômetro JAMAR para avaliação de força muscular dos membros superiores, cujo objetivo central da pesquisa baseou-se em “avaliar os efeitos do treino com realidade virtual no movimento de alcance manual em crianças com Paralisia Cerebral, do tipo hemiparesia espástica.”

A mesma pesquisa relatou que os pacientes realizaram três contrações máximas com as duas mãos alternadamente, calculando-se as médias das preensões, seguindo as orientações padronizadas de posicionamento da Sociedade Americana de Terapeutas da Mão.

Fernandes e Marins (2011) descrevem o posicionamento para realização do teste com uso do dinamômetro JAMAR de acordo com as orientações de padrão ouro da American Society of Hand Therapists (ASHT), sendo recomendado que o paciente esteja confortavelmente sentado, posicionado com o ombro levemente aduzido, o cotovelo fletido a 90°, o antebraço em posição neutra e a posição do punho entre 0° a 30° de extensão.

Já o relato de Oliveira et al. (2019) expressaram o uso de plataformas de força para o desenvolvimento de um cálculo da capacidade de suporte de peso do membro superior, avaliando as forças de reação do solo, com foco em “avaliar os efeitos de um protocolo de exercícios de suporte de peso em membros superiores na simetria do tronco, transferência de peso para o hemicorpo afetado e possíveis efeitos secundários na marcha (velocidade e qualidade).”

Aplicando um protocolo de alongamentos dos principais grupos musculares de membros superiores e membros inferiores, exercícios de suporte de peso em membros superiores em prono e em sedestação, por um período de 12 semanas, observaram que houve melhora no alinhamento corporal e na transferência de peso para o hemicorpo afetado, aprimorando o equilíbrio estático e dinâmico e

aumentando da velocidade da marcha.

A seguir a tabela 1 reuni informações dos artigos abordados anteriormente, pontuando os autores e ano de publicação, bem como o perfil do público avaliado, e qual a avaliação da força muscular foi aplicada para os membros superiores.

Tabela 1. Informações sobre a avaliação de força muscular dos membros superiores

Autores e ano de publicação	Público avaliado	Avaliação da força muscular
MAILLEUX <i>et al.</i> , 2017.	50 crianças com PC espástica, faixa etária de 5 a 15 anos, com capacidade de compreender instruções, atendidas na Universidade Hospital Leuven (Bélgica)	Medical Research Council: 4 grupos musculares nos níveis: ombro (abdutores), cotovelo (extensores e supinadores) e punho (extensores). Força de preensão: dinamômetro Jamar.
RICHE <i>et al.</i> , 2017.	21 crianças com PC unilateral, faixa etária de 8 a 18 anos, e 26 crianças típicas.	Dinamômetro hidráulico JAMAR
Von WALDEN <i>et al.</i> , 2017.	9 crianças com PC, faixa etária de 7 a 18 anos, com capacidade cognitiva de compreender instruções. 15 crianças com desenvolvimento típico.	Neuro Flexor Scientific, Release 0.0.6, Aggero MedTech AB, Solna, Suécia
EBNER-KARESTINOS <i>et al.</i> , 2018.	25 crianças com PC unilateral, média da faixa etária de 9 anos, e 25 crianças típicas.	Manipulandum acoplado a um medidor de força de preensão
NASCIMENTO <i>et al.</i> , 2018.	3 crianças com PC hemiparesia espástica, ambos os sexos, faixa etária de 9, 11 e 12 anos, atendidas em centros de referência públicos da cidade de Natal, Rio Grande do Norte.	Dinamômetro de mão hidráulico JAMAR (modelo j00105), usando a alça 1 do aparelho.
OLIVEIRA <i>et al.</i> , 2019.	13 participantes com PC hemiparesia espástica, ambos os sexos, faixa etária de 7 e 15 anos.	Realizou-se um cálculo da capacidade de suporte de peso do membro superior, por meio da avaliação das forças de reação do solo. Utilizando duas plataformas de força do Laboratório de Marcha AACD - modelo 0R6-5-1000 da Advanced Mechanical Technology Inc (AMTI), dimensões de 46,5 x 50,5 cm. O software usado para a coleta de dados foi Qualisys Track Manager (QTM) versão 2.8 da Qualisys AB.

Tabela 2. Informações sobre a avaliação de força muscular dos membros inferiores

Autores e ano de publicação	Público avaliado	Avaliação da força muscular
DEQUEKER <i>et al.</i> , 2018.	Crianças e adolescentes com PC espástica diplégica submetidos à cirurgia multinível no Hospital Universitário de Leuven, entre dezembro de 2012 e agosto de 2014.	Medical Research Council
THIELEN <i>et al.</i> , 2018.	Estudo de coorte retrospectivo 79 crianças com PC, ambos os sexos, faixa etária de 4 a 17 anos, submetidos a cirurgia FDO supracondilar. Utilizados os documentos pré-operatório e pós-	Medical Research Council

	operatório.	
KIMOTO <i>et al.</i> , 2019.	26 crianças com PC diplégica espástica, ambos os sexos, tratados nas clínicas de internamento e ambulatório do Centro de Desenvolvimento e Deficiência da Prefeitura de Akita.	Dinamômetro portátil (μ Tas F-1; Anima Crop., Tóquio, Japão)
MICHELSSEN <i>et al.</i> , 2020.	10 crianças com PC, ambos os sexos, faixa etária de 6 a 13 anos e, 11 crianças com desenvolvimento típico, ambos os sexos, faixa etária de 7 a 12 anos.	Medical Research Council
DARRAS <i>et al.</i> , 2021.	160 pacientes ambulatoriais com paralisia cerebral espástica bilateral e 86 controles com desenvolvimento típico, faixa etária de 7 a 16 anos.	Hoggan dinamômetro digital portátil microFET2.
LONGO <i>et al.</i> , 2021.	9 crianças PC hemiplegia, faixa etária 8 a 12 anos.	Dinamômetro digital portátil.
VALADÃO <i>et al.</i> , 2021.	24 pacientes com PC espástica, faixa etária de 9 a 26 anos, atendidos em hospitais e clínicas da cidade de Jyväskylä, Finlândia.	Dinamômetro motorizado (NMRC, University of Jyväskylä, Finlândia)

As avaliações de força muscular nos membros inferiores compuseram os objetivos de outros sete autores, sendo que três publicações utilizaram a escala de Medical Research Council (DEQUEKER *et al.* 2018; THIELEN *et al.* 2018; MICHELSSEN *et al.* 2020), tais estudos compostos por crianças e adolescentes de ambos os sexos.

De acordo com exposto por Latronico e Gosselink (2015), a escala de Medical Research Council consiste em pontuações de 0 a 5, sendo: 0 paralisia completa, 1 mínima contração, 2 ausência de movimentos ativos, 3 contração fraca contra a gravidade, 4 movimento ativo contra a gravidade e resistência e 5 força normal.

Avalia-se doze grupos musculares por meio de três movimentos de membros superiores (extensão do punho, flexão do cotovelo e abdução do ombro) e três de membros inferiores (dorsiflexão do pé, extensão do joelho, flexão do quadril) totalizando seis movimentos osteocinmáticos aplicados bilateralmente.

Os autores Dequeker *et al.* (2018) e Thielen *et al.* (2018) compararam a força de grupos musculares em crianças e adolescentes com PC após realização de procedimento cirúrgico, já no estudo dos autores Michelsen *et al.* (2020) houve uma comparação entre crianças com desenvolvimento típico e atípico.

A pesquisa de Kimoto *et al.* (2019) propôs-se a analisar a relação entre eficiência de marcha e força muscular em crianças com PC, usando um

dinamômetro mensuraram a força muscular e identificaram correlações do grau de força com a eficiência na marcha de crianças com PC, afirmando que “o nível de eficiência de caminhada deve ser confirmado antes de planejar o treinamento de força muscular para melhorar a eficiência da caminhada”.

Para mensurar a força muscular isométrica os grupos musculares foram avaliados bilateralmente, a relação torque-peso foi calculada pelo valor de força máxima em cada movimento, o teste de Shapiro-Wilk calculou a normalidade de cada parâmetro, outros cálculos foram aplicados e o coeficiente de correlação produto momento de Pearson foi usado para analisar a relação entre os parâmetros obtidos, e ainda usou os coeficientes de correlação de Spearman para avaliar outros parâmetros.

O uso de todos esses cálculos e coeficiente de correlação demonstra a ausência de praticidade e agilidade na avaliação muscular, o que torna seu uso fora do campo de pesquisa penoso ao profissional de saúde que possui vários pacientes para avaliar e tratar, assim a atuação da equipe de saúde acaba tornando-se subjetiva e sem dados quantitativos para nortear as condutas de tratamento a serem aplicadas nos próprios pacientes.

O estudo transversal desenvolvido por Darras et al. (2021) destinou-se a comparar o padrão de mudanças na força muscular entre crianças com PC espástica e indivíduos típicos, por meio do uso de dinamômetro manual conseguiu avaliar os grupos musculares: adutores do quadril, abdutores do quadril, extensores do quadril, flexores do quadril, extensores do joelho, flexores do joelho e dorsiflexores do tornozelo, no entanto os músculos flexores plantares do tornozelo não foram avaliados devido às dificuldades para realizar uma medição confiável com o dinamômetro portátil.

Esta observação dos autores demonstra a presença de barreira durante a avaliação de força muscular, visto que todos os grupos musculares são importantes durante a realização de um movimento corporal.

Os pesquisadores Longo et al. (2021) utilizaram um dinamômetro digital para mensurar a força dos músculos flexor dorsal e plantar do tornozelo, durante a aplicação de um protocolo de tratamento baseado na manobra de encurtamento muscular para favorecer o aumento da força muscular e amplitude de movimento.

tornozelo em crianças hemiplégicas devido a PC.

A variação de força muscular e amplitude de movimento foram analisados pelo teste de Friedman, evidenciando que a manobra de encurtamento muscular tem potencial para promover aumento da força muscular e amplitude de movimento do tornozelo em crianças com PC, mas ressaltaram a necessidade de mais pesquisas para validação das informações.

Os autores Valadão et al. (2021) avaliaram a força muscular dos membros inferiores como um dado de monitoramento durante a aplicação de um programa de exercícios físicos que buscou “investigar a eficácia de uma intervenção de exercício multifacetada individualmente adaptada (EXECP) em crianças e jovens adultos com PC. ”

Utilizando um dinamômetro motorizado mensurou-se a força muscular isométrica e concêntrica máxima da flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo, os participantes foram estabilizados na posição sentada por um conjunto de tiras que prendeu ambos os ombros e no tronco um cinto, os joelhos completamente estendidos, articulação do quadril flexionada a 60 °, e a articulação do tornozelo a 0 °, o pé apoiado em uma placa montada na plataforma com os eixos entre a rotação da articulação do tornozelo e da plataforma alinhados.

Aplicação desse padrão para avaliação da força muscular evidencia não apenas os cuidados ao realizar os testes, mas também uma barreira para os participantes, pois desenvolver uma atividade estabilizada por tiras e cintos tem potencial para gerar alterações emocionais como a ansiedade para finalizar logo ou até mesmo o medo de tal situação.

É pertinente ainda pontuar que pessoas com PC frequentemente apresentam alterações articulares o que impede o posicionamento dos membros em padrões pré-estabelecidos.

Na sequência a tabela 2 também reuni informações dos artigos abordados anteriormente, pontuando os autores e ano de publicação, bem como o perfil do público avaliado, e qual a avaliação da força muscular foi aplicada para os membros inferiores.

DISCUSSÃO

Ao analisar as informações manifestadas nas tabelas 1 e 2 observa-se que as alterações presentes nas crianças e adolescentes com PC variam de acordo com a área cerebral afetada (hemiparesia, diplegia, espasticidade) gerando foco de análises distintos entre os membros superiores e inferiores, nota-se ausência nos padrões de avaliações utilizados em estudos que analisaram a força em membros superiores e inferiores, o que dificulta a comparação dos dados localizados.

Apenas uma das publicações que abordaram a avaliação de força do membro superior em crianças com PC analisou esse dado como um integrante da função manual, contudo as pesquisadoras apontaram como limitadores o número de participantes do estudo (3 pacientes) e o número de sessões realizadas (apenas uma intervenção).

Nota-se ainda que a faixa etária não contemplou os anos iniciais de desenvolvimento das crianças, despertando a indagação sobre os aspectos que envolvem o uso do dinamômetro tradicional, cujo parâmetro para validação dos dados inviabiliza a aplicação em crianças que não permaneçam em determinada postura, com detalhado pelos autores Rich et al. (2017) que descreveram a necessidade de realizar ajustes nos pacientes para execução do teste de força pois mesmo com idade a partir de oito anos as crianças demonstraram dificuldades em manter-se em determinado posicionamento.

Observou-se que apenas as crianças com idade a partir de 5 anos de idade foram contempladas nas pesquisas publicadas, porém crianças com idade inferior já realizam força muscular para desenvolver as atividades de vida diária, e tendo em vista que os anos iniciais são fundamentais para o pleno desenvolvimento neuropsicomotor o quanto antes as avaliações de forças ocorrem mais informações objetivas os profissionais de saúde possuirão para nortear a tomada de decisão sobre a intervenção adequada a cada criança com PC.

As publicações de Kimoto et al. (2019) e Geijen et al. (2020) pontuaram correlação dos testes de força para evidenciar ganhos funcionais nas crianças com PC, e para tal utilizaram várias ferramentas de cálculos que apontam a força muscular como um componente importante do movimento, contudo essa prática de pesquisa demonstra ser árdua e requerer tempo precioso dos avaliadores, o que

afasta os dados científicos da prática clínica dos profissionais de saúde.

A pesquisa de Longo et al. (2021) evidenciou o benefício da técnica de manobra de encurtamento muscular no tratamento de crianças com PC para o ganho de força muscular e amplitude de movimento do tornozelo, e mesmo pontuando esse resultado positivo ressaltou a necessidade de outras pesquisas para validação dos dados.

Os autores Mailleux et al. (2017), DEQUEKER et al. (2018), Park (2018), THIELEN et al. (2018), Keller et al. (2021) e MICHELSEN et al. 2020 basearam-se em escalas para classificar o grau de alteração motora presente em crianças com PC, e utilizaram ferramentas distintas para mensurar a força muscular desempenhada pelos integrantes das pesquisas, essa variabilidade de análise do nível de força inviabiliza as comparações dos dados obtidos nos estudos.

As escalas validadas são importantes recursos para replicação de pesquisas, mas vale ressaltar que se trata de teste subjetivo, no qual a acurácia do avaliador em utilizar a ferramenta tem potencial para modificar o resultado encontrado, o que gera barreiras na consolidação de protocolos a serem utilizados em crianças com PC.

De acordo com o objetivo de cada pesquisa, nota-se a aplicação de diferentes métodos para avaliar a força muscular exercida pelos membros superiores e inferiores, inviabilizando, assim, um padrão de avaliação e prejudicando a reprodução dos estudos na área.

O recorrente uso de ferramentas subjetivas e indiretas para análise de força muscular, tanto em membros superiores quanto os membros inferiores, demonstra a carência em um recurso de aplicação coerente e quantitativa para os profissionais de saúde basearem suas intervenções clínicas e produções de pesquisas científicas.

CONCLUSÃO

O objetivo dessa revisão de literatura baseou-se em localizar maneiras para avaliação de força muscular em crianças com PC, no total 13 publicações forneceram informações sobre as avaliações de força muscular cujas aplicações ocorreram todas em crianças com idade a partir de 5 anos de idade, expressando

que crianças com idades inferiores provavelmente são avaliadas pela observação visual dos profissionais de saúde que empiricamente baseiam condutas de tratamento.

Outra constatação aponta a recorrente necessidade de correlações de testes e escalas para análise de força muscular, o que demonstra o uso de recursos qualitativos para uma grandeza de cunho quantitativo, reforçando a provável prática clínica empírica no tratamento de crianças com PC.

Portanto essa revisão demonstra ter alcançado seu propósito e manifesta a importância da criação de um dispositivo para mensurar a força muscular em crianças com PC desde seus anos iniciais de vida, fornecendo informações quantitativas claras e de aplicação prática para os profissionais de saúde.

REFERÊNCIAS

- Arnould, C.; Bleyenheuft, Y.; Thonnard, J. L. Hand functioning in children with cerebral palsy. *Frontiers in Neurology | Movement Disorders*, 2014. p. 48.
- Darras, N.; Nikaina, E.; Tziomaki, M.; Gkrimas, G.; Papavasiliou, A.; Pasparakis. Development of Lower Extremity Strength in Ambulatory Children With Bilateral Spastic Cerebral Palsy in Comparison With Typically Developing Controls Using Absolute and Normalized to Body Weight Force Values. *Frontiers in Neurology*, 2021.
- Dequeker, G.; Campenhout, A.V.; Feys, H.; Molenaers, G. Evolution of self-care and functional mobility after single-event multilevel surgery in children and adolescents with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 2018.
- Ebner-Karestinos, D.; Flament, B.; Arnould, C.; Thonnard, J.L.; Bleyenheuft, Y. Precision grip control while walking down a step in children with unilateral cerebral palsy. *Plos One*, 2018.
- Fernandes, A.A.; Marins, J.C.B. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioter Mov.*, 2011. p. 567-78.
- Kimoto, M.; Okada, K.; Sakamoto, H.; Kondou, T.; Kawanobe, U. Relationship between walking efficiency and muscular strength of the lower limbs in children with

cerebral palsy. *The Journal of Physical Therapy Science*, 2019. p. 232–235.

Latronico, N.; Gosselink, R. A guided approach to diagnose severe muscle weakness in the intensive care unit. *Revista Brasileira Terapia Intensiva*, 2015. p. 199-201.

Longo, D.; Lombardi, M.; Lippi, P.; Melchiorre, D.; Bagni, M.A.; Ferrarello, F. The muscle shortening manoeuvre: applicability and preliminar. *Journal of rehabilitation medicine clinical communications*, 2021.

Mailleux, L.; Jaspers, E.; Ortibus, E.; Martinez, C. S, Desloovere, K.; Molenaers, G.; Klingels, K.; FEYS, H. Clinical assessment and three-dimensional movement analysis: An integrated approach for upper limb evaluation in children with unilateral cerebral palsy. *Plos One*, 2017.

Michelsen, J.S.; Lund, M.C.; Alkjær, T.; Finni, T.; Nielsen, J.B.; Lorentzen, A. Wearable electromyography recordings during daily life activities in children with cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 2020.

Nascimento, N.F.; Marques, J.S.; Triqueiro, L.C.L.; Silva, T.C.C.; Lacerda, M.O.; Lindquist, A.R.R. 2018. Training with virtual reality in the upper arm reaching of children with cerebral palsy: a three-case report. *Fisioterapia Brasil*, 2018. p. 223-230.

Oliveira, A. K. C.; Silva, M. S.; Grande, A. A. B. Contribuições da terapia da mão na paralisia cerebral: uma revisão sistemática. *Acta Fisiátrica*, 2011. p. 151 – 156.

Oliveira, E. A. R.; Moraes, L. D.; Santos, J. F.; Ozu, M. H. U.; Misao,

M. H.; Narumia, L.C. Upper limb weight-bearing effect on the body alignment of individuals with cerebral palsy who have spastic hemiparesis: a randomized clinical trial. *Fisioter Mov.*, 2019. p. 32.

Paila, S.; Klunck, D. Analysis of the hand function of a child with spastic hemiparesis pre – and post - physiotherapeutic treatment: care study, 2019.

Papageorgioua, E.; Nieuwenhuysa, A.; Vandekerckhovea, I.; Campenhoutb, A.V.; Ortibusb, E.; Deslooverea, K. Systematic review on gait classifications in children with cerebral palsy: An update. *Gait & Posture*, 2019. p. 209–223.

Rich, L.T.; Menk, J.S.; Rudser, K.D.; Feyma, T.; Gillick, B. Less- affected hand function in children with hemiparetic unilateral cerebral palsy: A comparison study to

typically developing peers. *Neurorehabil Neural Repair*, 2017. p. 965–976.

Rosenbaum, P. et al. A report: The definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 2007. p. 8-14.

Russo, R.N.; Skuza, P.P.; Sandelance, M.; Flett, P. Upper limb impairments, process skills, and outcome in children with unilateral cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 2019.

Thielen, M.; Wolf, S.; Klotz, M.C.M.; Geisbüsch, A.; Putz, C.; Krautwurst, B.; Dreher, T. Supracondylar femoral rotation osteotomy affects frontal hip kinetics in children with bilateral cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 2018.

Valadão, P.; Piitulainen, H.; Haapala, E.A.; Parviainen, T.; AVELA, J.; Finni, T. Exercise intervention protocol in children and young adults with cerebral palsy: the effects of strength, flexibility and gait training on physical performance, neuromuscular mechanisms and cardiometabolic risk factors (EXECP). *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 2021.

Von Walden, F.; Jalaaliddini, K.; Evertsson, B.; Friberg, J.; Valero- Cuevas, F.J.; Pontén, E. Forearm Flexor Muscles in Children with Cerebral Palsy Are Weak, Thin and Stiff. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2017

