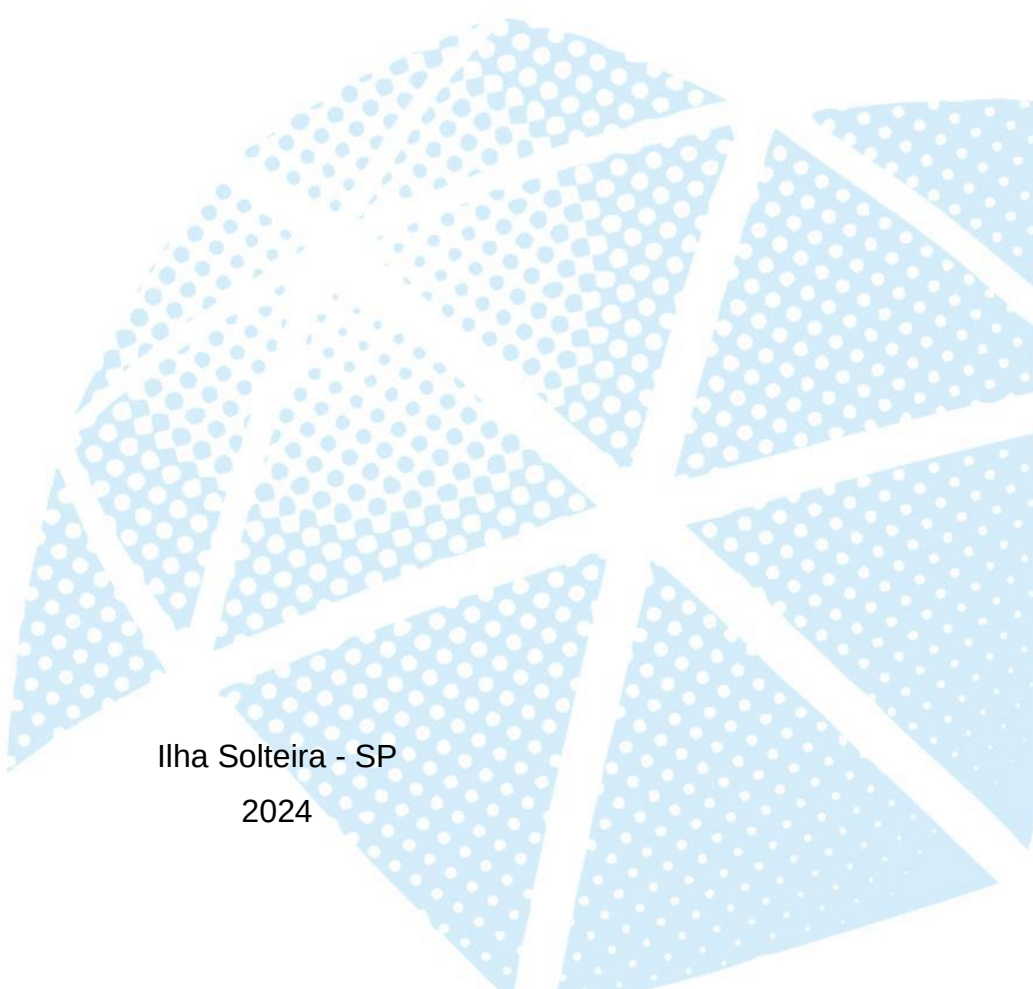


**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

DENIS ROGÉRIO DA SILVA

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA MEDIÇÃO DAS
FORÇAS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DOS MÚSCULOS DO PUNHO**

Ilha Solteira - SP
2024



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DENIS ROGÉRIO DA SILVA

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA MEDIÇÃO DAS
FORÇAS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DOS MÚSCULOS DO PUNHO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia - Unesp Campus de Ilha Solteira, para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Automação

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ilha Solteira - SP

2024

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S586i Silva, Denis Rogério da.
Implementação de um dinamômetro biomédico para medição das forças de flexão e extensão dos músculos do punho / Denis Rogério da Silva. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2024
83 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2024

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Dinamômetro biomédico. 2. Punho. 3. Força. 4. Extensão. 5. Flexão. 6. Dash.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Este trabalho contribui significativamente na literatura de dinamômetros biomédicos voltados para a medição das forças do punho, apresentando um sistema funcional, portátil e preciso.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

This work contributes significantly to the literature on biomedical dynamometers aimed at measuring wrist forces, presenting a functional, portable and accurate system.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

Título: IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DOS MÚSCULOS DO PUNHO

AUTOR: DENIS ROGÉRIO DA SILVA

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em Engenharia Elétrica, área: Automação pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO (Participação Presencial)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES (Participação Presencial)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. ADALBERTO VIEIRA CORAZZA (Participação Presencial)
Departamento de Anatomia Humana / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Documento assinado digitalmente
gov.br ADALBERTO VIEIRA CORAZZA
Data: 07/12/2024 22:03:50-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

Prof. Dr. JOSIVALDO GODOY DA SILVA (Participação Virtual)
Faculdade de Engenharia, Arquitetura e Geografia / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Documento assinado digitalmente
gov.br JOSIVALDO GODOY DA SILVA
Data: 09/12/2024 12:14:26-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

Prof. Dr. JOAQUIM MIGUEL MAIA (Participação Virtual)
Departamento de Eletrônica / Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR

Documento assinado digitalmente
gov.br JOAQUIM MIGUEL MAIA
Data: 08/12/2024 09:09:14-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

Ilha Solteira, 03 de dezembro de 2024.

Dedico este trabalho à minha família.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria muito de agradecer meus pais que me deram minha vida, por tudo que fizeram e sacrificaram por mim.

Em segundo lugar, à minha família, minha esposa Gislaine, por todo apoio, carinho e compreensão em todos os momentos deste trabalho. Aos meus filhos Lorenzo e Tainá, minhas inspirações, razão de orgulho, meus corações fora do peito.

À UNESP pela oportunidade, por mudar para sempre minha vida, onde tive a grande oportunidade de cursar mestrado e doutorado. É uma instituição maravilhosa que ajuda a mudar a vida de tantos jovens humildes, como eu, quando entrei no mestrado com o sonho de transformar meu futuro. O valor que a UNESP agrega ao país é imensurável.

À Deus, a quem credito tantas coisas boas em minha vida, muitas vezes inacreditáveis que aconteceram, mesmo quando não acreditava que fossem possíveis.

Ao meu orientador, professor Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, por tudo que me apoiou, pela paciência, pela orientação, por me ajudar em cada detalhe e passo deste trabalho e pelo grande exemplo de dedicação e humanidade. Ao professor Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches, pela valiosa contribuição neste trabalho, pelo exemplo de comprometimento incansável em laboratório, ajudando os estudantes em suas pesquisas.

Aos colegas de laboratório LIEB, especialmente Elcio e Rafael, cuja parceria e amizade tornaram esta jornada mais leve e enriquecedora .

Por fim, ao Instituto Federal de Mato Grosso do Sul (IFMS), meu local de trabalho que tanto orgulho, por conceder meu afastamento tão importante para o desenvolvimento do trabalho. Este apoio foi fundamental para a concretização deste sonho.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

A mensuração das forças musculares da mão, incluindo dedos e punho, desempenha um papel essencial em áreas como reabilitação física, ergonomia e avaliação clínica. O dinamômetro biomédico é amplamente reconhecido como o dispositivo padrão para essa finalidade. Este trabalho tem como objetivo a implementação de um dinamômetro biomédico para medição das forças de flexão e extensão do punho. Uma revisão sistemática de trabalhos que apresentaram a construção de dinamômetros biomédicos utilizados para a medição de forças do punho foi realizada com o objetivo de levantar as tecnologias utilizadas e nortear as inovações a serem implementadas. Para o desenvolvimento do dinamômetro foram utilizadas duas células de carga precisas do tipo viga de flexão, além de programação em Python com o uso do *framework* Dash para o desenvolvimento da interface *web* interativa, monitoramento em tempo real, armazenamento e análise das medições. Também foi implementada uma estrutura ergonômica para medição, que contribui para tornar as medições mais eficazes, oferecendo ao usuário conforto e estabilidade. Os testes em laboratório mostraram que o dinamômetro oferece medições precisas e estáveis com erro médio das células de carga em 1,76%, precisão e acurácia médias em 98,995% e 98,705%, respectivamente, garantindo assim, que a estrutura é confiável e tem bom desempenho. Com base no histórico de dinamômetros de punho já desenvolvidos, o protótipo desenvolvido neste trabalho contribui significativamente para a área de reabilitação física, permitindo uma avaliação precisa das forças do punho e podendo servir de apoio na evolução do tratamento de saúde.

Palavras-chave: dinamômetro biomédico; punho; força; extensão e flexão; Dash.

ABSTRACT

The measurement of hand muscle forces, including fingers and wrist, plays an essential role in areas such as physical rehabilitation, ergonomics and clinical evaluation. The biomedical dynamometer is widely recognized as the standard device for this purpose. This work aims to implement a biomedical dynamometer for measuring wrist flexion and extension forces. A systematic review of studies that presented the construction of biomedical dynamometers used for measuring wrist forces was carried out with the aim of surveying the technologies used and guiding the innovations to be implemented. Two precise load cells of the flexion beam type were used for the development of the dynamometer, in addition to programming in Python using the Dash framework for the development of the interactive web interface, real-time monitoring, storage and analysis of measurements. An ergonomic structure for measurement was also implemented, which contributes to making measurements more effective, offering the user comfort and stability. Laboratory tests have shown that the dynamometer provides accurate and stable measurements with an average load cell error of 1.76%, average precision and accuracy of 98.995% and 98.705%, respectively, thus ensuring that the structure is reliable and performs well. Based on the history of wrist dynamometers already developed, the prototype developed in this work contributes significantly to the area of physical rehabilitation, allowing an accurate assessment of wrist forces and can serve as support in the evolution of health treatment.

Keywords: biomedical dynamometer; wrist; strength; extension and flexion; Dash.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Movimentos de extensão e flexão do punho	14
Figura 2 - Anatomia dos músculos extensores e flexores	15
Figura 3 – Fotografia do aparato FEFMA.....	25
Figura 4 – Foto da montagem experimental.....	27
Figura 5 – Foto da montagem experimental do dinamômetro.....	28
Figura 6 - Experimento de extensão e flexão do punho	29
Figura 7 - Amostragem de extensão do punho	30
Figura 8 - A: Equipamento MyoWrist. B: Voluntário posicionado.	32
Figura 9 – Aparato experimental	33
Figura 10 – Representação do aparato experimental	35
Figura 11 – Dispositivos desenvolvidos	36
Figura 12 – Ilustração do dispositivo experimental.....	38
Figura 13 - Conjunto experimental	39
Figura 14 – Dispositivo desenvolvido	41
Figura 15 – Diagrama esquemático do dinamômetro biomédico de forças do punho	42
Figura 16 – Vista ortogonal da parte superior da mesa.....	44
Figura 17 – Vista ortogonal embaixo da mesa	45
Figura 18 – Esquemático das ligações.....	46
Figura 19 – Interface do sistema de forças do punho	47
Figura 20 – Gerenciamento do projeto via terminal Linux	48
Figura 21 – Massa conhecida utilizada nos testes	49
Figura 22 – Visão inferior da estrutura com o balde fixo	50
Figura 23 – Gráficos de carregamento e descarregamento da célula de carga 1	53
Figura 24 - Gráficos de carregamento e descarregamento da célula de carga 2	54
Figura 25 – Gráfico de <i>drift</i> temporal com peso de 37,18 N na célula de carga 1	57
Figura 26 – Gráfico de <i>drift</i> temporal com peso de 75,05 N na célula de carga 1	57
Figura 27 – Gráfico de <i>drift</i> temporal com peso de 37,18 N na célula de carga de carga 2	58
Figura 28 – Gráfico de <i>drift</i> temporal com peso de 75,05 N na célula de carga 2	59
Figura 29 – Medições de ambas as mão de voluntário canhoto	59
Figura 30 – Medição de forças do ponto A.....	60

Figura 31 – Medição de forças do ponto C	60
Figura 32 – Vistas do protótipo completo de medição.....	61
Figura 33 – Posicionamento do voluntário ao realizar um teste	62
Figura 34 – Caixa com o circuito montado	62
Figura 35 – Peça inferior da mesa - A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior	67
Figura 36 – Peça da mão – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior	68
Figura 37 – Peça do antebraço próxima ao punho – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior.....	69
Figura 38 – Peça do antebraço próxima ao cotovelo – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior.....	70
Figura 39 – Mesa – A) vista ortogonal; B) vista superior	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Artigos selecionados/parte 1	22
Tabela 2 – Artigos selecionados/parte 2	22
Tabela 3 – Artigos selecionados/parte 3	23
Tabela 4 – Massas conhecidas e somatório para carregamento e descarregamento	49
Tabela 5 – Carregamento e descarregamento na célula de carga 1.....	52
Tabela 6 – Carregamento e descarregamento na célula de carga 2.....	53
Tabela 7 – Testes de precisão na célula de carga 1	55
Tabela 8 – Testes de precisão na célula de carga 2	55
Tabela 9 – <i>Drift</i> temporal na célula de carga de carga 1	56
Tabela 10 – <i>Drift</i> temporal na célula de carga de carga 2	58

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.2.1	Objetivo geral.....	18
1.2.2	Objetivos específicos.....	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1	ETAPAS DA REVISÃO	20
2.1.1	Primeiro artigo	24
2.1.2	Segundo artigo	26
2.1.3	Terceiro artigo	27
2.1.4	Quarto artigo.....	28
2.1.5	Quinto artigo	30
2.1.6	Sexto artigo.....	31
2.1.7	Sétimo artigo.....	33
2.1.8	Oitavo artigo	34
2.1.9	Nono artigo	36
2.1.10	Décimo artigo.....	37
2.1.11	Décimo primeiro artigo	39
2.1.12	Décimo segundo artigo.....	40
3	MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1	VISÃO GERAL DO SISTEMA	42
3.2	PROJETO MECÂNICO E PRODUÇÃO DAS PEÇAS.....	44
3.3	LIGAÇÃO ELÉTRICA	45
3.4	SOFTWARE	46
3.4.1	Funcionamento geral	46
3.4.2	Gerenciamento do <i>software</i>	48
3.5	CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	52
4.1	CARACTERIZAÇÃO	52
4.1.1	Teste de carregamento e descarregamento	52
4.1.3	<i>Drift</i> temporal	56
4.2	TESTE COM VOLUNTÁRIO	59
4.3	ESTRUTURA DO PROTÓTIPO	61
5	CONCLUSÃO	63

REFERÊNCIAS.....	64
APÊNDICE A – DESENHOS MECÂNICOS DAS PARTES DA ESTRUTURA	67
APÊNDICE B – ALGORITMO PYTHON UTILIZADO NOS TESTES DE CALIBRAÇÃO	72
APÊNDICE C – ALGORITMO PYTHON UTILIZADO NA INTERFACE ..	75
ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA.....	80

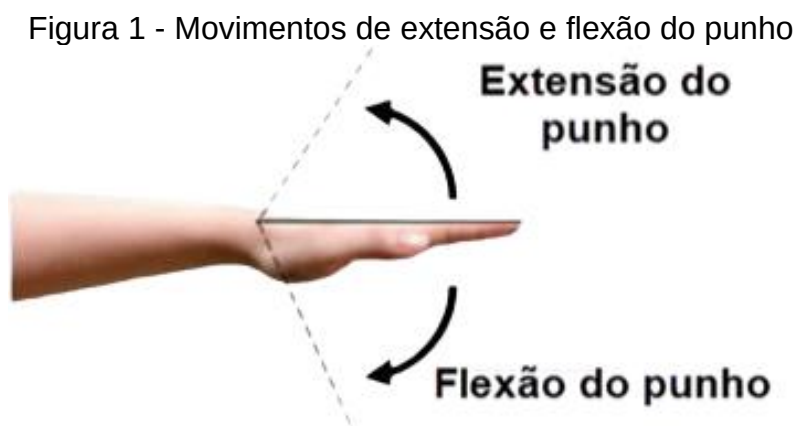
1 INTRODUÇÃO

A mão é uma estrutura essencial para a realização de atividades funcionais, permitindo o desempenho de tarefas cotidianas, como pegar e soltar objetos.

Ela realiza movimentos em diversas direções para executar ações específicas, como segurar, manipular e transportar objetos (Kapandji, 2007). Os movimentos coordenados da mão favorecem ações fundamentais, como abrir, agarrar, prender, transportar e soltar objetos, essenciais para a interação do homem com o ambiente.

A mão possui diversas articulações, sendo as mais importantes, aquelas localizadas no punho e nos dedos, que são responsáveis pela mobilidade e força necessárias para a funcionalidade manual. O punho é formado por oito pequenos ossos chamados de ossos do carpo, que se articulam com os ossos do antebraço. Essa articulação é do tipo sinovial, o que significa que apresenta uma cavidade preenchida com líquido sinovial, cuja função é lubrificar e reduzir o atrito entre as superfícies articulares (Moore; Dalley; Agur, 2018).

O punho é capaz de realizar movimentos variados, como flexão, extensão (Figura 1), desvio radial (movimento em direção ao polegar, conhecido como abdução) e desvio ulnar (movimento em direção ao dedo mínimo, conhecido como adução) (Kapandji, 2007). Esses movimentos são fundamentais para a funcionalidade da mão e dependem da interação coordenada entre ligamentos, tendões e músculos, que garantem a estabilidade e mobilidade do punho.

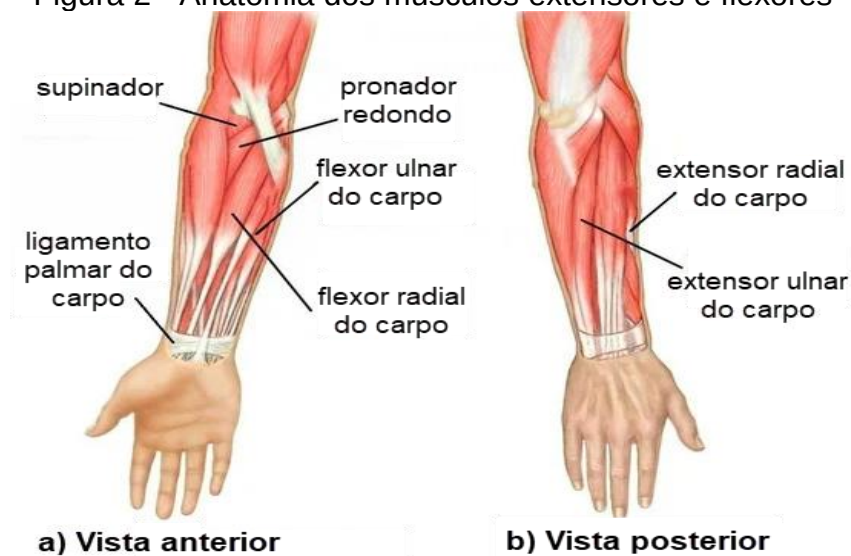


Fonte: Adaptado de Bouteraa, Abdallah e Boukthir (2023).

As forças de flexão e extensão do punho resultam da interação entre músculos agonistas e antagonistas, localizados no antebraço, na mão e no próprio punho (Hallbeck, 1994).

Os músculos responsáveis por esses movimentos são divididos em dois grupos principais: os músculos flexores (Figura 2a), que produzem a flexão, e os extensores (Figura 2b), responsáveis pela extensão. Ambos atuam em conjunto para possibilitar uma ampla gama de movimentos do punho. A relação entre comprimento muscular, ativação e geração de força tem sido modelada por diversos estudos, como o de Goislard de Monsabert *et al.* (2020), que analisaram essas variáveis para extensores do punho e dos dedos, destacando a importância da biomecânica no controle motor e na predição do desempenho funcional. Esses músculos têm funções cotidianas importantes, como segurar objetos (flexores) e soltar ou empurrar (extensores).

Figura 2 - Anatomia dos músculos extensores e flexores



Fonte: Adaptado de Novaes, Silva e Souza (2017).

A relação entre contrações excêntricas dos extensores do punho e a curva força-velocidade, conforme discutido por Walmsley, Pearson e Stymiest (1986), evidencia como a variação na velocidade da contração influencia diretamente a capacidade do músculo em gerar força, um aspecto relevante para aplicações na reabilitação e no desenvolvimento de dispositivos de medição.

As intensidades das forças relacionadas aos movimentos do punho podem diminuir devido a várias causas, como fraturas nos ossos do carpo e lesões nos ligamentos.

Doenças inflamatórias, como a artrite reumatoide, também podem diminuir a intensidade da força e limitar os movimentos. Além disso, problemas neurológicos, como o acidente vascular cerebral (AVC) e danos nos nervos periféricos (mediano, radial e ulnar), são frequentemente associados à fraqueza do punho. Outros fatores incluem doenças degenerativas, condições musculares e alterações nervosas que comprometem a força e o controle dos movimentos.

Essas patologias evidenciam a necessidade de tecnologias inovadoras para medir, monitorar e auxiliar na recuperação da funcionalidade do punho (Kapandji, 2007; Moore; Dalley; Agur, 2018; Standring, 2016).

Quando a intensidade da força exercida pelo punho é afetada, a reabilitação desempenha um papel crucial para restabelecer a funcionalidade e melhorar a qualidade de vida do paciente. O processo de reabilitação envolve uma abordagem multidisciplinar, com a participação de fisioterapeutas, médicos e outros profissionais de saúde. Estudos como o de Sun *et al.* (2018) demonstram que o treinamento unilateral de extensão do punho pode induzir melhorias não apenas no membro treinado, mas também no membro contralateral, evidenciando a plasticidade neural e o papel do sistema nervoso na recuperação motora pós-AVC.

Durante esse processo, diversas intervenções podem ser realizadas, como mobilizações articulares, exercícios de fortalecimento muscular, alongamentos, terapia manual, uso de órteses especializadas, eletroterapia e técnicas de liberação miofascial. Além disso, a educação do paciente é fundamental para prevenir recorrências e agravos na lesão.

No contexto de avaliação e acompanhamento, o dinamômetro de mão é utilizado para mensurar a força aplicada pelos movimentos dos dedos e do punho.

Esse dispositivo é composto por uma estrutura com sensores que, associados a outros componentes, podem monitorar a força exercida durante a contração muscular, possibilitando a quantificação precisa e com acurácia dessa força. Essa tecnologia auxilia na identificação de déficits e no monitoramento da evolução do tratamento (Hallbeck, 1994).

O dinamômetro pode medir as forças exercidas pelo paciente, registrar os dados e os exibir diretamente no dispositivo ou por meio de uma tela externa, como a de um computador.

O dinamômetro comercial amplamente conhecido e utilizado para medir a força da mão é o JAMAR, desenvolvido por Bechtol em 1954. Este dinamômetro mede a força de flexão (fechamento) dos dedos e é amplamente reconhecido como o padrão-ouro na avaliação da força de preensão manual. Embora outros dinamômetros comerciais, como o Lafayette, também estejam disponíveis no mercado, o JAMAR é o mais utilizado por profissionais da saúde devido à sua confiabilidade e ampla validação científica (Mutalib *et al.*, 2022).

No contexto da medição das forças exercidas pelo punho, não há dinamômetros comerciais com a mesma relevância e padronização que os dinamômetros de flexão dos dedos. Essa lacuna evidencia a importância de se envidar esforços no desenvolvimento de dinamômetros que possam mensurar as forças exercidas pelo punho, que é o foco deste trabalho.

Dinamômetros projetados para medir as forças exercidas pelo punho podem contribuir de forma significativa para o processo de reabilitação física das mãos, no monitoramento da recuperação do paciente após lesões ou cirurgias, além de contribuírem para o planejamento de programas de exercícios e terapias. A avaliação da força e da estabilidade durante a execução de tarefas motoras finas, como demonstrado por Almuklass *et al.* (2016), pode ser um indicativo do desempenho funcional do punho e da mão, reforçando a importância de medições precisas para acompanhamento clínico e biomecânico.

1.1 ESTADO DA ARTE

Alguns trabalhos apresentaram o uso de dinamômetros e sensores utilizados para medir as forças exercidas pelo punho com avanços significativos nesta área de pesquisa.

Hallbeck (1994) implementou um dinamômetro com uma estrutura para medir as forças de flexão e extensão do punho, que consiste em um dispositivo que estabiliza o antebraço com placas ajustáveis para alinhar o punho e servir como suporte ao transdutor de força para se realizar a medição das forças exercidas pelo

punho. Concluiu que o gênero, a posição do punho e a direção da força (extensão ou flexão) influenciam significativamente a força gerada pelo punho.

Decostre *et al.* (2015) descreveram um dispositivo chamado MyoWrist, para medir o torque isométrico em flexão e extensão do punho. Utilizou uma célula de carga comercial e apresentou a medida do torque em um indicador programável. O dispositivo mostrou-se confiável para medir o torque em indivíduos saudáveis e em pacientes com fraqueza muscular.

O único trabalho que utilizou inteligência artificial foi apresentado por Atoufi *et al.* (2014), no qual implementaram um sistema de medição de força de extensão e flexão do punho, além do sinal de eletromiografia. Utilizaram inteligência artificial e redes neurais para estimar forças a partir de sinergias musculares. O estudo demonstrou a eficácia da abordagem em próteses mioelétricas.

Grasse *et al.* (2019) desenvolveram um dispositivo, com peças da estrutura fabricadas em impressora 3D, para montagem dos sensores, encoder rotativo para medir ângulo de movimento, e célula de carga comercial para medir torque de extensão e flexão do punho, com foco em indivíduos com lesão medular cervical. O dispositivo foi caracterizado e validado com dispositivos comerciais, apresentando confiabilidade na avaliação da mão.

Apesar dos avanços alcançados, os sistemas apresentam algumas limitações, como a restrição do uso em ambientes laboratoriais. Os dispositivos mencionados não apresentaram integração com sistemas computacionais modernos para análise da medição em tempo real. Estudos como o de Lawrence *et al.* (2008) avaliaram forças dos dedos e torques do punho no contexto de neuropróteses multicanais, demonstrando o potencial dessas tecnologias para aprimorar a funcionalidade da mão e possibilitar novas abordagens na reabilitação motora. Ainda assim, existe pouca exploração de inteligência artificial nos artigos.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Implementar um sistema dinamométrico como um dispositivo que mede as forças de flexão e extensão do punho.

1.2.2 Objetivos específicos

- Realizar uma revisão da literatura de trabalhos que envolvam a construção de dispositivos que medem as forças de flexão e extensão do punho;
- Modelar e produzir componentes mecânicos da estrutura do dinamômetro proposto;
- Realizar a validação do dispositivo com base em pesos conhecidos;
- Implementar uma interface para medição e registro das forças do punho ao longo do tempo.
- Realizar um estudo piloto com pessoas saudáveis para medir as forças do punho.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nesta seção é apresentada uma revisão da literatura focada em estudos que sustentam a implementação de dinamômetros para medir as forças de extensão e flexão do punho. A partir da análise destes estudos, foram identificadas lacunas e oportunidades que possibilitam a proposição de soluções inovadoras na concepção desses dispositivos. Como exemplo, destaca-se o desenvolvimento de instrumentos especificamente projetados para a medição precisa das forças extensora e flexora do punho.

Adicionalmente, esta revisão possibilitou não apenas examinar o estado da arte das tecnologias atualmente disponíveis, mas também identificar caminhos para a integração de inovações. Essas inovações têm o potencial de aprimorar tanto a funcionalidade quanto a aplicabilidade dos dispositivos no contexto da medição e análise biomecânica, ampliando suas possibilidades de uso em diversas áreas.

2.1 ETAPAS DA REVISÃO

Este trabalho tem como objetivo implementar um equipamento inovador, que possibilite medir com precisão e acurácia as forças de extensão e flexão do punho.

Para atingir esse objetivo, foi realizada uma revisão de literatura, tendo como meta investigar e compreender o que tem sido pesquisado e implementado com relação a instrumentos projetados para mensurar as forças de extensão e flexão do punho.

A busca de informações foi feita nas bases PubMed, *IEEE Xplore*, *Web of Science* e Scopus, tendo o inglês como idioma principal.

O principal objetivo da pesquisa foi verificar os tipos de sensores e circuitos eletrônicos utilizados, como foi preparada a estrutura para o protótipo, quais interfaces foram utilizadas e se houve inteligência artificial aplicada.

É importante se obter conhecimento sobre quais sensores são mais utilizados, os tipos de população estudadas, os procedimentos utilizados para a coleta de dados e as forças máximas de extensão e flexão do punho medidas nos estudos encontrados.

Os termos de busca utilizados em pesquisas avançadas em cada uma das bases citadas foram: (wrist AND flexion AND extension AND hand AND strength) OR

(wrist AND force measurement AND strength) OR (wrist AND strength AND device AND measurement) OR (test AND system AND clinical AND wrist AND dynamic AND hand) OR (wrist AND load cell AND measurement).

A data de acesso aos periódicos foi 20 de outubro de 2023, obtendo-se para cada base: 1883 resultados no PubMed, 834 no *Web of Science*, 65 na *IEEE Xplore* e Scopus, e 1312 resultados na plataforma Scopus, totalizando 4029, que passaram na primeira etapa da revisão sistemática, que é a busca com os termos de busca definidos e na qual uma parcela dos dados se encontrava repetido nas bases.

Após esta etapa, na segunda etapa, foram selecionados os artigos pelo texto contido no título e resumo de cada artigo, verificando se o trabalho aborda a construção de um dispositivo que mede as forças de extensão e flexão do punho.

Logo em seguida, uma nova filtragem dos trabalhos foi realizada, via leitura na íntegra de cada artigo, em que se verificou se o trabalho aborda construção de um dispositivo que mede as força de extensão e flexão. Como resultado desta etapa, restaram no final 12 artigos.

Nas Tabelas 1, 2 e 3, que são tabelas de extração de dados dos artigos selecionados, são apresentadas informações contidas nos artigos que foram selecionados na revisão de literatura mencionada, e que serviram de base para a pesquisa descrita nesta tese.

Em seguida, são descritos os artigos que satisfizeram os critérios mínimos de alinhamento com os objetivos da pesquisa e que estão contidos nos quadros 1, 2 e 3, como a relevância dos métodos e as tecnologias utilizadas. Os artigos que não atenderam a esses critérios foram excluídos da análise final, que foi realizada por leitura na íntegra de cada artigo selecionado na fase anterior da revisão.

Essa revisão sistemática possibilitou estabelecer uma base sólida para o desenvolvimento do dispositivo proposto e compreender o que foi desenvolvido em relação a construção de dispositivos que medem força de flexão e extensão do punho. Com isso, ao identificar tendências tecnológicas e desafios existentes, é possível ter uma base para o desenvolvimento de um novo dispositivo, buscando oportunidades para inovação no campo da medição das forças de extensão e flexão do punho.

Tabela 1 – Artigos selecionados/parte 1

Número/Autor/ Ano/Título	Material de construção	Tipo de sensor/célula de carga	Controle/Processam ento	Circuito de condicionamento
1/ HALLBECK, M. S./ 1994/ Flexion and extension forces generated by wrist-dedicated muscles over the range of motion	Estrutura metálica com acolchoamento para estabilização do antebraço. Placas ajustáveis para alinhamento do punho e suporte dos transdutores de força	Célula de carga comercial (LeBow, modelo 3397)	Dados processados em tempo real por sistema de aquisição de dados comercial (Metrabyte) e armazenados em computador	Sinais amplificados e convertidos para digital
2/ DUMONT, Charles E. et al./ 2006/Dynamic force-sharing in multi-digit task	Possui cinco sensores comerciais de força (ELFM- B1, Entran Devices, Fairfield, NJ, USA) alojados em carcaças de alumínio personalizadas, fixados a um cilindro oco. Um codificador absoluto comercial (Novotechnik, Ostfildern, Alemanha) registra a posição angular do punho	Sensores comerciais de força ELFM-B1 com faixa de força de 125 N e resolução de 0,1 N	Software baseado em Labview para coletar e processar os dados	Não menciona
3/ MORSE, Jonathan L. et al./ 2006/Maximal dynamic grip force and wrist torque: the effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle	Dinamômetro isocinético composto de alça cilíndrica, duas células de carga comerciais em miniatura, uma célula de carga comercial tipo S e um servomotor DC comercial (Electro-Craft, 652-501-205) para controle de ângulo e velocidade	Duas células de carga comerciais em miniatura (Honeywell Sensotec, 13/2244-06- 10) para medição da força de preensão e uma célula de carga comercial tipo S (Omega Engineering, LCB-200) para medição do torque do pulso	Cartões A/D e D/A comerciais (Keithley, KPCI-1800) e o software TestPoint (Capital Equipment) foram usados para controle de velocidade angular, medição de ângulo por meio de um potenciômetro e medição da saída da célula de carga a 50 Hz por canal	Conversores analógico- digital e digital-analógico
4/ RASCHNER, C. et al. /2010/ An isometric hand tester: quantifying motor function in the hand	Estrutura de alumínio com tiras de fixação do antebraço e espuma de alta densidade. Strain-gauge montado na estrutura com ajuste de altura regulável	Strain-gauge comercial (U2B, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Alemanha)	Labview exibe força em gráficos e tabelas com dados registrados em Newtons em função do tempo	Conversor analógico- digital comercial (Spider8, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Alemanha) foi usado para adquirir dados do strain gauge. A taxa de amostragem foi de 200 Hz

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 2 – Artigos selecionados/parte 2

Número/Autor/ Ano/Título	Material de construção	Tipo de sensor/célula de carga	de Controle/Processamento	Circuito de condicionamento
5/ ATOUFI, Bahareh <i>et al.</i> /2014/Toward proportional control of myoelectric prostheses with muscle synergies	Sensor de força comercial (FT-130-10) de alumínio com suporte de mão e EMG de superfície	Sensor de força resistivo (FSR) e eletrodos EMG	Software baseado em Matlab	Não menciona
6/ DECOSTRE, Valérie <i>et al.</i> /2015/Wrist flexion and extension torques measured by highly sensitive dynamometer in healthy subjects from 5 to 80 years	Base de alumínio, suporte em espuma e velcro para estabilizar o antebraço	Célula de carga de torque modelo Scaime DF30-25 Nm	Indicador programável modelo Scaime PAX S.	Condicionamento do sinal com a placa eletrônica Scaime CPJ
7/LA DELFA, Nicholas J. <i>et al.</i> /2015/The interacting effects of forearm rotation and exertion direction on male and female wrist strength	Base de trilho metálico com célula de carga triaxial e alça acolchoada	Célula de carga comercial triaxial de 500 libras (Sensor Development Inc., Lake Orion, MI)	Software Labview.	Não menciona
8/ BEHRENS, Martin <i>et al.</i> /2019/Neuromuscular properties of the human wrist flexors as a function of the wrist joint angle	Suporte de antebraço em um manipulador rotativo vertical junto a um sensor de torque comercial (modelo 9049), eletrodos EMG e de estimulação	Sensor de torque e eletrodos EMG	Processamento dos sinais no Labview	Amplificação, filtragem passa-banda e conversão analógico-digital
9/ GRASSE, Katelyn M. <i>et al.</i> /2019/A suite of automated tools to quantify hand and wrist motor function after cervical spinal cord injury.	Componentes projetados em Solidworks e fabricados em impressora 3D com locais para a montagem dos sensores	Células de carga comerciais de 20 kg (RB-Phi-119) de força isométrica e <i>encoders</i> rotativos comerciais (TRD-S360VD) de ângulo de movimento	Arduíno coleta os dados dos sensores e envia para programa em Matlab para avaliação os dados	Placas de circuito para calibrar e processar sinais dos sensores
10/ BARSS, Trevor S. <i>et al.</i> /2020/ Effects of enhanced cutaneous sensory input on interlimb strength transfer of the wrist extensors.	Suporte de antebraço conectado a um transdutor comercial de força Sensor Gamma (Modelo FT06598) e eletrodos EMG.	Transdutor comercial de força e eletrodos de EMG	Labview para aquisição e processamento de dados.	Pré-amplificação, filtragem e conversão analógico-digital

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 3 – Artigos selecionados/parte 3

Número/Autor/ Ano/Título	Material de construção	Tipo de sensor/célula de carga	Controle/Processamento	Circuito de condicionamento
11/ BINDER-MARKEY, Benjamin I.; MURRAY, Wendy M.; DEWALD, Julius PA./ 2021/Passive properties of the wrist and fingers following chronic hemiparetic stroke: Interlimb comparisons in persons with and without a clinical treatment history that includes botulinum neurotoxin. /	Dispositivo de suporte da mão com sensor de torque passivo para capturar força, em incrementos de 15 graus de rotação da mão e eletrodos EMG	Sensor de torque passivo e eletrodos de EMG	Software Spike2 para coletar e digitalizar os dados analógicos de torque e EMG. Análise estatística com SPSS	Unidade comercial de aquisição de dados (modelo CED Micro 1401 MkII, Cambridge Electronic Design, Cambridge, Reino Unido) que digitaliza os dados analógicos de torque e EMG
12/ CHIMERA, Nicole J.; HOLMES, Michael WR; GABRIEL, David A./2021/Anthropometrics and electromyography as predictors for maximal voluntary isometric wrist torque: considerations for ergonomists.	Dispositivo customizado de suporte de braço e mão, com células de carga (JR3 Inc., Woodland, CA) acopladas para medir o torque isométrico em um eixo de rotação próximo ao punho e eletrodos EMG	Células de carga e eletrodos EMG.	Os sinais de força e EMG foram digitalizados a 2048 Hz usando o software DASYLab (DASYTEC National Instruments, Amherst, NH). Os dados processados pelo Matlab	Pré amplificador e filtro comercial modelo Grass P511 (Astro-Med, Inc.)

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.1.1 Primeiro artigo

O objetivo de Hallbeck (1994) consistiu em analisar as forças de flexão e extensão que são realizadas pelos músculos do punho, considerando fatores que envolviam a posição do punho, o sexo do voluntário e qual a direção da força.

Nesse estudo participaram 60 indivíduos destros com idades entre 20 e 30 anos que utilizaram o dispositivo FEFMA para mensurar a força realizada em diferentes posições do pulso.

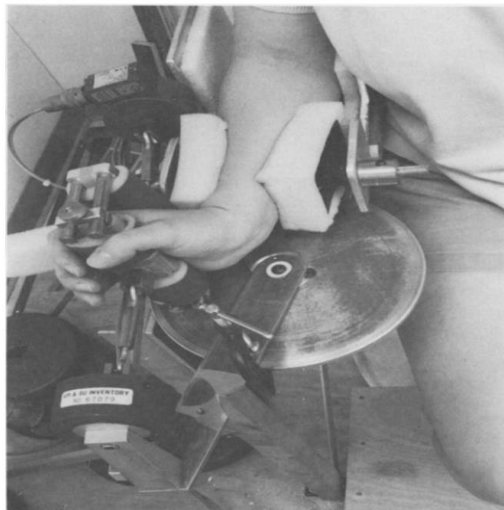
Os resultados estatísticos demonstraram que o sexo, a posição do punho e, principalmente, a direção em que a força foi aplicada, influenciaram na obtenção dos valores gerados para as forças estáticas. Como era de se esperar, os voluntários masculinos exerceram maiores valores de forças que as mulheres. Os valores das forças de flexão foram maiores que os das forças de extensão.

O principal componente utilizado no trabalho foi o aparelho de medida de força de flexão-extensão (*flexion-extension force measurement apparatus*) FEFMA, que possui um dispositivo que estabiliza o antebraço, e realiza a medição dos grupamentos musculares do punho de maneira isolada, removendo interferências que poderiam vir dos músculos dos dedos.

Na Figura 3, mostra-se a aplicação do dispositivo em um experimento, indicando um punho posicionado no padrão correto.

Foram testadas diferentes posições do punho, havendo incrementos com amplitude de 15 graus para alcançar toda a amplitude de movimento de cada indivíduo. Dessa forma, uma metodologia consistente foi estabelecida com uma influência mínima de variáveis externas, como por exemplo a fadiga muscular.

Figura 3 – Fotografia do aparato FEFMA.



Fonte: Hallbeck (1994).

O valor médio das forças de flexão obtidas com o aparelho foi 62,09 N e o das forças de extensão foi de 52,73 N. O valor médio das forças de extensão foi 84,9% das forças de flexão.

Os valores de força obtidos na posição flexionada foram maiores do que na posição neutra ou estendida. O padrão de forças exercidas pelos homens e mulheres foi similar, sendo o valor médio da força das mulheres equivalente a aproximadamente 74% da força dos homens.

Era esperado que a força máxima fosse obtida na posição neutra, contudo o valor máximo foi obtido na posição flexionada.

Essa diferença indica que características anatômicas como, por exemplo, o comprimento do tendão e o comprimento do braço influenciam no torque gerado.

Os resultados mostram que existe necessidade de mais pesquisas com o objetivo de verificar interações como a posição do punho e a direção da força e qual é seu impacto na ergonomia e no projeto do equipamento.

2.1.2 Segundo artigo

Neste trabalho, para Dumont *et al.* (2006), a preensão dinâmica das mãos implica coordenação motora sofisticada. A maior parte do conhecimento sobre sinergias motoras usadas na preensão é deduzida de experimentos baseados em preensão de precisão estática. Este experimento teve como objetivo entender melhor os mecanismos de compartilhamento de força dos dedos em uma tarefa de mão ativa e dinâmica sob condições de esforço repetitivo.

Para a metodologia do trabalho, uma tarefa, executada por vários dedos, consistindo em segurar um cilindro com as pontas dos dedos, na qual o polegar e o dedo se opunham, foi investigada durante o movimento cíclico repetitivo de extensão e flexão unidirecional do punho. As forças dos dedos e do polegar e a posição angular do punho foram registradas simultaneamente durante o movimento repetitivo do punho contra uma carga de 0,3–0,6 N.m em 10 adultos saudáveis.

Em relação às descobertas do trabalho, os torques de carga atuando durante os movimentos do punho produziram aumentos em fase das forças do polegar e do dedo com a extensão do punho e a flexão do punho, respectivamente. As forças dos dedos aumentaram proporcionalmente com a carga aplicada. O aumento alternado das forças do polegar e do dedo mudou instantaneamente no final das fases de flexão e extensão do movimento, respectivamente.

Seis sujeitos usaram predominantemente o dedo indicador, dois o dedo médio, um o dedo anular e o restante usou o dedo mínimo durante a flexão do punho contra 0,6 N m para executar uma tarefa. As variações entre as forças individuais dos dedos foram negativamente correlacionadas durante a fase de velocidade rotacional constante da flexão do punho. A utilização do método estatístico ANOVA de medidas repetidas revelou que a porcentagem da contribuição individual dos dedos para a força total dos dedos variou significativamente durante a

flexão do punho ($P < 0,0001$) e entre os ciclos de flexão do punho ($P < 0,0001$) em cada sujeito.

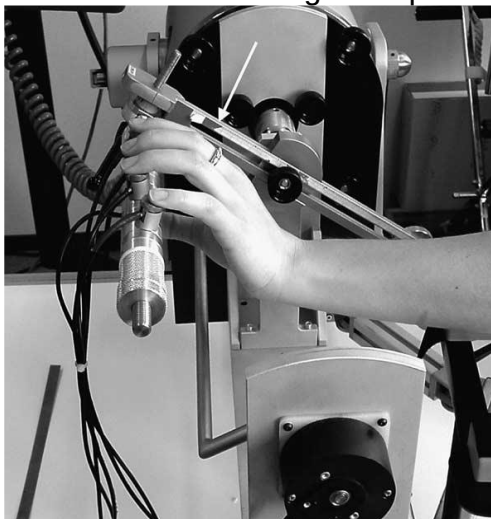
As variações no compartilhamento de força dos dedos entre os ciclos não foram necessárias por atividades dependentes da tarefa, pois a tarefa era idêntica.

Essas descobertas indicaram que a coordenação motora de tarefas repetidas com vários dedos possibilitou soluções redundantes no compartilhamento de força dos dedos.

A variação do compartilhamento de força pode refletir um princípio de intervenção mínima do sistema nervoso central, controlando apenas os parâmetros direcionados a objetivos e pode ajudar a prevenir a fadiga muscular em tarefas repetitivas, por meio da modulação da atividade em músculos com vários dedos.

A Figura 4 mostra uma foto do aparato experimental utilizado.

Figura 4 – Foto da montagem experimental



Fonte: Dumont *et al.* (2006).

Montagem experimental: as localizações dos sensores de força podiam ser adaptadas para qualquer tamanho da mão. A posição do punho, e as forças exercidas pelos dedos e pelo polegar, eram registradas simultaneamente.

2.1.3 Terceiro artigo

O objetivo desta pesquisa, desenvolvida por Morse *et al.*, (2006) foi examinar os efeitos do gênero, direção do esforço, velocidade angular e ângulo do punho na

força de preensão simultânea e torque do punho sob a condição isocinética, conforme estrutura apresentada na Figura 5.

O estudo usou 20 participantes (10 homens e 10 mulheres) e incluiu 6 velocidades angulares (15, 30, 45, 60, 75 e 90 °/s) e 2 direções de esforço do punho (flexão e extensão) ao longo da amplitude de movimento do punho de 70° flexão a 60° extensão em incrementos de 5°.

Semelhante a outros estudos, os homens e o esforço de flexão produziram forças maiores do que as mulheres e o esforço de extensão, respectivamente.

No entanto, as maiores forças foram geradas quase na flexão extrema do punho e a variável dependente da velocidade angular não foi praticamente significativa. Esses resultados podem contribuir para a avaliação de síndromes de trauma cumulativo, mas há necessidade de mais pesquisas sobre as medidas dinâmicas do complexo da mão e do punho e de desenvolvimento de padrões para medição de força dinâmica.

Figura 5 – Foto da montagem experimental do dinamômetro.



Fonte: Morse *et al.* (2006).

2.1.4 Quarto artigo

O trabalho desenvolvido por Raschner *et al.* (2010) tem como objetivo desenvolver e avaliar um testador de mão isométrico visando medir múltiplos parâmetros de força dos músculos da mão.

Dezenove homens e 22 mulheres participaram de um primeiro estudo e 17 homens foram testados em um segundo.

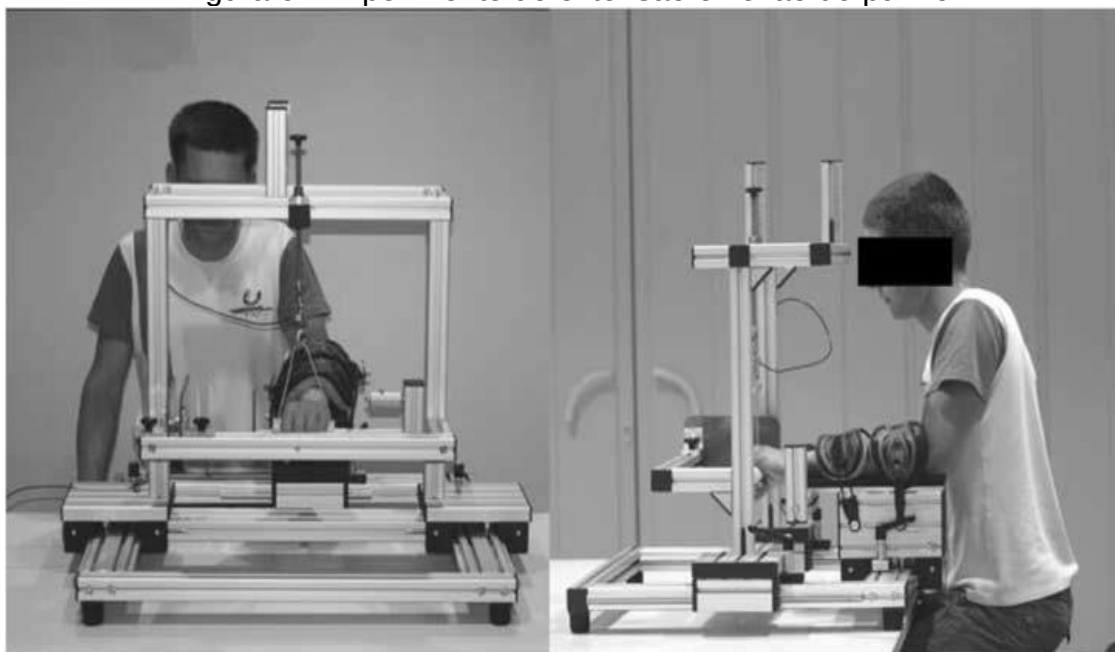
Cinco testes diferentes foram desenvolvidos: flexão do punho, extensão do punho, flexão da articulação metacarpofalângica, adução do polegar e flexão da articulação interfalângica proximal e distal.

A confiabilidade foi testada com um coeficiente de correlação intraclasse para medidas únicas. Quando os resultados de homens e mulheres foram analisados separadamente, todos os testes, exceto flexão da articulação metacarpofalângica e adução do polegar, produziram coeficientes de correlação intraclasse maiores que 0,7.

A combinação dos gêneros resultou em coeficientes de correlação intraclasse maiores que 0,9, exceto para flexão da articulação metacarpofalângica e adução do polegar.

Após ajustes, os coeficientes de correlação intraclasse para flexão da articulação metacarpofalângica e adução do polegar ficaram entre 0,70 e 0,83 no segundo estudo. Os novos testes isométricos de mão melhoraram a medição da força muscular intrínseca e extrínseca da mão. A Figura 6 apresenta a estrutura de medição.

Figura 6 - Experimento de extensão e flexão do punho



Fonte: Raschner *et al.* (2010).

2.1.5 Quinto artigo

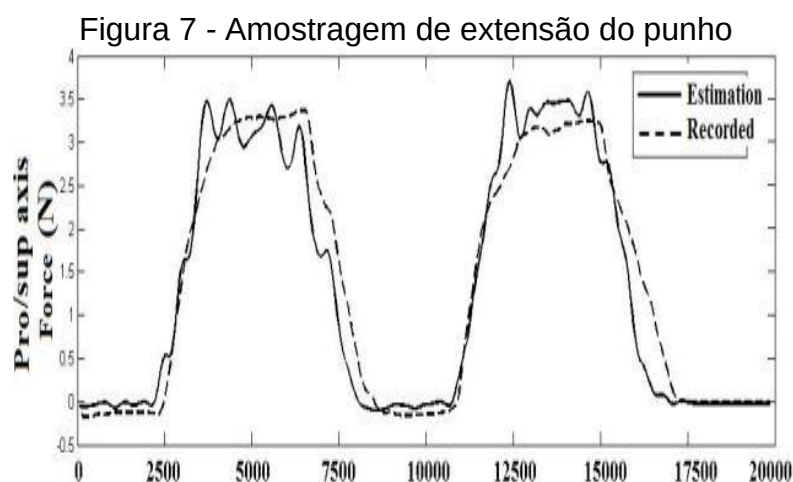
No artigo de Atoufi *et al.* (2014) foi investigada a utilização de sinais eletromiográficos para o controle de próteses, por meio de sensores mioelétricos.

Com esta finalidade, analisaram o grau de complexidade para o controle motor em equipamentos que simulam movimentos ergonômicos de punho e mão.

O foco da pesquisa está em identificar os impulsos utilizados para enviar comandos motores durante a realização de atividades, podendo ser utilizado para estimar a força em relação a formas mais consolidadas, por meio de valores médios absolutos. Os sinais de EMG foram coletados em 12 músculos do antebraço dos oito participantes, e através desses dados os pesquisadores verificaram sua aplicação em tarefas que tem múltiplos graus de liberdade, considerando as forças com diferentes magnitudes.

Nos métodos utilizados além da coleta de dados de EMG também foi realizada a aquisição das forças desenvolvidas pelos movimentos do punho por meio de um suporte de mão personalizado que tinha incorporado o dinamômetro (Gamma FT-130-10) tendo, como principal objetivo, registrar e fornecer realimentação aos participantes sobre o nível de ativação em cada atividade.

Como se desejava prever, por meio de um algoritmo desenvolvido, qual seria a força exercida, os dados da sinergia mostraram que seis ou sete são suficientes para explicar 90 % da variância. Ao se aproveitar os sinais neurais provenientes dessas sinergias como banco de dados para uma rede neural artificial, foi possível realizar o treinamento demonstrado na Figura 7.



Fonte: Adaptado de Atoufi *et al.* (2014).

Foram obtidos resultados que mostraram que o uso de sinergias musculares superou os MAVs em relação a precisão na estimativa de forças, principalmente em cenários mais desafiadores com múltiplos graus de liberdade (multiple-degree-of-freedom - DoF).

Assim após realizarem treinamentos com um único DoF (1-DoF) foi possível prever as forças em tarefas com dois DoFs (2-DoFs), sendo os resultados processados estatisticamente e obtendo um bom valor para o coeficiente R^2 .

A equipe da pesquisa chegou à conclusão de que as sinergias musculares possui um potencial considerável para a melhoria do controle da proporcionalidade em próteses mioelétricas. Além disso a estimativa de força por meio desse método permite a aplicação dessa técnica em tarefas não treinadas para controlar sistemas em menor escala, diminuindo assim a complexidade computacional e aperfeiçoando a funcionalidade das próteses.

2.1.6 Sexto artigo

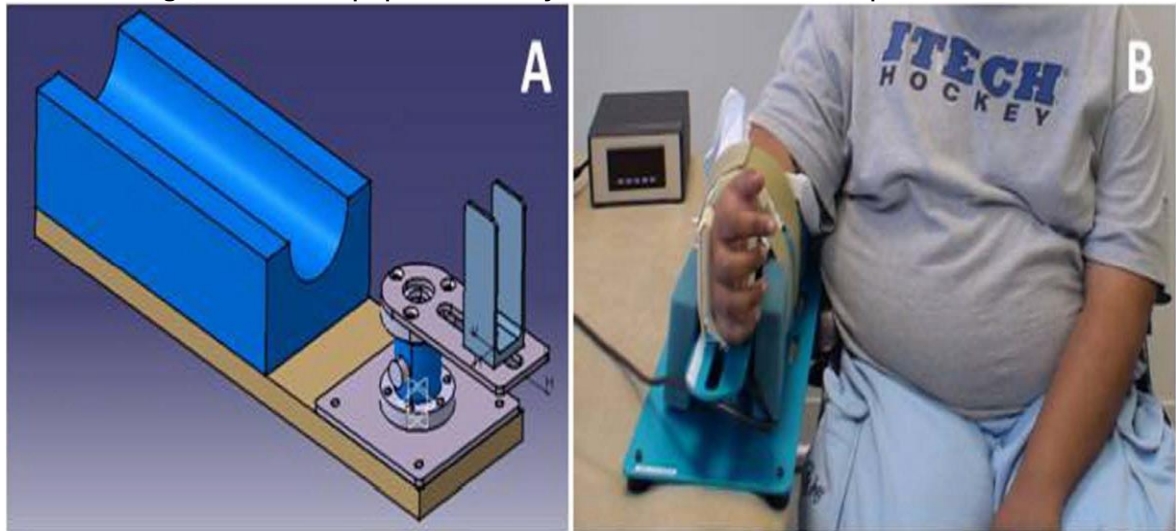
Decostre *et al.* (2015) abordam em seu trabalho a relação de medição do torque realizado no movimento de flexão e extensão do punho em voluntários saudáveis com idade entre 5 e 80 anos adicionando também a participação de pacientes que possuem distrofia muscular na cintura tipo 2C (LGMD2C), utilizando para isso o dinamômetro MyoWrist.

O dispositivo desenvolvido tem o objetivo de fornecer medições sensíveis e confiáveis, com a capacidade de se ajustar a diferentes tamanhos dos membros superiores e tipos de deformidades, como por exemplo contraturas.

A pesquisa, em sua introdução, destacou a importância do desenvolvimento de ferramentas precisas que possam avaliar a progressão de doenças e a eficácia dos tratamentos realizados em pacientes que possuem distúrbios neuromusculares, tendo como principal foco o estabelecimento de normalização de forças e a validação de modelos que simulem as forças geradas.

O método utilizado nessa pesquisa envolveu avaliação de 345 indivíduos saudáveis e 9 pacientes com LGMD2C. O processo de medição foi realizado com o equipamento MyoWrist, que possibilita o posicionamento do antebraço na horizontal, tendo um suporte no formato de “U”, garantindo assim uma estabilidade e alinhamento na execução dos movimentos, como indicado na Figura 8.

Figura 8 - A: Equipamento MyoWrist. B: Voluntário posicionado.



Fonte: Decostre *et al.* (2015).

A medição com o equipamento focou em obter o resultado do torque isométrico em relação ao movimento de flexão e de extensão em diferentes condições, como no caso do voluntário estar posicionado como no caso da Figura 2.

No caso desse estudo, foi realizada uma análise comparando com o estudo realizado por Hallbeck (1994), acrescentando as características antropométricas dos participantes e indicando quais foram as variações significativas de força em relação a idade, altura, circunferência do antebraço e sexo.

Ao se analisar os resultados, constatou-se que o torque para o movimento de flexão do punho foi 40% maior do que o de extensão.

A força máxima foi obtida com os voluntários masculinos da faixa etária jovem.

Com esses dados os pesquisadores desenvolveram modelos que prediziam o torque se baseando na combinação de atributos físicos como idade, altura e o sexo para os adultos. Esses modelos obtiveram bons resultados, quando analisado os altos valores obtidos para o coeficiente (R^2), principalmente para o grupo infantil, destacando uma boa capacidade de predição do algoritmo.

Em sua conclusão, os pesquisadores descaram a confiabilidade que o equipamento MyoWrist obteve, principalmente por meio dos coeficientes de correlação intra-avaliador que se manteve acima de 0,9, tanto para a flexão como para a extensão.

Além disso o dispositivo mostrou que pode ser utilizado tanto pelo grupo saudável como pelo grupo com fraqueza muscular significativa (LGMD2C). Para esses pacientes os resultados obtidos indicaram que eles possuem um déficit de força de até 75% quando comparados com os que seria previsto por meio do algoritmo.

Por fim os autores sugerem a utilização do MyoWrist como uma alternativa portátil e econômica para o desenvolvimento de outros estudos clínicos.

2.1.7 Sétimo artigo

Este artigo de LA Delfa *et al.* (2015) buscou estudar os efeitos interativos da rotação do antebraço e da direção do esforço na força do punho masculino e feminino e a Figura 9 apresenta o aparato.

Figura 9 – Aparato experimental



Fonte: LA Delfa *et al.* (2015).

A estimativa precisa da força do punho é um componente importante da avaliação de tarefas ergonômicas, pois a grande maioria das tarefas ocupacionais envolve o uso das mãos para gerar forças e momentos.

O objetivo deste estudo foi examinar os efeitos interativos da rotação do antebraço (pronação/supinação) e da direção do esforço do punho na força da articulação do punho em homens e mulheres.

Um total de 24 participantes homens e mulheres realizaram esforços isométricos máximos do punho, mantendo uma postura de punho não desviada (sem flexão/extensão ou desvio radial/ulnar) e uma mão aberta.

Os momentos máximos do punho foram obtidos em combinações de três rotações do antebraço (pronação de 90, neutro, supinação de 90) e quatro direções de esforço (flexão, extensão, desvio radial e ulnar).

Um efeito maior da rotação do antebraço foi observado para os homens, pois a força na postura neutra do antebraço foi significativamente diferente das posturas pronadas e supinadas em 5 de 8 comparações.

Para as mulheres, tanto a força de flexão quanto a força de extensão do punho foram maiores em posturas neutras, em comparação com as posturas supinadas do antebraço.

As descobertas deste estudo sugerem que a força do punho depende da rotação do antebraço, e essa interação entre os eixos precisa ser contabilizada em futuras estimativas de capacidade de força.

Em relação a relevância para a indústria, este estudo mostra que as estimativas de força do punho, atualmente usadas por pacotes de software de ergonomia na indústria, podem ser melhoradas para refletir com mais precisão as capacidades reais de força do punho dos trabalhadores durante tarefas que exigem muita força das mãos.

2.1.8 Oitavo artigo

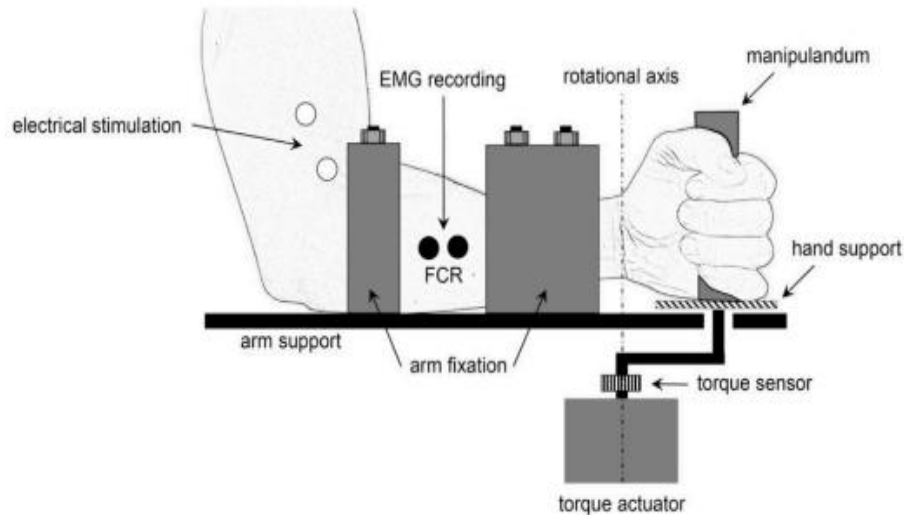
Neste artigo de Behrens *et al.* (2019), a dependência do ângulo da articulação da ativação voluntária e das propriedades de contração foi investigada para vários músculos esqueléticos humanos.

No entanto, embora eles desempenhem um papel fundamental na função da mão e possuam um controle neural único em comparação aos músculos que cercam outros complexos articulares, pouco se sabe sobre os flexores do punho inervados pelo nervo mediano.

As contrações isométricas voluntárias e eletricamente evocadas dos flexores do punho foram analisadas em três ângulos da articulação do punho (extensão: -30° , neutro: 0° , flexão: 30°) para quantificar a dependência do ângulo da articulação de (i) ativação voluntária (avaliada por meio de estimulação nervosa periférica e

eletromiografia [EMG]), (ii) torques de contração não potencializados e (iii) torques de contração potencializados. O aparato experimental utilizado é ilustrado na Figura 10 .

Figura 10 – Representação do aparato experimental



Fonte: Behrens *et al.* (2019).

O torque voluntário máximo foi menor na extensão em comparação com o neutro e a flexão. Embora a ativação voluntária tenha sido geralmente alta, os dados indicam que a ativação voluntária dos flexores do punho inervados pelo nervo mediano foi menor e a razão antagonista-agonista-1 EMG foi maior com a articulação do punho em flexão em comparação com a extensão.

O pico de torque de contração, a taxa de desenvolvimento do torque de contração e o tempo de meio relaxamento da contração aumentaram, enquanto o atraso eletromecânico diminuiu da flexão para a extensão para os torques de contração não potencializados.

A potencialização induzida pela atividade aboliu parcialmente essas diferenças e foi maior nos flexores curtos do que nos longos do punho. Diferentes entradas excitatórias e inibitórias dependentes do ângulo para os centros espinhais e supra espinhais podem ser responsáveis pela ativação alterada dos músculos do punho investigados.

Mecanismos potenciais foram discutidos e podem ter operado em conjunto para aumentar a rigidez da articulação do punho flexionada.

As diferenças nas propriedades de torque de contração provavelmente estavam relacionadas a alterações dependentes do ângulo nas propriedades

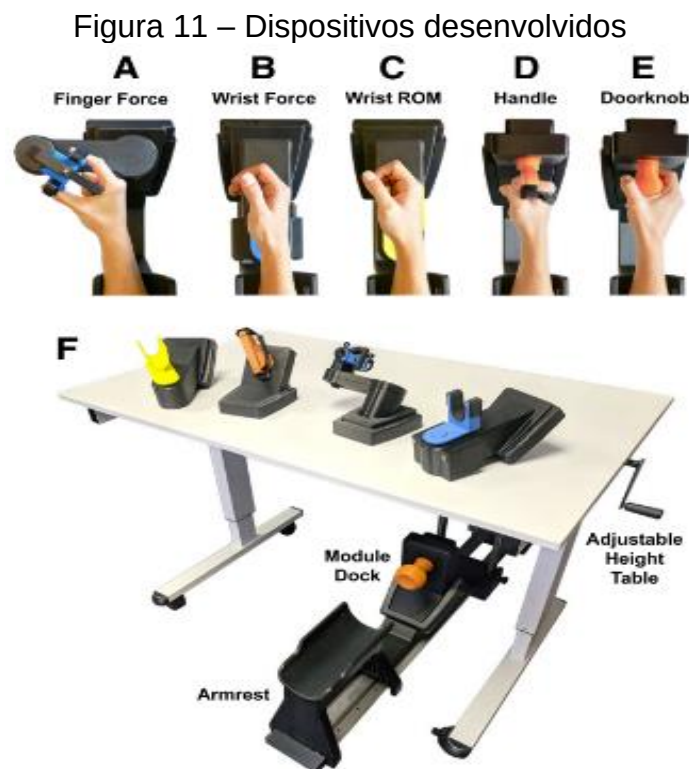
elásticas da série, interação actina-miosina, sensibilidade ao Ca^{2+} e fosforilação das cadeias leves reguladoras da miosina.

Os resultados do presente estudo fornecem informações valiosas sobre a contribuição das propriedades neurais e musculares para mudanças nas capacidades de força dos flexores do punho em diferentes ângulos da articulação do punho.

Esses dados podem ajudar a entender a função normal do punho, que é um primeiro passo na determinação dos mecanismos subjacentes aos distúrbios musculoesqueléticos e no fornecimento de recomendações para a restauração da função musculoesquelética após lesões traumáticas ou por uso excessivo.

2.1.9 Nono artigo

Neste artigo de Grasse *et al.* (2019), buscou apresentar ferramentas automatizadas para quantificar a função motora da mão e do punho após lesão da medula espinhal cervical. Os dispositivos desenvolvidos são apresentados na Figura 11.



Fonte: Grasse *et al.* (2019).

A lesão da medula espinhal cervical (LMEc) frequentemente causa incapacidade crônica dos membros superiores. A medição confiável da função do braço é essencial para o desenvolvimento de terapias para melhorar a recuperação após a LMEc. Neste estudo, relata-se um conjunto de ferramentas de reabilitação automatizadas para permitir uma avaliação quantitativa simples da função motora da mão e do punho.

Foi realizada a medição da amplitude de movimento e a produção de força usando esses dispositivos em participantes com LMEc com uma variedade de incapacidade dos membros superiores e em participantes neurologicamente intactos em dois pontos de tempo separados por aproximadamente 4 meses. Além disso, determinamos se as medidas coletadas com as ferramentas de reabilitação se correlacionavam com avaliações padrão dos membros superiores, incluindo a Avaliação Graduada Redefinida de Força, Sensibilidade e Preensão (GRASSP) e o Teste de Função da Mão de Jebsen (JHFT).

Entre os resultados, descobriu-se que os dispositivos de reabilitação são úteis para fornecer avaliação da função dos membros superiores em unidades físicas, ao longo do tempo, em participantes de LME, e estão bem correlacionados com avaliações padrão.

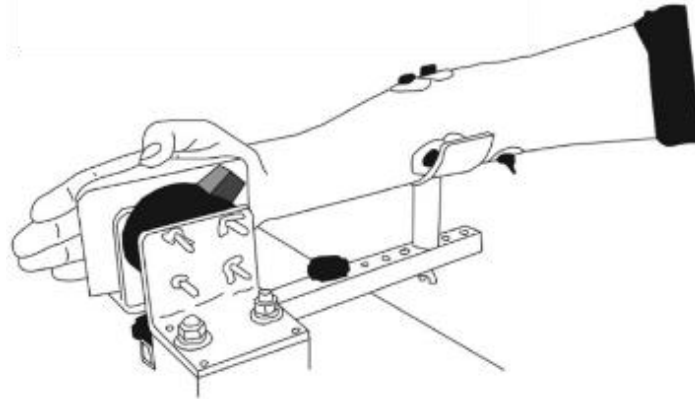
O autor conclui que esses resultados indicam que essas ferramentas representam um sistema confiável para avaliação longitudinal da função dos membros superiores após LMEc e podem fornecer uma estrutura para avaliar a eficácia de estratégias destinadas a melhorar a recuperação da função dos membros superiores.

2.1.10 Décimo artigo

Este estudo de Barss *et al.* (2020), teve como objetivo determinar a contribuição relativa das vias aferentes cutâneas como um substrato para educação cruzada, avaliando diretamente como a estimulação cutânea "aprimorada" altera os ganhos de força ipsilateral e contralateral no antebraço.

O dispositivo desenvolvido é apresentado na Figura 12.

Figura 12 – Ilustração do dispositivo experimental



Fonte: Barss *et al.* (2020).

Vinte e sete participantes destros foram aleatoriamente designados para grupos de treinamento 1 de 3 e completaram 6 séries de 8 repetições 3x/semana por 5 semanas. O treinamento voluntário (TRAIN) incluiu contrações voluntárias máximas unilaterais (MVCs) dos extensores do punho.

A estimulação cutânea (STIM), uma condição de treinamento simulada, incluiu estimulação cutânea (limiar de irradiação 2x; 3 seg; 50 Hz) do nervo radial superficial (SR) no punho.

O treinamento TRAIN + STIM incluiu MVCs dos extensores do punho com estimulação SR simultânea. Duas sessões pré e uma pós-treinamento avaliaram o aumento relativo na produção de força durante MVCs de extensão isométrica do punho, flexão do punho e preensão manual.

A ativação muscular voluntária máxima foi registrada simultaneamente do flexor e extensor radial do carpo. As vias reflexas cutâneas foram avaliadas por meio da estimulação do nervo SR durante contrações ipsilaterais graduadas.

Os resultados indicam que o TRAIN aumentou a produção de força em comparação com o STIM em extensores de punho treinados ($85,0 \pm 6,2$ Nm vs. $59,8 \pm 6,1$ Nm) e não treinados ($73,9 \pm 3,5$ Nm vs. $58,8$ Nm).

Fornecer entrada sensorial 'aprimorada' durante o treinamento (TRAIN + STIM) também levou a aumentos na força no membro treinado em comparação com STIM ($79,3 \pm 6,3$ Nm vs. $59,8 \pm 6,1$ Nm). No entanto, no membro não treinado, nenhuma diferença ocorreu entre TRAIN + STIM e STIM ($63,0 \pm 3,7$ Nm vs. $58,8$ Nm).

Isso sugere que quando a entrada 'aprimorada' foi fornecida independentemente do tempo com contração muscular ativa, a transferência de

força entre membros para os extensores do punho não treinados foi bloqueada. Isso indica que a salva sensorial pode ter interferido na integração de pistas sensório-motoras apropriadas necessárias para facilitar uma transferência entre membros, destacando a importância do feedback cutâneo com tempo apropriado.

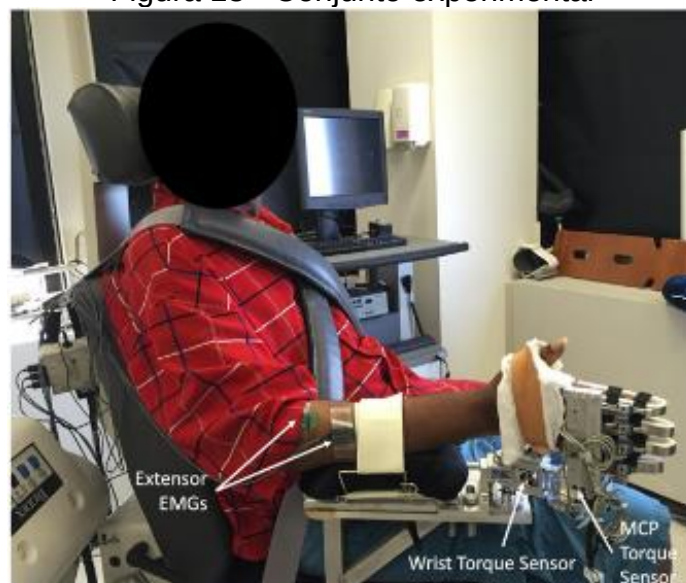
2.1.11 Décimo primeiro artigo

Neste artigo de Markey *et al.* (2021), focou nas propriedades passivas do punho e dedos após acidente vascular cerebral hemiparético crônico. Realizou comparações entre membros em pessoas com e sem histórico de tratamento clínico que inclui neurotoxina botulínica

Deficiências neurais que seguem acidente vascular cerebral hemiparético podem afetar negativamente as propriedades musculares passivas, limitando ainda mais a recuperação. No entanto, fatores como hipertonia, espasticidade e neurotoxina botulínica (BoNT), uma intervenção clínica comum, confundem nossa compreensão das propriedades musculares no acidente vascular cerebral crônico.

O objetivo do trabalho é determinar se as propriedades biomecânicas passivas do músculo são diferentes após ativação muscular alterada e desuso prolongados induzidos por acidente vascular cerebral. A imagem do conjunto experimental é apresentada na Figura 13.

Figura 13 - Conjunto experimental



Fonte: Markey *et al.* (2021).

Em relação ao métodos, torques sobre as articulações metacarpofalângicas e do punho foram medidos em diferentes posturas articulares em ambos os membros de participantes com acidente vascular cerebral hemiparético.

Primeiro, foram avaliados 27 participantes sem histórico de BoNT; as deficiências nas mãos variaram de leves a graves. Posteriormente, sete participantes com histórico de injeções de BoNT foram avaliados. Para mitigar a hipertonía muscular, os torques foram quantificados após um extenso protocolo de alongamento e sob condições que encorajaram os participantes a dormir. EMGs foram monitorados durante a coleta de dados.

Para os resultados, entre os participantes que nunca receberam BoNT, não foram observadas diferenças significativas nos torques passivos entre os membros. Entre os participantes que receberam injeções de BoNT anteriormente, os torques de flexão passiva sobre suas articulações paréticas do punho e dos dedos foram maiores do que seus membros não paréticos (diferenças médias entre membros = $+42,0 \pm 7,6$ SEM Ncm, $+26,9 \pm 3,9$ SEM Ncm, respectivamente), e a amplitude de movimento para extensão passiva dos dedos foi significativamente menor (diferença média entre membros = $-36,3^\circ \pm 4,5^\circ$ SEM; graus).

Como conclusão, os resultados sugerem que deficiências neurais que seguem um acidente vascular cerebral hemiparético crônico não levam a alterações mecânicas passivas nos músculos do punho e dos dedos. Em vez disso, de acordo com estudos em animais, os dados apontam para potenciais efeitos adversos da BoNT nas propriedades musculares passivas após um acidente vascular cerebral, o que justifica uma consideração mais aprofundada.

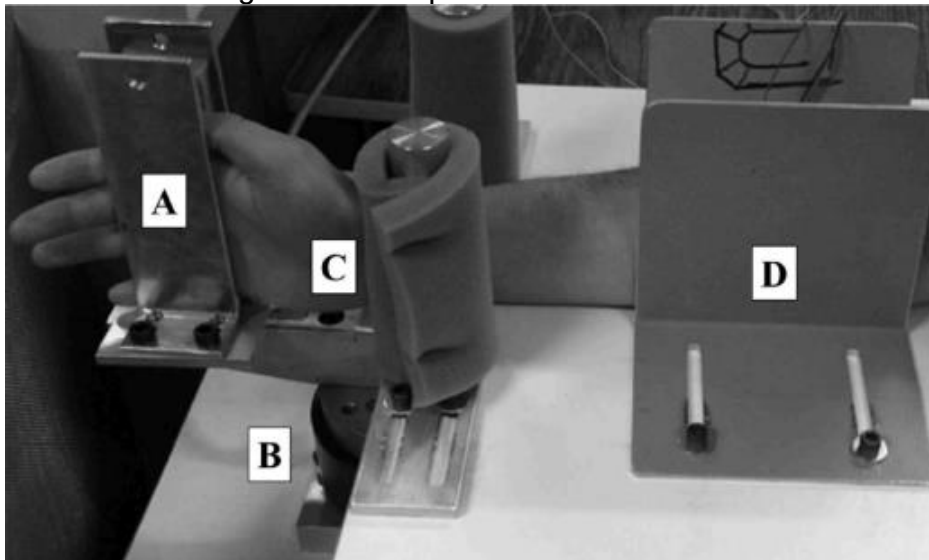
2.1.12 Décimo segundo artigo

Neste artigo de Chimera, Holmes e Gabriel (2021), o objetivo foi avaliar a antropometria e a atividade muscular do antebraço como preditores do torque isométrico máximo do punho. Treze medidas antropométricas, eletromiografia do antebraço do flexor radial do carpo (FCR) e extensor radial do carpo (ECR) e torque isométrico máximo de flexão/extensão do punho foram obtidas de 25 participantes do sexo masculino. Os coeficientes de correlação de Pearson avaliaram as relações entre o pico de torque isométrico e: (1) antropometria, (2) ativação de FCR e ECR, (3) taxas de coativação de antagonista/agonista de FCR/ECR.

Com base em correlações significativas, equações de regressão linear foram desenvolvidas (SPSS v.25; $p < 0,05$). Espessura da mão, circunferência do antebraço e ativação de ECR ou espessura da mão, circunferência do cotovelo, ativação de FCR e peso corporal foram mais altamente correlacionados com torque de extensão ou flexão, respectivamente.

O dispositivo desenvolvido é apresentado na Figura 14.

Figura 14 – Dispositivo desenvolvido



Fonte: Chimera, Holmes e Gabriel (2021).

Espessura da mão, circunferência do antebraço e ativação do ECR ($R^2 = 54,5\%$; $p = 0,001$) e espessura da mão, circunferência do cotovelo, ativação do FCR ($R^2 = 68,3\%$; $p < 0,001$) explicaram variância semelhante nas regressões de torque, assim como a adição do peso corporal às equações de regressão de torque de extensão ($R^2 = 58,0\%$; $p = 0,001$) e flexão ($R^2 = 69,9\%$; $p < 0,001$), respectivamente. As medidas de circunferência, um pseudo para o tamanho do músculo e a amplitude de ativação influenciaram a saída de força do punho mais do que o comprimento do membro ou a coativação.

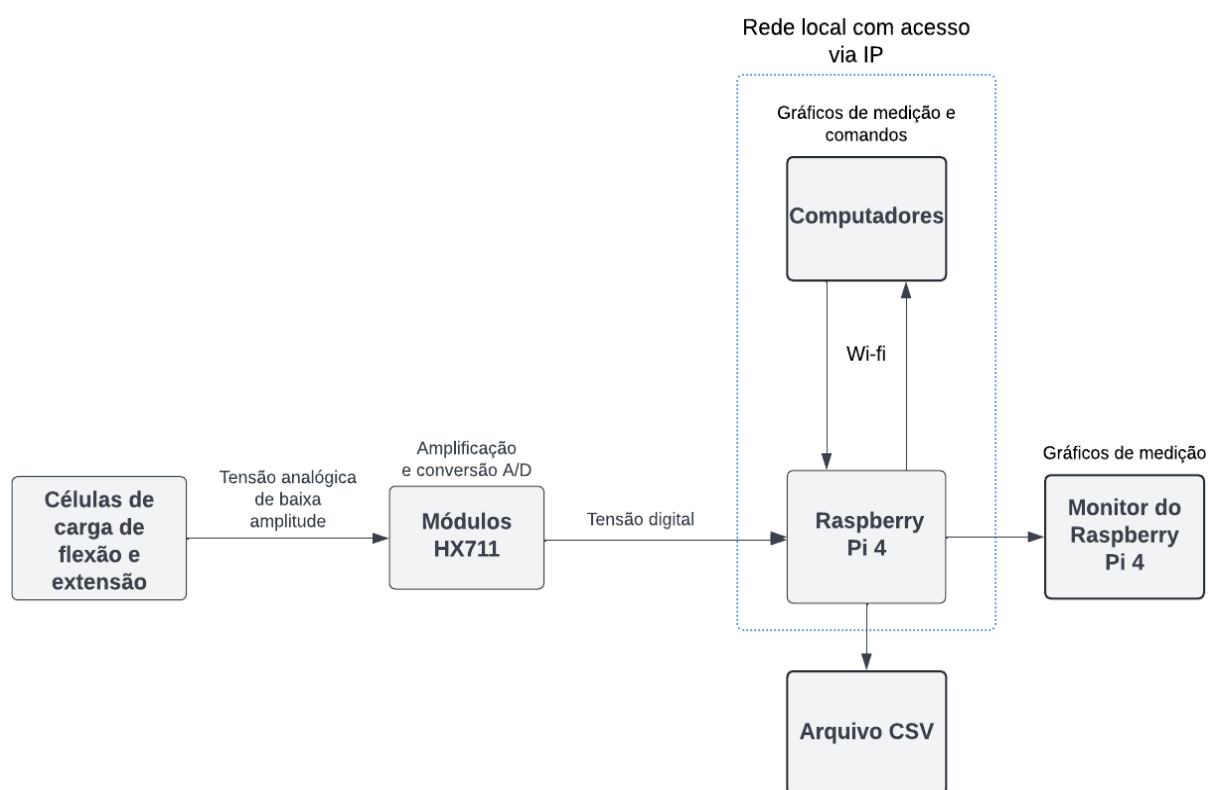
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção é descrito os materiais e métodos utilizados no trabalho, envolvendo as etapas de construção, esquemático do circuito eletrônico, desenho das peças 3D fixadas na mesa de medição e caracterização do sistema.

3.1 VISÃO GERAL DO SISTEMA

O sistema completo é apresentado na Figura 15. Inicialmente, ao lado esquerdo da figura, as células de carga realizam a medição, enviando um sinal analógico de baixa amplitude, proporcional à força aplicada nas células de carga.

Figura 15 – Diagrama esquemático do dinamômetro biomédico de forças do punho



Fonte: Elaborado pelo autor.

As células de carga utilizadas são do tipo viga de flexão, que têm como característica um lado fixo e outro lado móvel onde é aplicada a força. Além disso, segundo os dados do fabricante, são células com capacidade de 20 kg, sensibilidade de $2,0 \pm 0,1$ mV/V, o que assegura uma resposta linear e confiável. Por

serem células de capacidade de 20 kg, a máxima força que elas suportam é 196,2 N, devido à conversão da massa para força em Newtons, que considera a aceleração da gravidade.

De acordo com o fabricante, elas apresentam erro abrangente, repetibilidade e histerese de 0,03%, 0,02% e 0,03%, respectivamente, em relação ao fundo de escala. Adicionalmente, possuem proteção contra interferências eletromagnéticas.

O módulo HX711 recebe o sinal analógico, amplifica e converte em um formato digital, que é então enviado para a Raspberry Pi 4B.

A Raspberry Pi 4B realiza o processamento de acordo com os algoritmos implementados e apresenta os resultados das medições das forças de flexão e extensão em diferentes formas: arquivo CSV e gráficos exibidos em uma tela conectada diretamente à placa ou em computadores conectados via rede local.

Como mostrado na figura 15, outros computadores em rede de área local LAN (Local Area Network) podem se conectar ao Raspberry Pi 4B por meio do endereço IP, acessando a interface gráfica em um navegador.

O sistema foi configurado inicialmente para operar em rede local, mas sua arquitetura possibilita a ampliação para conexões externas, caso necessário. Essa configuração facilita o acesso remoto, possibilitando que o operador do sistema acompanhe as medições em diferentes locais, sem a necessidade de estar fisicamente próximo ao protótipo.

Os computadores conectados à rede local, bem como o próprio Raspberry Pi 4, podem realizar ações como iniciar um experimento de medição, interromper a medição, exportar os dados em formato CSV e limpar os gráficos, clicando nos botões disponíveis na interface web. Além disso, o Raspberry Pi 4B, atuando como um minicomputador de placa única compacto, oferece vantagens ao sistema embarcado, como portabilidade e flexibilidade, possibilitando que as medições sejam realizadas em diferentes locais e ambientes.

O sistema foi projetado e implementado com uma abordagem modular, utilizando componentes amplamente disponíveis e tecnologias acessíveis, visando garantir a escalabilidade e adaptabilidade a diferentes contextos de uso. As decisões técnicas para o desenvolvimento do sistema levaram em consideração aspectos como precisão e acurácia na medição, simplicidade de operação e portabilidade, resultando em um dispositivo eficiente e adaptável às necessidades propostas.

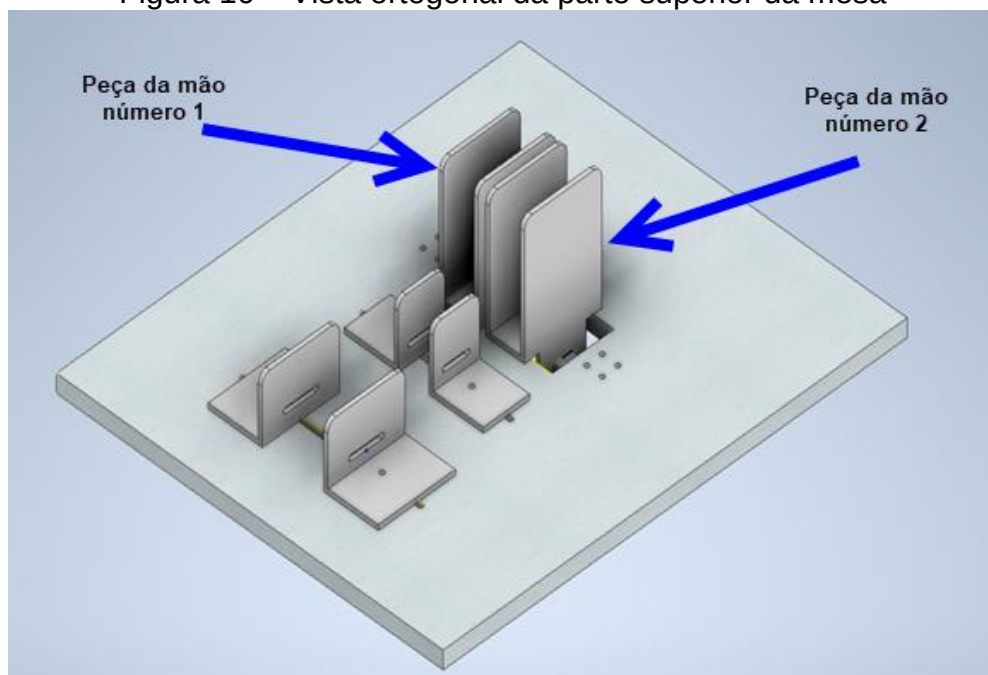
3.2 PROJETO MECÂNICO E PRODUÇÃO DAS PEÇAS

Os desenhos das peças da estrutura do dinamômetro e da mesa (Figuras 16 e 17) foram projetados no *software* Inventor e estão detalhados, de forma individual, no Apêndice A.

Utilizou-se duas peças de aço carbono para fixar as duas células de carga, do tipo viga de flexão, em uma mesa de madeira com espessura de 20 mm, em um arranjo que possibilita a imobilização do antebraço do paciente. As peças são chamadas de “peça da mão número 1” que é a peça da força de flexão para pessoa destra (extensão para canhota) e “peça da mão número 2” que é a peça da força de extensão para pessoa destra (flexão para canhota).

As peças, nas quais se coloca a mão para o punho exercer a força, têm formato em “U”, e permitem que o paciente encaixar a mão exercer a força sem qualquer obstáculo. Essa peça é parafusada em uma das extremidades da célula de carga, e a outra extremidade da célula é fixa em uma peça de aço carbono, em formato de “L”, que está fixada na parte inferior da mesa. Para imobilizar o antebraço, uma estrutura com dois pares de peças, também com formato de “L” foi confeccionada, permitindo que o paciente exerça o máximo de forças de extensão e flexão.

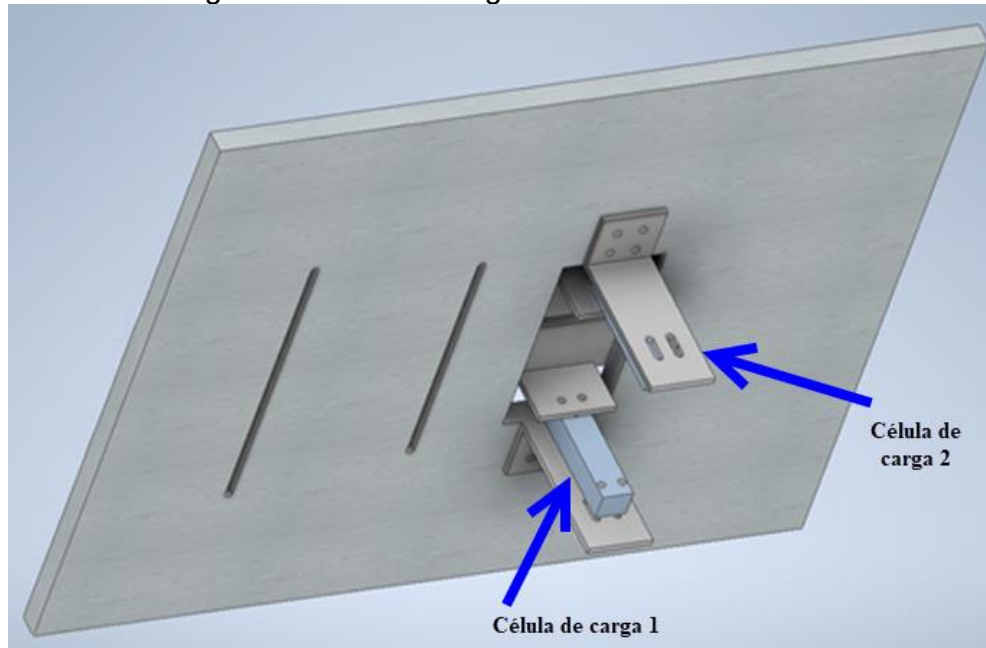
Figura 16 – Vista ortogonal da parte superior da mesa



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 17 é apresentada a vista ortogonal da parte inferior da mesa, onde as setas indicam onde estão instaladas as células de carga. É possível ver que a célula de carga 1 tem cor azul.

Figura 17 – Vista ortogonal embaixo da mesa



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3 LIGAÇÃO ELÉTRICA

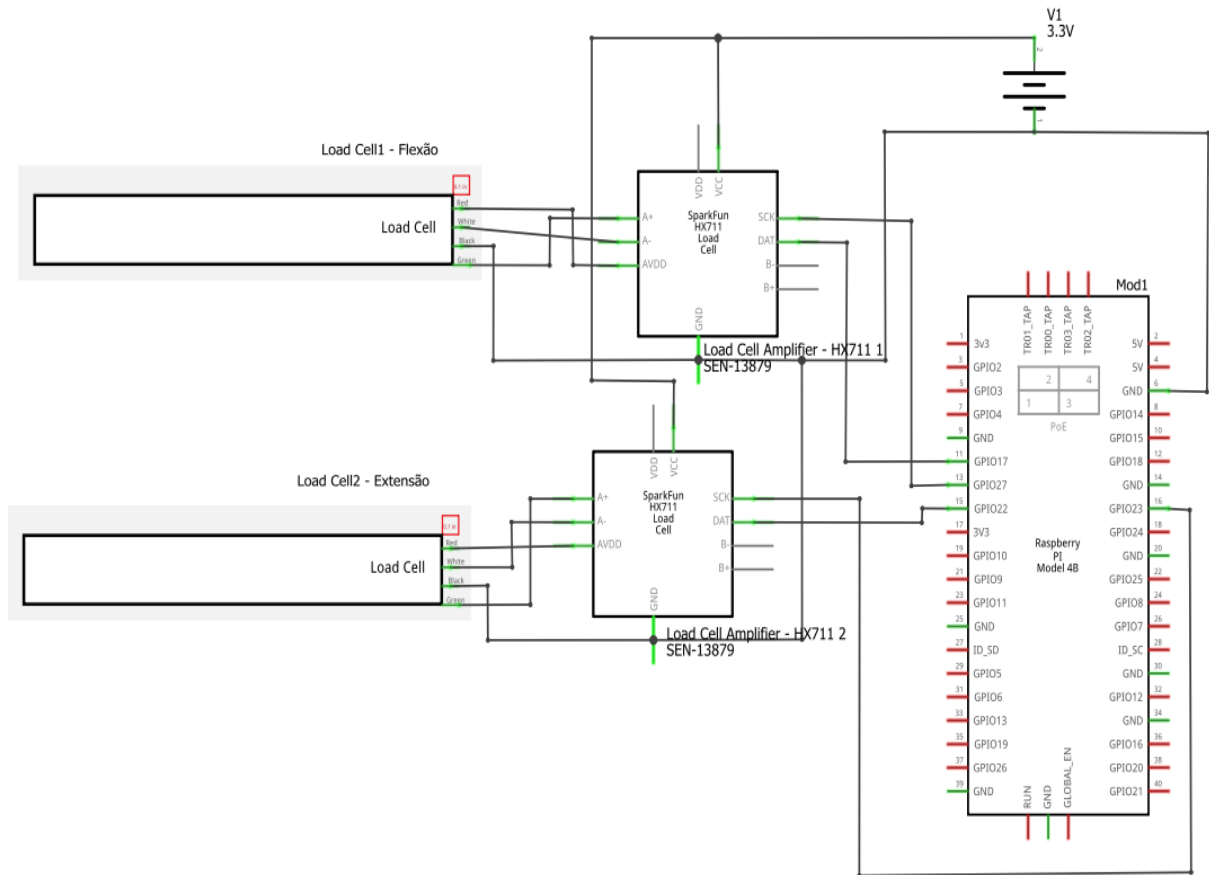
O esquemático do circuito eletrônico da ligação é baseado nas células de carga, módulos HX711 e a plataforma Raspberry Pi 4B

Conforme mostrado na Figura 18, a primeira etapa do funcionamento refere-se às células de carga, que enviam uma tensão analógica de baixa amplitude, na ordem de milivolts, proporcional à força aplicada pela mão, para os módulos HX711.

Os módulos HX711 amplificam este sinal elétrico proveniente das saídas das células de carga, o convertem em binário de 24 bits, que é recebido pelas portas digitais da Raspberry Pi 4B. São utilizadas duas portas digitais da Raspberry Pi 4B para receber o sinal binário de cada módulo HX711.

Uma fonte externa de 3,3 Volts alimenta os módulos HX711 nos terminais Vcc e GND. Este mesmo GND também é conectado em uma das portas GND da Raspberry Pi 4B, para que se tenha a mesma tensão de referência para todo o circuito e garanta o funcionamento correto.

Figura 18 – Esquemático das ligações



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.4 SOFTWARE

O software, desenvolvido em Python, consiste em uma aplicação baseada no framework Dash para monitorar as forças de flexão e extensão do punho. Ele integra os sensores conectados a Raspberry Pi 4B, convertendo os sinais obtidos em dados interpretáveis e exibindo gráficos em uma interface web interativa.

3.4.1 Funcionamento geral

A primeira parte do software se refere à aquisição de dados, na qual o sinal recebido pelos módulos HX711 é convertido na unidade de força Newtons por meio de fórmulas matemáticas, função da programação Python, função da biblioteca HX711 e coeficiente angular obtido na calibração em laboratório.

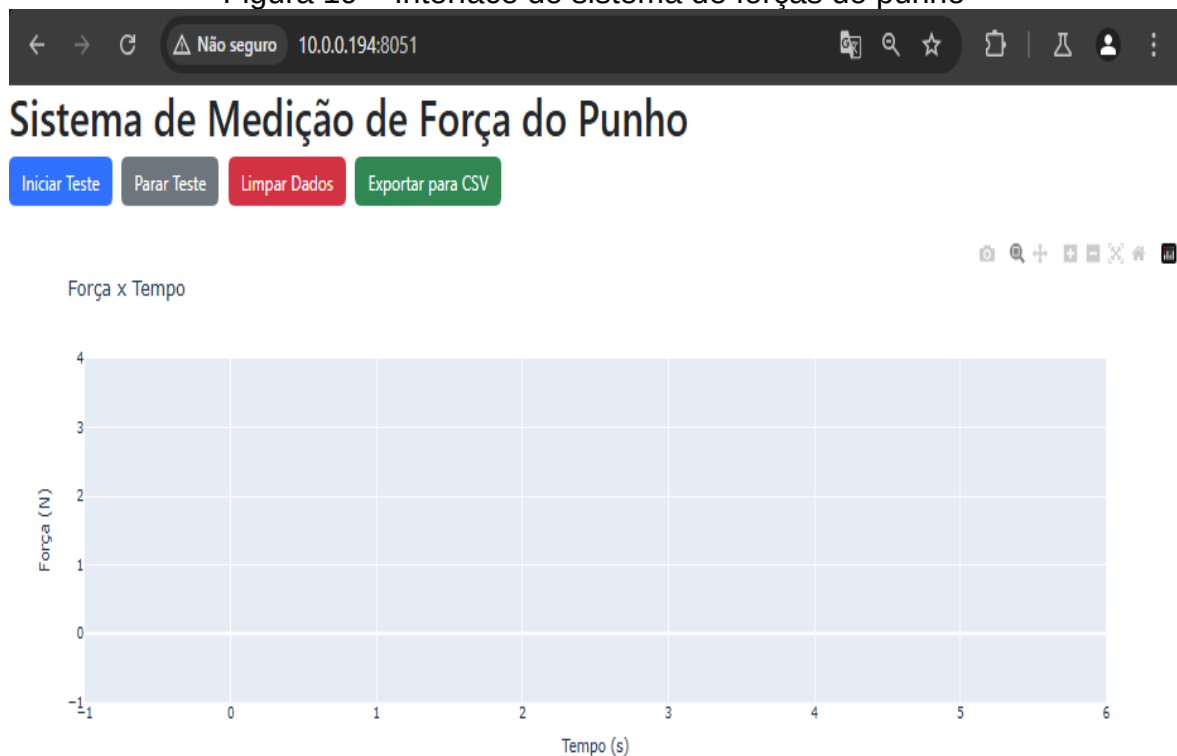
Em seguida, os dados de força são processados em tempo real e armazenados em um buffer, otimizando o uso da memória e, dessa forma, evitando sobrecarga do sistema.

Na interface implementada em Dash, apresentada na Figura 19 sem estar em execução, é possível iniciar e parar a medição, limpar dados para reiniciar o teste e exportar os resultados para um arquivo CSV para análise posterior.

O *framework* Dash é uma ferramenta utilizada em Python para criar aplicações *web* interativas e dinâmicas com gráficos e *dashboards*. É bastante utilizado em áreas como ciência de dados e engenharia e alia o poder do Python com a criação de interfaces *web* modernas. Um aspecto positivo em utilizar Dash, é que as aplicações criadas em Dash são responsivas, ou seja, são adaptáveis em diferentes dispositivos como celulares, *tablets* e computadores.

No dinamômetro proposto, é utilizado um gráfico dinâmico, que utiliza a biblioteca Plotly, exibe as forças em função do tempo, diferenciando as forças de flexão e extensão.

Figura 19 – Interface do sistema de forças do punho



Fonte: Elaborado pelo autor.

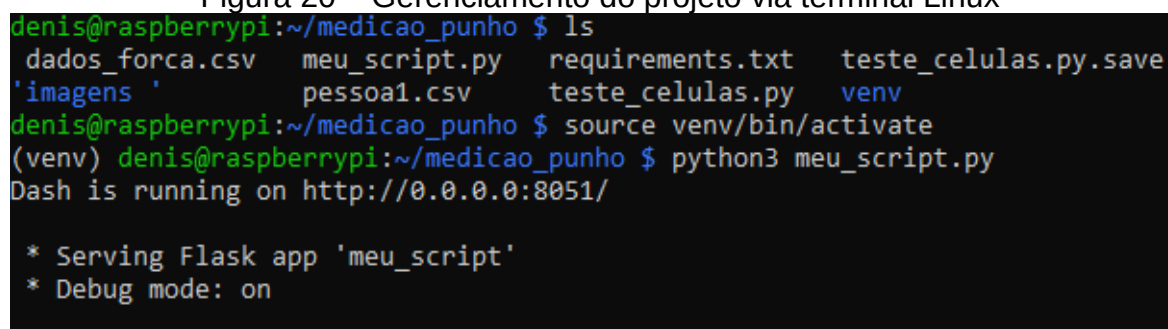
3.4.2 Gerenciamento do *software*

O sistema é executado no sistema operacional da Raspberry Pi 4B, o Raspberry Pi OS, que é baseado em Linux, está alocado um diretório com o nome “medicao_punho”.

Para rodar o *software* é importante que o ambiente virtual esteja ativado, que é uma prática recomendada em desenvolvimento Python, para que o projeto execute suas bibliotecas sem ser afetado por alterações no sistema global da placa.

Outra vantagem do ambiente virtual é a manutenção e portabilidade, para que o ambiente possa ser reproduzido em outros dispositivos. A Figura 20 mostra o gerenciamento do projeto no diretório no terminal.

Figura 20 – Gerenciamento do projeto via terminal Linux



```
denis@raspberrypi:~/medicao_punho $ ls
dados_forca.csv  meu_script.py  requirements.txt  teste_celulas.py.save
'imagens '      pessoa1.csv    teste_celulas.py  venv
denis@raspberrypi:~/medicao_punho $ source venv/bin/activate
(venv) denis@raspberrypi:~/medicao_punho $ python3 meu_script.py
Dash is running on http://0.0.0.0:8051/

* Serving Flask app 'meu_script'
* Debug mode: on
```

Fonte: Elaborado pelo autor.

O diretório tem outros arquivos, sendo um deles o “teste_celulas.py” que foi utilizado para a calibração do sistema no laboratório, sendo que o algoritmo completo está disponível no Apêndice B.

O *software* da interface é executado no arquivo “meu_script.py” e o algoritmo está disponível no Apêndice C . Nota-se que o ambiente virtual foi ativado com o “(venv)” na frente do usuário e o servidor *web* da interface roda em *framework* Flask, porque o Dash foi construído sobre o Flask e o Flask é responsável por gerenciar o servidor *web*.

3.5 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA

Os testes de caracterização do dinamômetro biomédico implementado foram realizados no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB) do

Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da UNESP.

Foram utilizadas 7 massas conhecidas disponíveis no laboratório, com a finalidade de executar os testes de carga e descarga, teste de precisão e drift temporal (erro de deriva).

As massas conhecidas e o somatório destas, utilizadas para o teste de carregamento e descarregamento, são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Massas conhecidas e somatório para carregamento e descarregamento

Massas (kg)	Soma das massas (kg)
1,89	1,89
1,90	3,79
1,95	5,74
1,91	7,65
1,00	8,65
1,00	9,65
1,00	10,65

Fonte: Elaborado pelo autor.

As massas conhecidas utilizadas são do tipo anilha. Na Figura 21 é apresentada uma das massas utilizadas nos testes.

Figura 21 – Massa conhecida utilizada nos testes



Fonte: Elaborado pelo autor.

O primeiro teste consistiu em realizar o carregamento e descarregamento nas peças da mão 1 e 2. Para isso, utilizou-se um recipiente, e as massas foram inseridas gradualmente, uma a uma. A cada inserção, era verificado o respectivo

valor de saída bruto exibido no terminal Linux da Raspberry Pi, proporcional ao peso aplicado. Esse dado bruto está sujeito à resolução de 24 bits do módulo HX711 e foi obtido pelo algoritmo "teste_celulas.py". A partir das medidas de carga e descarga, foi possível construir os gráficos e extrair o coeficiente angular para calibrar as células de carga (fator de calibração).

Com o fator de calibração obtido, e o sistema já medindo em unidade de força (Newtons), foram realizados outros testes de carregamento e descarregamento para verificar os resultados de acurácia e precisão.

Na Figura 22 mostra-se a estrutura rotacionada em 90 graus, para que fossem aplicadas as forças de forma ortogonais a estrutura, ou seja, da mesma forma que será aplicada com a mão. Fazendo-se desta forma e realizando a leitura com o próprio programa, a calibração é feita considerando nas partes mecânicas e eletrônicas do sistema. Nota-se pela figura que o recipiente foi preso a peça da mão com um pedaço de madeira. Cabe-se ressaltar, que o recipiente era normalizado junto com a célula, com a força inicial do recipiente considerada como zero, e por isso não está considerado na tabela das massas conhecidas.

Figura 22 – Visão inferior da estrutura com o balde fixo



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após os testes de carregamento e descarregamento, foram realizados testes de precisão, inserindo e retirando por diversas vezes o mesmo valor de massa, em intervalos de 1 minuto.

Após realizados os testes de precisão, foi realizado o teste de drift temporal. Foi inserida um valor de massa e, em um período de 5 minutos, foram anotados os valores de saída do sistema, a cada intervalo de 1 minuto.

Tanto para a precisão, quanto para o drift, foram utilizadas massas com o valor total de 3,718 kg e depois de 7,505kg.

A partir dos testes realizados, foi possível obter resultados de vários parâmetros como linearidade do sistema, histerese, repetibilidade, erro de medição, desvio padrão e drift temporal.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nesta seção são apresentados os resultados do dinamômetro implementado na caracterização em laboratório, estrutura mecânica do dinamômetro e interface de medição.

4.1 CARACTERIZAÇÃO

Neste tópico são apresentados os resultados dos parâmetros de calibração e desempenho do sistema após realizar os testes de carregamento e descarregamento, precisão e *drift* temporal.

4.1.1 Teste de carregamento e descarregamento

Foram realizados três testes de carregamentos e descarregamentos com massas conhecidas.

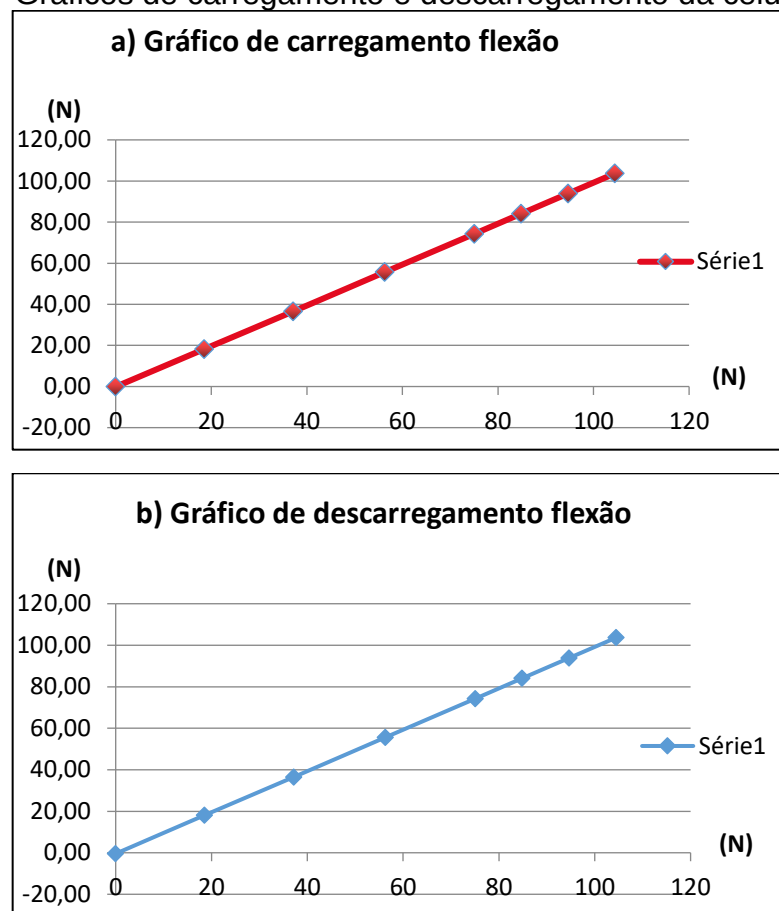
Na Tabela 5 são apresentados os resultados dos valores médios dos testes da célula de carga de carga 1, que é a célula de força de flexão para pessoa destra e, extensão para pessoa canhota. Nas Figuras 23a e 23b, são apresentados os gráficos massas x saída do dinamômetro.

Tabela 5 – Carregamento e descarregamento na célula de carga 1
Carga e Descarga - Célula de Carga 1

Medição de carregamento		Medição de descarregamento	
Peso N	Saída N	Peso N	Saída N
0	-0,09	0	-0,43
18,54	18,22	18,54	18,08
37,18	36,57	37,18	36,49
56,31	55,67	56,31	55,61
75,05	74,27	75,05	74,24
84,86	84,09	84,86	84,07
94,67	93,88	94,67	93,87
104,48	103,65	104,48	103,65

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23 – Gráficos de carregamento e descarregamento da célula de carga 1



Na Tabela 6 é apresentado os valores médios de carregamento e descarregamento da célula de carga de carga 2, que é a célula de força de extensão para pessoa destra, e flexão para canhota.

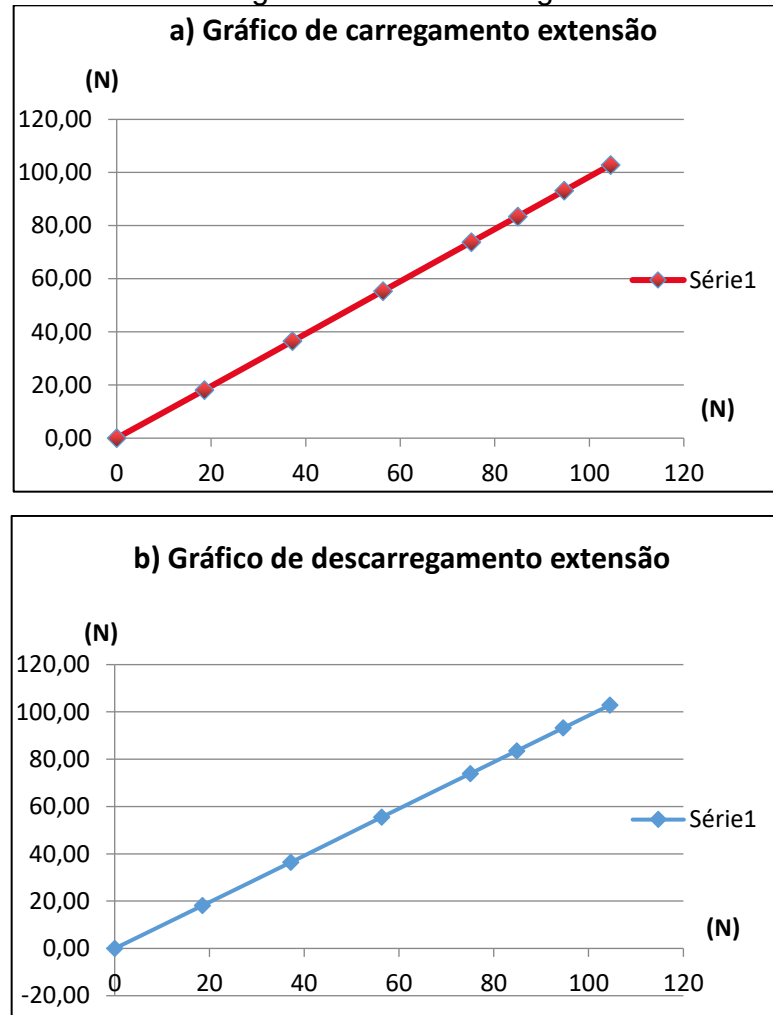
Tabela 6 – Carregamento e descarregamento na célula de carga 2
Carga e Descarga - Célula de Carga 2

Medição de carregamento		Medição de descarregamento	
Peso N	Lido N	Peso N	Lido N
0	0,03	0	-0,04
18,54	18,13	18,54	18,12
37,18	36,49	37,18	36,42
56,31	55,39	56,31	55,46
75,05	73,84	75,05	73,93
84,86	83,45	84,86	83,55
94,67	93,14	94,67	93,22
104,48	102,86	104,48	102,86

Fonte: Elaborado pelo autor.

Nas Figuras 24a e 24b, são apresentados os gráficos de carregamento e descarregamento para a célula de carga de carga 2.

Figura 24 - Gráficos de carregamento e descarregamento da célula de carga 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Com base nos gráficos é possível concluir que ambas as células de carga possuem comportamento linear.

O erro de linearidade, calculado com base nos dados obtidos, foi de 0,83 N para a célula de carga 1 e 1,62 N para a célula de carga 2.

Em relação à histerese, o erro obtido foi de 0,34 N na célula de carga 1 e 0,10 N na célula de carga 2, indicando um pequeno erro e que o sistema apresenta um desempenho estável.

Para a repetibilidade, com base na média do desvio padrão das leituras de subida e descida das curvas, o resultado foi excelente, sendo 0,0601 N para a célula de carga 1 e 0,0433 N para a célula de carga 2.

4.1.2 Precisão

O segundo teste realizado foi o de precisão. Inicialmente, utilizaram-se massas conhecidas, totalizando 37,18 N, para carregar o balde fixado na peça da célula de carga. Os valores de saída do dinamômetro foram anotados. Esse teste foi repetido 8 vezes, com intervalo de 1 minuto entre as medições para detectar a mudança na saída.

Em seguida foram utilizados pesos no total de 75,05 N e também realizou-se a medição por 8 vezes, com intervalo de 1 minuto entre as medições.

Nas Tabelas 7 e 8, tem-se os resultados das medições nas células de carga 1 e 2, respectivamente, para os dois pesos supracitados.

Tabela 7 – Testes de precisão na célula de carga 1

Medição 1 - Precisão		Medição 2 - Precisão	
Peso N	Lido N	Peso N	Lido N
37,18	36,84	75,05	74,04
37,18	36,80	75,05	74,01
37,18	36,72	75,05	73,97
37,18	36,73	75,05	73,89
37,18	36,72	75,05	73,87
37,18	36,69	75,05	73,83
37,18	36,70	75,05	73,77
37,18	36,69	75,05	73,72

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 8 – Testes de precisão na célula de carga 2

Medição 1 - Precisão		Medição 2 - Precisão	
Peso N	Lido N	Peso N	Lido N
37,18	36,14	75,05	73,63
37,18	36,14	75,05	73,76
37,18	36,14	75,05	73,77
37,18	36,07	75,05	72,94
37,18	36,04	75,05	73,06
37,18	36,21	75,05	74,17
37,18	36,30	75,05	74,31
37,18	36,39	75,05	74,18

Fonte: Elaborado pelo autor.

O desvio padrão das leituras em condições estáticas, baseado no teste de precisão para a célula de carga 1, foi de 0,051 N para o peso de 37,18 N e 0,100 N para 75,05 N. Na célula de carga 2, o desvio padrão foi 0,111 N no peso de 37,18 N e 0,438 N para 75,05 N.

Ainda no teste de precisão é possível determinar o erro de medição, com base na média das leituras. Sendo assim, para o peso de 37,18 N na célula de carga 1, o erro de medição foi de -0,4425 N e para o peso de 75,05 N, o erro de medição foi de -1,1625 N.

O erro de medição para a célula de carga 2, com base no peso de 37,18 N foi de -1,00375 N, e para o peso de 75,05 N, o valor de -1,19625 N.

A célula de carga de carga 2 apresentou um ligeiro aumento no erro de medição em relação à célula de carga 1, porém ambas as células indicam boa precisão. Com base nesse teste, a precisão da célula de carga 1 ficou em 99,36 % e acurácia em 98,63 %. A célula de carga de carga 2 apresentou precisão de 99,56 % e acurácia em 97,85 %.

4.1.3 *Drift* temporal

Para o teste de *drift* temporal, foram utilizados novamente os pesos de 37,18 N e 75,05 N para as células de carga 1 e 2.

Na Tabela 9, é apresentado o *drift* temporal na célula de carga 1, em que foram obtidos os valores de medição do dinamômetro a cada minuto, iniciando pelo instante zero, sem retirar o peso.

Tabela 9 – *Drift* temporal na célula de carga de carga 1

Medição 1 - Variação no tempo (<i>drift</i>)		Medição 2 - Variação no tempo (<i>drift</i>)	
Peso de: 37,18N		Peso de: 75,05N	
Tempo (min)	Lido N	Tempo (min)	Lido N
0,0	36,82	0,0	74,53
1,0	36,79	1,0	74,45
2,0	36,73	2,0	74,41
3,0	36,67	3,0	74,36
4,0	36,59	4,0	74,27
5,0	36,57	5,0	74,25

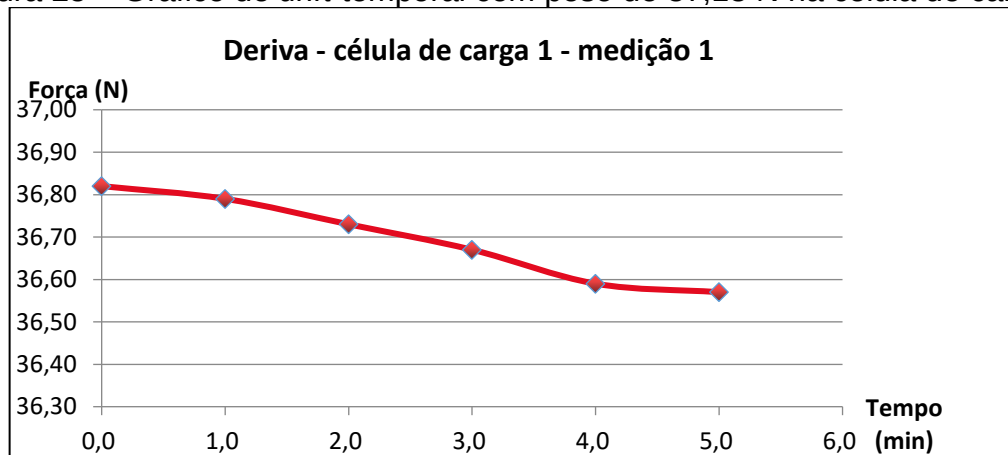
Fonte: Elaborado pelo autor.

De acordo com a Tabela 9, os valores de erro de deriva foram baixos: para o peso de 37,18 N foi 0,25 N e para o peso de 75,05 N, o resultado foi 0,28 N.

Observa-se que as medições foram praticamente constantes, indicando a estabilidade da célula de carga de carga 1 analisada.

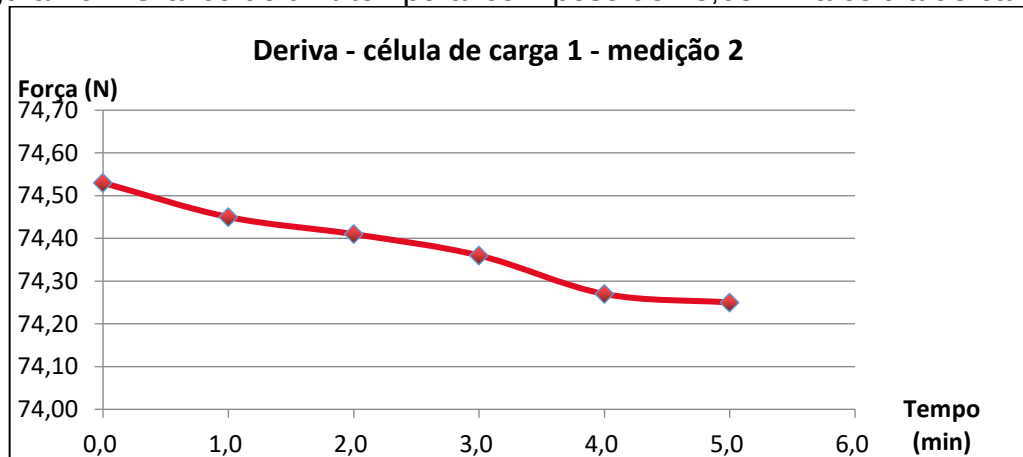
Na figura 25 é apresentado o resultado gráfico com o peso de 37,18 N, e na figura 26 o resultado com o peso de 75,05 N.

Figura 25 – Gráfico de *drift* temporal com peso de 37,18 N na célula de carga 1



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 – Gráfico de *drift* temporal com peso de 75,05 N na célula de carga 1



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na tabela 10 é apresentado o resultado dos testes de *drift* temporal na célula de carga de carga 2.

Tabela 10 – Drift temporal na célula de carga de carga 2

Medição 1 - Variação no tempo (<i>drift</i>)		Medição 2 - Variação no tempo (<i>drift</i>)	
Peso de: 37,18N		Peso de: 75,05N	
Tempo (min)	Lido N	Tempo (min)	Lido N
0,0	36,75	0,0	74,38
1,0	36,76	1,0	74,39
2,0	36,78	2,0	74,41
3,0	36,78	3,0	74,40
4,0	36,76	4,0	74,40
5,0	36,78	5,0	74,41

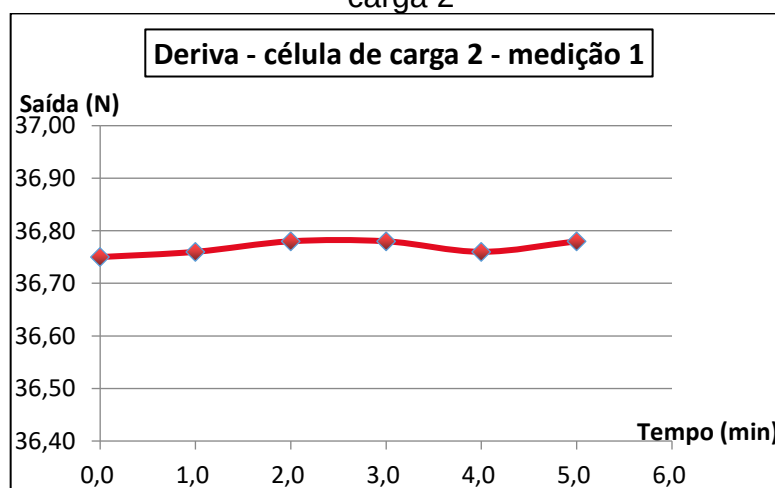
Fonte: Elaborado pelo autor.

Observa-se que, com base na tabela 10, os valores de erro de deriva foram muito baixos, para os pesos de 37,18 N 75,05 N, o resultado foi igual em 0,030 N.

As medições permaneceram praticamente constantes, indicando a estabilidade da célula de carga analisada.

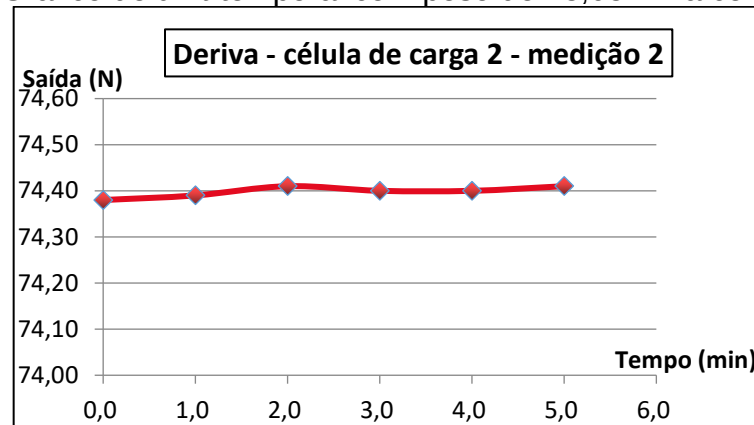
Abaixo, na Figura 27 é apresentado o resultado gráfico com o peso de 37,18 N na célula de carga 2. Em seguida, na Figura 28, é apresentado o resultado gráfico com o peso de 75,05 N.

Figura 27 – Gráfico de *drift* temporal com peso de 37,18 N na célula de carga de carga 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 – Gráfico de *drift* temporal com peso de 75,05 N na célula de carga 2

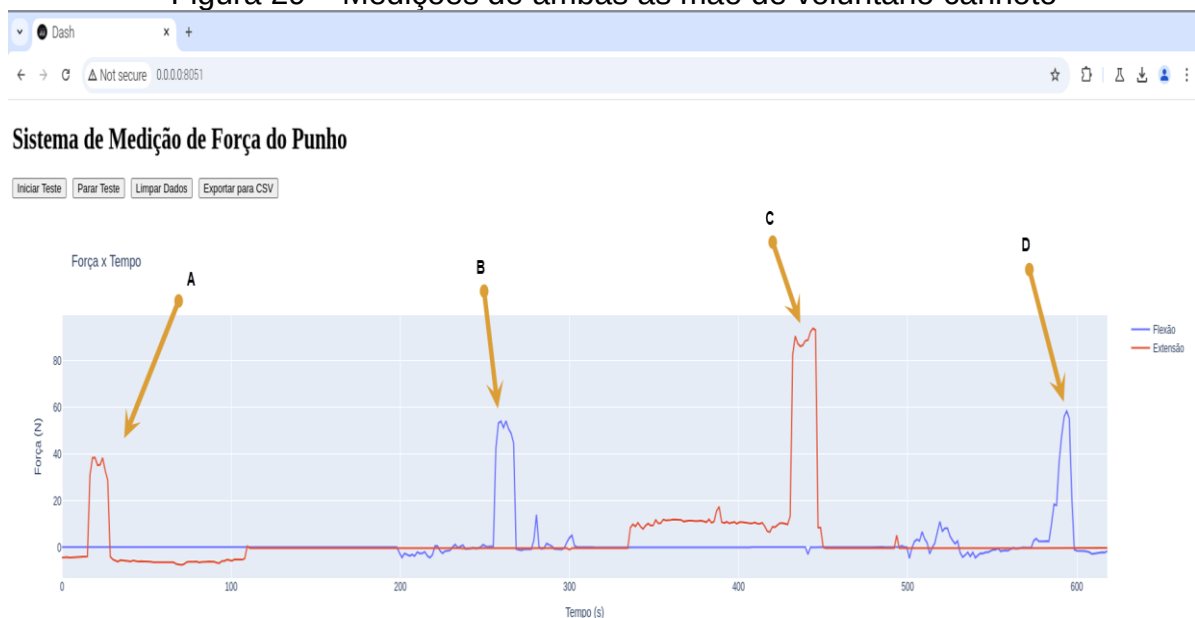


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 TESTE COM VOLUNTÁRIO

Foi realizado o teste com um voluntário com mão que tem com mão predominante a esquerda. Na Figura 29 é apresentada a interface gráfica com o teste com do voluntário em execução, sendo a linha de plotagem azul é da célula de carga 1 e a linha vermelha é da célula de carga 2.

Figura 29 – Medições de ambas as mão de voluntário canhoto



Fonte: Elaborado pelo autor.

Foram apresentadas as forças de pico do voluntário nos seguintes pontos:

- Ponto A: mão direita com esforço de extensão;
- Ponto B: mão esquerda esforço de extensão;

- Ponto C: mão esquerda força de flexão;
- Ponto D: mão direita força de flexão.

Na Figura 30 abaixo, tem-se os dados referente ao teste de extensão com a mão direita (ponto A), que ocorreu entre 16,5(s) a 27,0(s), e na Figura 31 os dados referente ao teste de flexão com a mão esquerda (ponto B), que ocorreu entre 432,0(s) a 445,5(s).

Figura 30 – Medição de forças do ponto A

Tempo (s)	Força de Flexão (N)	Força de Extensão (N)
13.5	0.12045503251213453	-3.7566309433580916
15.0	0.12279096071068751	-3.782108887878328
16.5	0.11766988735232137	30.904575968874738
18.0	0.09709575052660471	38.316228992976605
19.5	0.09219928564886867	38.45402799252185
21.0	0.08105870500961598	35.18382972058006
22.5	0.0799356626064655	35.39915304936588
24.0	0.07625208352413197	38.31786473649639
25.5	0.06636931037640781	32.90449547774241
27.0	0.06434783405073696	28.80844500025264
28.5	0.06488689440424919	-3.9322007478146626
30.0	0.10913476508837777	-5.102054772371281

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 31 – Medição de forças do ponto C

Tempo (s)	Força de Flexão (N)	Força de Extensão (N)
427.5	0.16807203040571453	10.18144045273104
429.0	0.14008581371920475	9.887006619170329
430.5	0.13801941569740792	13.446830630084383
432.0	0.1110663980217966	82.54717987974333
433.5	0.11937691180511008	90.30982380880198
435.0	0.13078702262111885	87.1795559597797
436.5	0.13285342064291575	85.98546319033905
438.0	0.133437402692554	86.46488474559143
439.5	0.13298818573129378	88.40115896114395
441.0	-2.913241871966298	88.61871284927493
442.5	0.1315956131513872	92.1524145318579
444.0	0.024457367890832204	93.65477060279926
445.5	0.12651946148914708	92.94257778788338
447.0	0.15248420184998598	8.567011166691932
448.5	0.15782988368898224	8.466289020261737
450.0	0.15931229966114085	0.06659734222626443

Fonte: Elaborado pelo autor.

No Anexo A, é apresentado o parecer de número 7.273.903, com a aprovação da pesquisa junto ao Comitê de Ética.

4.3 ESTRUTURA DO PROTÓTIPO

Os componentes eletrônicos foram alocados dentro de uma caixa fixada sob a mesa. As peças de aço carbono, sendo 2 pares para estabilizar o antebraço, e dois pares para posicionar a mão, local onde será exercida a força, ou seja, estão fixadas em uma das extremidades das células de carga.

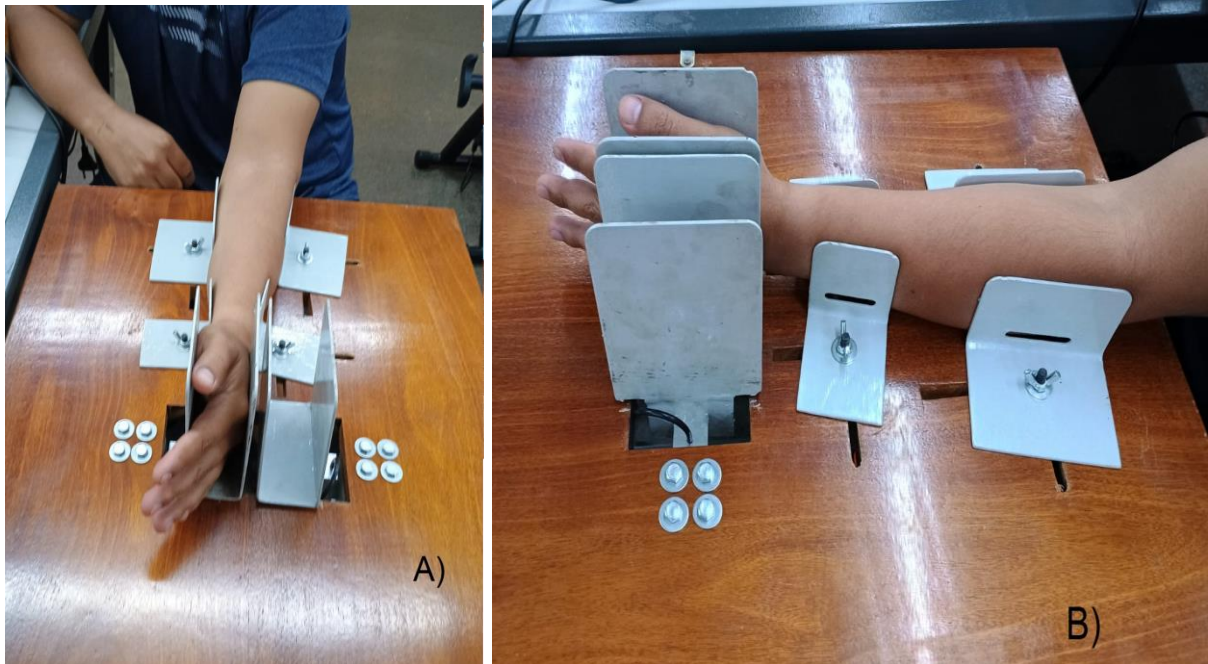
Na outra extremidade das células de carga, há um par de peças em formato de L que são fixadas nas células de carga e na mesa, sendo portanto, o ponto estático das células de carga. Nas figuras 32A e 32B tem-se imagens do protótipo e nas Figuras 33A e 33B a imagem do posicionamento do braço do voluntário ao realizar um dos testes

Figura 32 – Vistas do protótipo completo de medição



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 33 – Posicionamento do voluntário ao realizar um teste

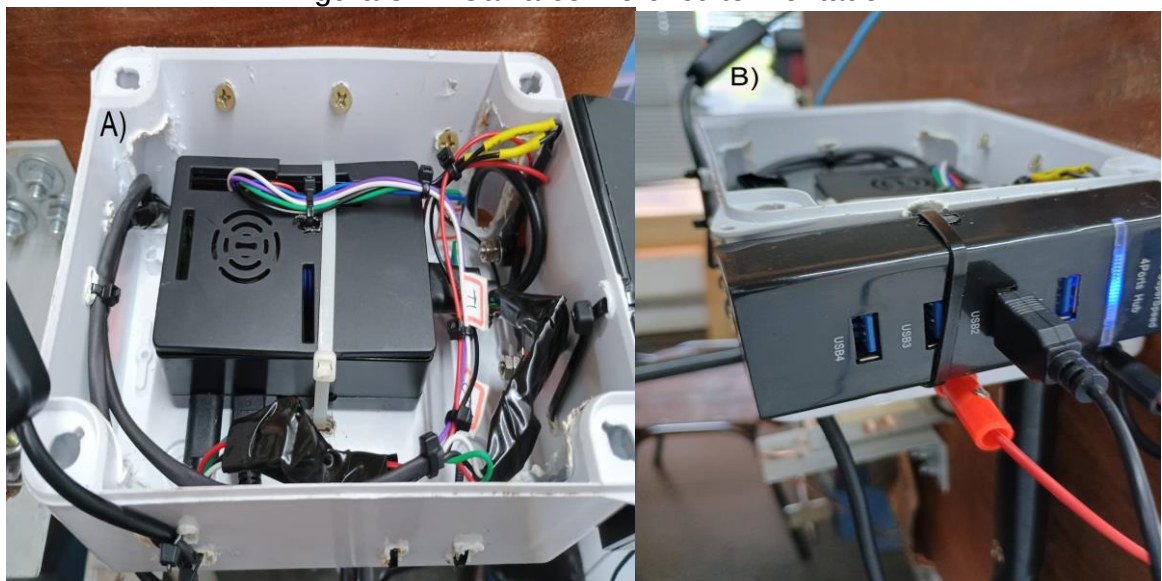


Fonte: Elaborado pelo autor.

Nota-se na figura 33B, que as peças do antebraço se adaptam às dimensões do antebraço, promovendo ao voluntário, conforto em relação a sua postura.

Em relação ao circuito montado na caixa fixada sob a mesa, o mesmo é apresentado nas figuras 34A e 34B.

Figura 34 – Caixa com o circuito montado



Fonte: Elaborado pelo autor.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho desenvolveu um dinamômetro biomédico confiável para medição das forças de flexão e extensão do punho, com medições precisas e estáveis, como demonstrado nos resultados da caracterização em laboratório. A estrutura do sistema demonstrou, em ambas as células de carga, precisão e acurácia médias em de 98,995% e 98,705%, respectivamente, e um erro médio de apenas 1,76%.

A interface apresentada é intuitiva, simplificada e eficiente no gerenciamento dos dados, o que é importante em aplicações biomédicas. O software implementado, baseado em programação Python e frameworks de tecnologia *web*, permitiu que as medições fossem realizadas de forma remota e os dados fossem exportados em formato CSV para análise posterior. Este aspecto representa uma contribuição significativa, ao integrar funcionalidades modernas para coleta e processamento de dados.

A estrutura mecânica apresentou um design ergonômico, possibilitando adaptações ao formato individual do antebraço de cada voluntário. Isso garantiu conforto durante os testes e resultados confiáveis, destacando a usabilidade do sistema em cenários clínicos e laboratoriais. Ademais, o protótipo foi projetado para ser portátil, o que amplia as possibilidades de uso em diferentes ambientes.

Em comparação aos trabalhos apresentados na revisão bibliográfica, este trabalho mostrou diferenciais como *software* moderno, uma boa ergonomia com suporte ajustável no antebraço, além de portabilidade e simplicidade.

Para futuros trabalhos, sugere-se integrar um banco de dados robusto e inteligência artificial, além de ampliar o uso do dinamômetro em outras articulações ou grupos musculares.

REFERÊNCIAS

- ALMUKLASS, A. M. *et al.* Force steadiness as a predictor of time to complete a pegboard test of dexterity in young men and women. **Journal of Applied Physiology**, Rockville, v. 120, n. 12, p. 1410–1417, 2016. Disponível em: https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/japplphysiol.01051.2015?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org. Acesso em: 22 ago. 2024.
- ATOUI, B. *et al.* Toward proportional control of myoelectric prostheses with muscle synergies. **Journal of Medical and Biological Engineering**, Heidelberg, v. 34, n. 5, p. 475–481, 2014. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0925231220319081>. Acesso em 22 ago. 2024.
- BARSS, T. S. *et al.* Effects of enhanced cutaneous sensory input on interlimb strength transfer of the wrist extensors. **Physiological Reports**, Oxford, v. 8, n. e14406, p. 1–14, 2020. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7101283/>. Acesso em: 22 ago. 2024.
- BEHRENS, M. *et al.* Neuromuscular properties of the human wrist flexors as a function of the wrist joint angle. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, Lausanne, v. 7, p. 181, 2019. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6713036/>. Acesso em: 22 ago. 2024.
- BINDER-MARKEY, B. I.; MURRAY, W. M.; DEWALD, J. P. A. Passive properties of the wrist and fingers following chronic hemiparetic stroke: Interlimb comparisons in persons with and without a clinical treatment history that includes botulinum neurotoxin. **Frontiers in Neurology**, Lausanne, v. 12, p. 687624, 2021. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8383209/>. Acesso em: 22 ago. 2024.
- CHIMERA, N. J.; HOLMES, M. W. R.; GABRIEL, D. A. Anthropometrics and electromyography as predictors for maximal voluntary isometric wrist torque: considerations for ergonomists. **Applied Ergonomics**, Oxford, v. 97, p. 103496, 2021. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003687021001435?via%3Dihub>. Acesso em: 22 ago. 2024.
- DECOSTRE, V. *et al.* Wrist flexion and extension torques measured by highly sensitive dynamometer in healthy subjects from 5 to 80 years. **BMC Musculoskeletal Disorders**, London, v. 16, p. 4, 2015. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4322806/>. Acesso em: 22 ago. 2024.
- DUMONT, C. E. *et al.* Dynamic force-sharing in multi-digit task. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 21, p. 138–146, 2006. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0268003305001956>. Acesso em: 22 ago. 2024.

GOISLARD DE MONSABERT, Benjamin *et al.* Modelling force-length-activation relationships of wrist and finger extensor muscles. **Medical & Biological Engineering & Computing**, Heidelberg, v. 58, p. 457–471, 2020. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11517-020-02239-0>. Acesso em: 22 ago. 2024.

GRASSE, K. M. *et al.* A suite of automated tools to quantify hand and wrist motor function after cervical spinal cord injury. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v. 16, p. 48, 2019. Disponível em: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6458684/>. Acesso em: 22 ago. 2024.

HALLBECK, M. S. Flexion and extension forces generated by wrist-dedicated muscles over the range of motion. **Applied Ergonomics**, Oxford, v. 25, n. 6, p. 379–385, 1994. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0003687094900574?via%3Dihub>. Acesso em: 22 ago. 2024.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**: esquemas comentados de mecânica humana. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

LA DELFA, Nicholas J. *et al.* The interacting effects of forearm rotation and exertion direction on male and female wrist strength. **International Journal of Industrial Ergonomics**, Amsterdam, v. 45, p. 124–128, 2015. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0169814114001796>. Acesso em: 22 ago. 2024.

LAWRENCE, Marc *et al.* Assessment of finger forces and wrist torques for functional grasp using new multichannel textile neuroprostheses. **Artificial Organs**, Hoboken, v. 32, n. 8, p. 634–638, 2008. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1525-1594.2008.00614.x>. Acesso em: 22 ago. 2024.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

MORSE, J. L. *et al.* Maximal dynamic grip force and wrist torque: the effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. **Applied Ergonomics**, Oxford, v. 37, n. 6, p. 737–742, 2006. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003687005001675>. Acesso em: 22 ago. 2024.

MUTALIB, S. A. *et al.* Modernising grip dynamometry: inter-instrument reliability between gripable and jamar. **BMC Musculoskeletal Disorders**, London, v. 23, n. 1, p. 1-10, 24 jan. 2022. Springer Science and Business Media LLC. Disponível em <http://dx.doi.org/10.1186/s12891-022-05026-0>. Acesso em: 03 out. 2024.

NOVAES, F. J.; SILVA, L. S.; SOUZA, A. M. A Survey of Pedestrian Detection for Advanced Driver Assistance Systems. **Sensors**, Basel, v. 17, n. 12, p. 2708, 2017. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2708>. Acesso em: 22 ago. 2024.

RASCHNER, C. *et al.* An isometric hand tester: quantifying motor function in the hand. **Journal of Hand Surgery (European Volume)**, London, v. 35E, n. 6, p. 486–493, 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20237189/>. Acesso em: 22 ago. 2024.

SUN, Yao *et al.* Unilateral wrist extension training after stroke improves strength and neural plasticity in both arms. **Experimental Brain Research**, Heidelberg, v. 236, n. 8, p. 2009–2021, 2018. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-018-5275-6>. Acesso em: 22 ago. 2024.

STANDRING, S. **Gray's anatomy**: the anatomical basis of clinical practice. 41. ed. London: Elsevier, 2016.

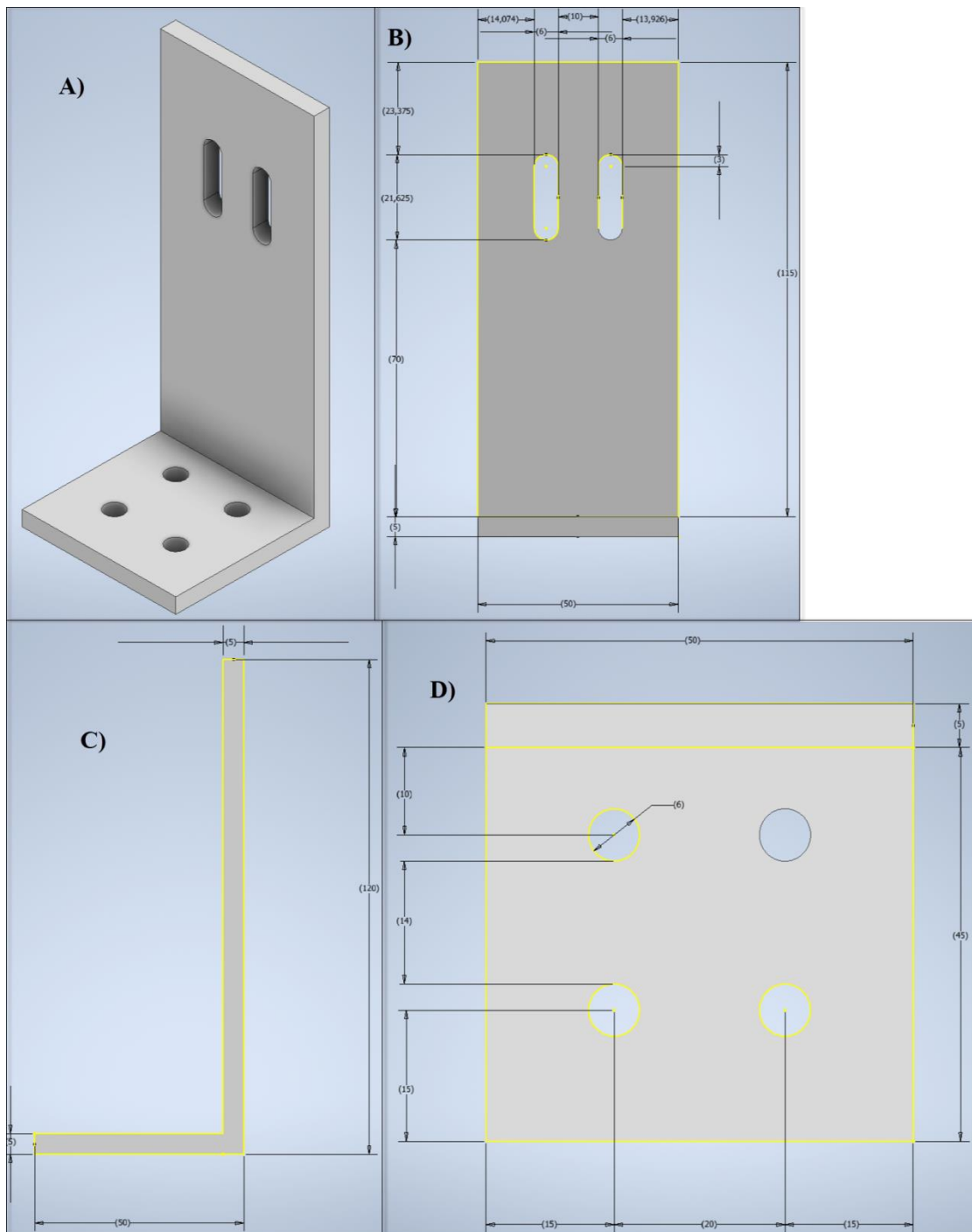
BOUTERAA, Y.; ABDALLAH, I. B.; BOUKTHIR, K. A new wrist–forearm rehabilitation protocol integrating human biomechanics and SVM-based machine learning for muscle fatigue estimation. **Bioengineering**, Basel, v. 10, n. 2, p. 219, 2023. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/2/219>. Acesso em: 22 ago. 2025.

WALMSLEY, Roy P.; PEARSON, Neil; STYMIEST, Peter. Eccentric wrist extensor contractions and the force-velocity relationship in muscle. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 8, n. 6, p. 288–294, 1986. Disponível em: https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1986.8.6.288?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%20%20pubmed. Acesso em: 22 ago. 2024.

APÊNDICE A – DESENHOS MECÂNICOS DAS PARTES DA ESTRUTURA

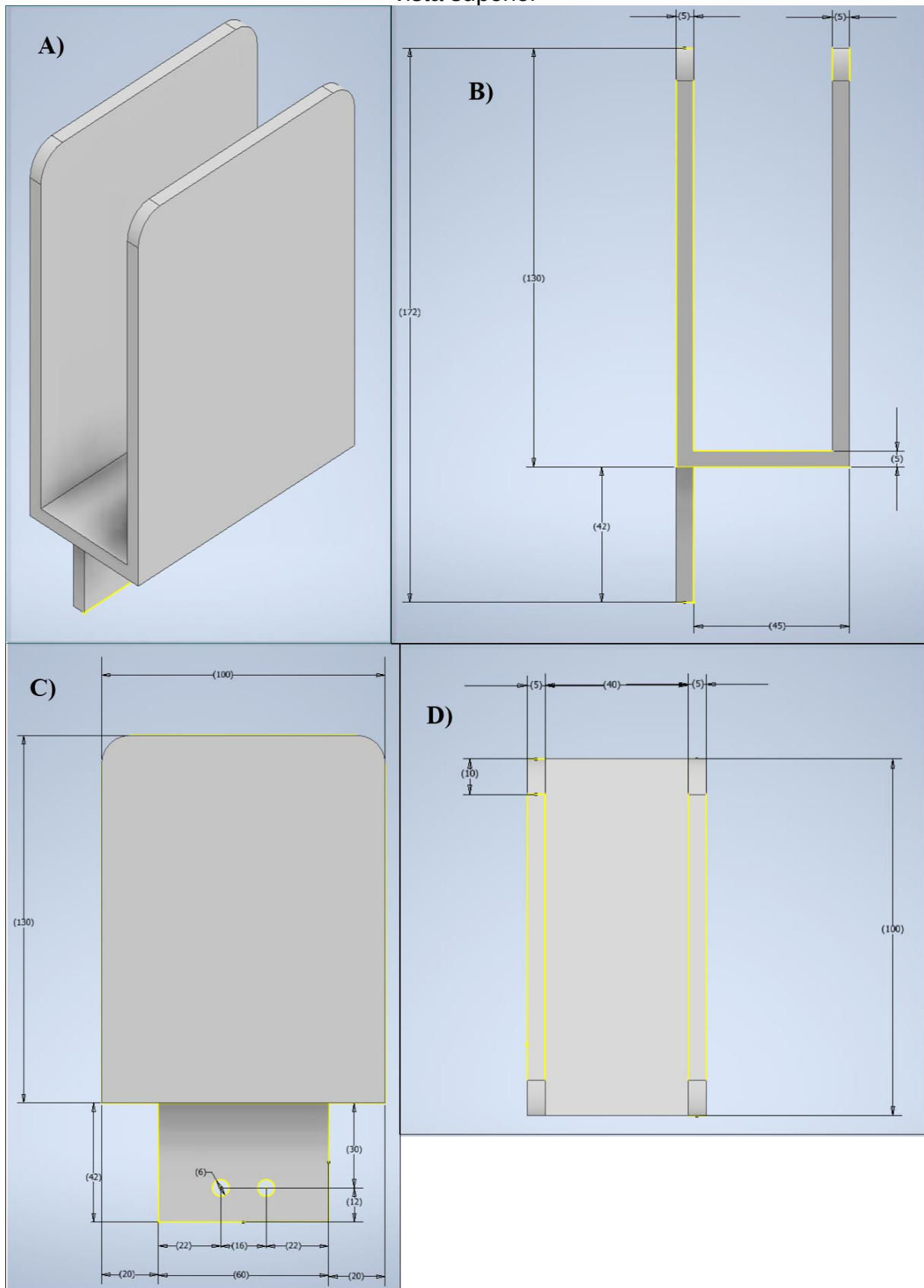
Abaixo são apresentados os desenhos das peças da estrutura com as cotas e vistas ortogonal, frontal, lateral e superior.

Figura 35 – Peça inferior da mesa - A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior



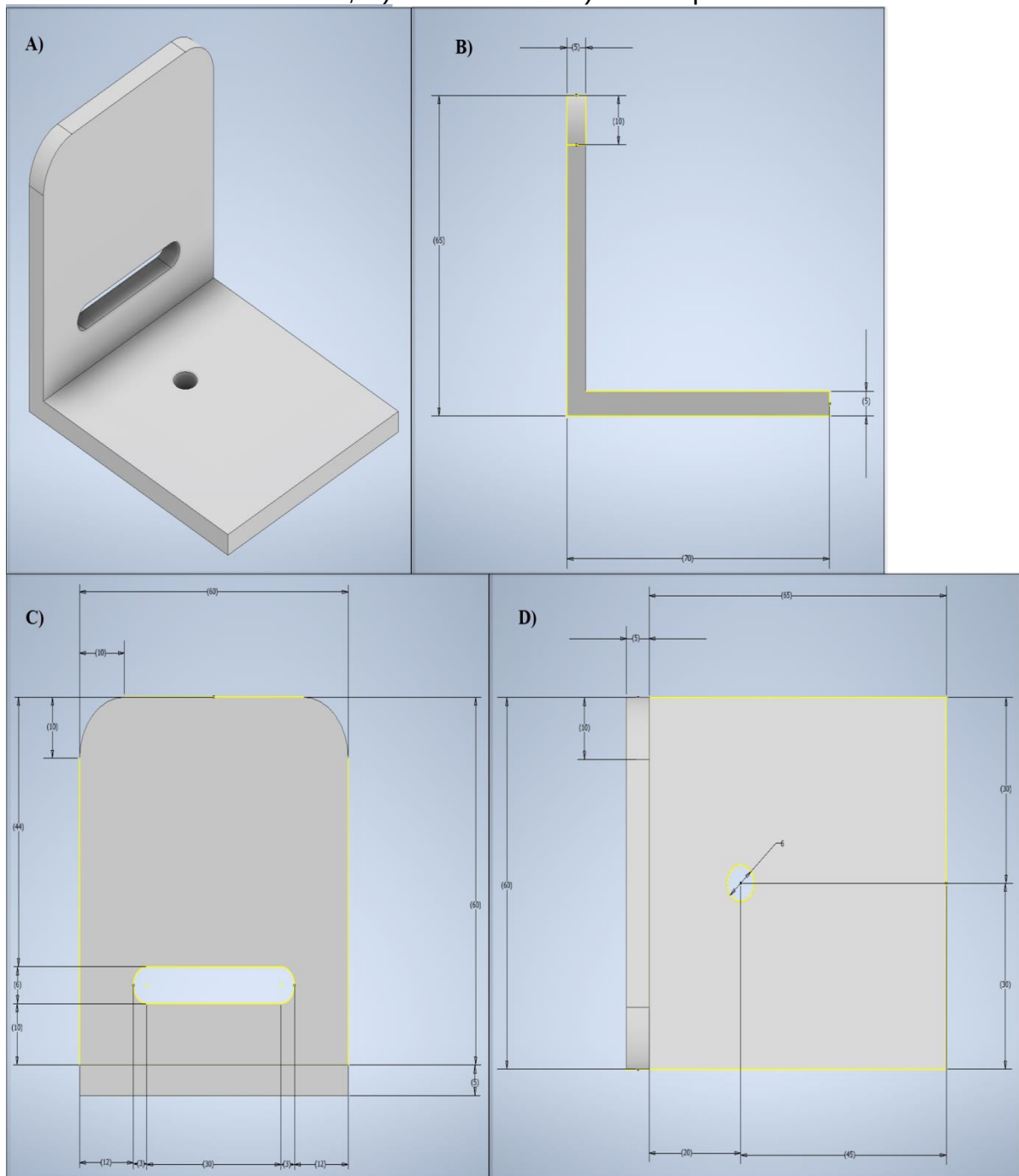
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 36 – Peça da mão – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior



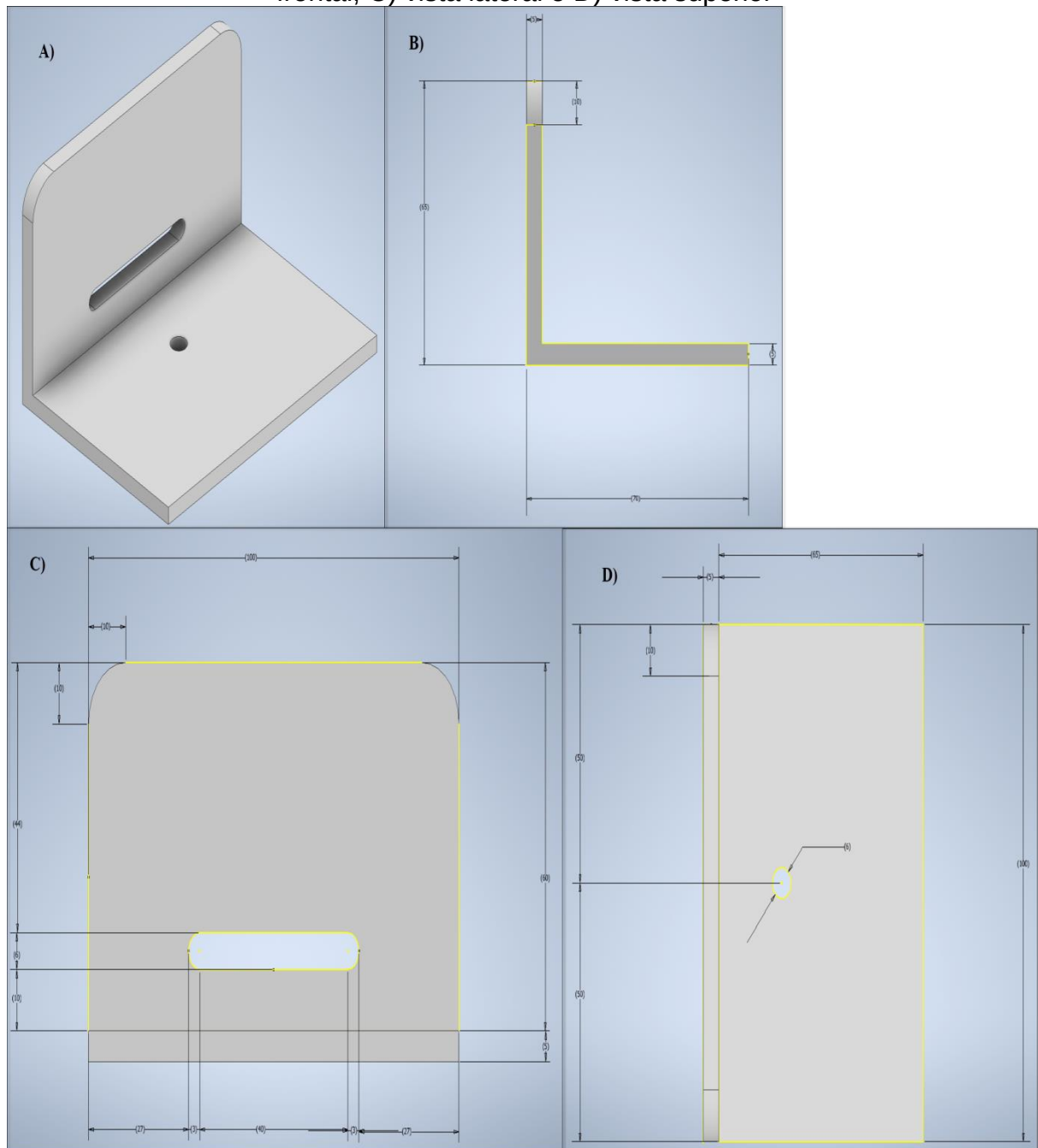
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 37 – Peça do antebraço próxima ao punho – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 38 – Peça do antebraço próxima ao cotovelo – A) vista ortogonal; B) vista frontal; C) vista lateral e D) vista superior



Fonte: Elaborado pelo autor.

APÊNDICE B – ALGORITMO PYTHON UTILIZADO NOS TESTES DE CALIBRAÇÃO

```
import time
import RPi.GPIO as GPIO
from hx711 import HX711

# Desativar avisos
GPIO.setwarnings(False)

# Configurar modo BCM
GPIO.setmode(GPIO.BCM)

# Pinos GPIO para a célula de flexão
dout_flexao = 17 # Pino DOUT da célula de flexão
pd_sck_flexao = 27 # Pino SCK da célula de flexão

# Pinos GPIO para a célula de extensão
dout_extensao = 22 # Pino DOUT da célula de extensão
pd_sck_extensao = 23 # Pino SCK da célula de extensão

# Inicializar HX711 para cada célula de carga
hx_flexao = HX711(dout_flexao, pd_sck_flexao)
hx_extensao = HX711(dout_extensao, pd_sck_extensao)

# Resetar HX711
hx_flexao.reset()
time.sleep(1)
hx_extensao.reset()
time.sleep(1)

# Verificar se as células estão prontas
if not hx_flexao.is_ready() or not hx_extensao.is_ready():
    print("As células de carga não estão prontas. Verifique as conexões.")
```

```

exit()

print("Zerando as balanças...")
hx_flexao.tare() # Zerar a célula de flexão
hx_extensao.tare() # Zerar a célula de extensão

# Definir fatores de calibração para cada célula de carga
fator_calibracao_flexao = 218.38 # Ajuste para calibrar a célula de flexão
fator_calibracao_extensao = 197.91 # Ajuste para calibrar a célula de extensão

# Função para converter gramas em Newtons
def gramas_para_newtons(peso_em_gramas):
    peso_em_kg = peso_em_gramas / 1000 # Converter gramas para kg
    forca_em_newtons = peso_em_kg * 9.81 # Converter para Newtons
    return forca_em_newtons

# Função para ler força em Newtons da célula de flexão
def ler_forca_flexao():
    try:
        peso_bruto_flexao = hx_flexao.get_weight(5) # Ler peso bruto da célula de
        flexão
        peso_flexao_gramas = peso_bruto_flexao / fator_calibracao_flexao #
        Converter para gramas
        return # gramas_para_newtons(peso_flexao_gramas) # Retornar força em
        Newtons
    except Exception as e:
        print(f"Erro ao ler célula de flexão: {e}")
        return None

# Função para ler força em Newtons da célula de extensão
def ler_forca_extensao():
    try:
        peso_bruto_extensao = hx_extensao.get_weight(5) # Ler peso bruto da célula
        de extensão

```

```

    peso_extensao_gramas = peso_bruto_extensao / fator_calibracao_extensao #
Converter para gramas
    return #gramas_para_newtons(peso_extensao_gramas) # Retornar força em
Newtons
except Exception as e:
    print(f"Erro ao ler célula de extensão: {e}")
    return None

# Loop principal para ler e exibir os dados no terminal
try:
    while True:
        forca_flexao = ler_forca_flexao()
        forca_extensao = ler_forca_extensao()

        if forca_flexao is not None:
            print(f"Força de Flexão: {forca_flexao:.2f} N")
        if forca_extensao is not None:
            print(f"Força de Extensão: {forca_extensao:.2f} N")

except KeyboardInterrupt:
    print("Encerrando...")
finally:
    GPIO.cleanup() # Limpar GPIO

```

APÊNDICE C – ALGORITMO PYTHON UTILIZADO NA INTERFACE

```
import dash
from dash import dcc, html, Input, Output
import dash_bootstrap_components as dbc
import plotly.graph_objs as go
import csv
import threading
import time
import RPi.GPIO as GPIO
from hx711 import HX711
import os # Novo import para verificar o diretório

# Configuração do Raspberry Pi e HX711 para as células de carga
GPIO.setwarnings(False)
GPIO.setmode(GPIO.BCM)
hx_flexao = HX711(17, 27)
hx_extensao = HX711(22, 23)
hx_flexao.reset()
hx_extensao.reset()
hx_flexao.tare()
hx_extensao.tare()

# Dados globais para atualização
dados_flexao = []
dados_extensao = []
tempo = []
coleta_ativa = False

# Função para converter gramas em Newtons
def gramas_para_newtons(peso_em_gramas):
    return (peso_em_gramas / 1000) * 9.81
```

```

# Função de leitura contínua das células de carga
def leitura_continua():
    global dados_flexao, dados_extensao, tempo, coleta_ativa
    while True:
        if coleta_ativa:
            # Ler força de flexão
            peso_bruto_flexao = hx_flexao.get_weight(9)
            f_flexao = gramas_para_newtons(peso_bruto_flexao / 218.38)
            dados_flexao.append(f_flexao)
            print(f"Força de Flexão: {f_flexao:.2f} N") # Verificação no console

            # Ler força de extensão
            peso_bruto_extensao = hx_extensao.get_weight(9)
            f_extensao = gramas_para_newtons(peso_bruto_extensao / 197.91)
            dados_extensao.append(f_extensao)
            print(f"Força de Extensão: {f_extensao:.2f} N") # Verificação no console

            # Atualizar o tempo
            tempo.append(len(tempo) * 1.5) # Atualiza tempo com intervalo de 0,5
segundo

            # Limitar o buffer a 1000 pontos para evitar sobrecarga
            if len(dados_flexao) > 1000:
                dados_flexao = dados_flexao[-1000:]
                dados_extensao = dados_extensao[-1000:]
                tempo = tempo[-1000:]

# Iniciar a aplicação Dash
app = dash.Dash(__name__, external_stylesheets=[dbc.themes.BOOTSTRAP])

# Layout do Dash
app.layout = html.Div([
    html.H1("Sistema de Medição de Força do Punho"),

```

```

# Botões de Controle
html.Div([
    html.Button("Iniciar Teste", id="iniciar-teste", n_clicks=0, className="btn btn-
primary"),
    html.Button("Parar Teste", id="parar-teste", n_clicks=0, className="btn btn-
secondary", style={'margin-left': '10px'}),
    html.Button("Limpar Dados", id="limpar-dados", n_clicks=0, className="btn
btn-danger", style={'margin-left': '10px'}),
    html.Button("Exportar para CSV", id="exportar-csv", n_clicks=0,
className="btn btn-success", style={'margin-left': '10px'}),
], style={'margin-bottom': '20px'}),

# Gráfico de Força (Flexão e Extensão)
dcc.Graph(id='grafico-forca'),

# Intervalo de atualização dos gráficos
dcc.Interval(id='intervalo-atualizacao', interval=500, n_intervals=0) # 500 ms
])

# Callback para controlar a coleta de dados
@app.callback(
    Output("intervalo-atualizacao", "disabled"),
    [Input("iniciar-teste", "n_clicks"), Input("parar-teste", "n_clicks")]
)
def controlar_coleta(n_iniciar, n_parar):
    global coleta_ativa
    if n_iniciar > n_parar:
        coleta_ativa = True
        return False # Ativa o intervalo de atualização
    elif n_parar > n_iniciar:
        coleta_ativa = False
        return True # Desativa o intervalo de atualização
    return True # Desativado por padrão

```

```

# Callback para atualizar o gráfico
@app.callback(
    Output("grafico-forca", "figure"),
    [Input("intervalo-atualizacao", "n_intervals")]
)
def atualizar_grafico(n_intervals):
    fig = go.Figure()

    if tempo:
        fig.add_trace(go.Scatter(x=tempo, y=dados_flexao, mode='lines',
name='Flexão'))
        fig.add_trace(go.Scatter(x=tempo, y=dados_extensao, mode='lines',
name='Extensão'))

        fig.update_layout(title="Força x Tempo", xaxis_title="Tempo (s)",
yaxis_title="Força (N)")
        return fig

# Callback para limpar os dados
@app.callback(
    Output("limpar-dados", "n_clicks"),
    [Input("limpar-dados", "n_clicks")]
)
def limpar_dados(n_clicks):
    global dados_flexao, dados_extensao, tempo
    if n_clicks > 0:
        dados_flexao.clear()
        dados_extensao.clear()
        tempo.clear()
        print("Dados limpos.") # Confirmação no console
    return 0

# Callback para exportar dados para CSV

```

```

@app.callback(
    Output("exportar-csv", "n_clicks"),
    [Input("exportar-csv", "n_clicks")]
)
def exportar_para_csv(n_clicks):
    if n_clicks > 0 and tempo:
        try:
            with open('dados_forca.csv', 'w', newline='') as csvfile:
                writer = csv.writer(csvfile)
                writer.writerow(["Tempo (s)", "Força de Flexão (N)", "Força de Extensão (N)"])
                for t, f_flexao, f_extensao in zip(tempo, dados_flexao, dados_extensao):
                    writer.writerow([t, f_flexao, f_extensao])
                print("Dados exportados para CSV em:", os.path.abspath("dados_forca.csv"))
        # Confirmação no console com o caminho completo
        except Exception as e:
            print(f"Erro ao exportar dados para CSV: {e}")
        return 0

# Iniciar a thread de leitura contínua
leitura_thread = threading.Thread(target=leitura_continua)
leitura_thread.daemon = True
leitura_thread.start()

# Executar o servidor Dash
if __name__ == '__main__':
    app.run_server(debug=True, host='0.0.0.0', port=8051)

```


ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA

FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA - UNESP/CAMPUS
PRESIDENTE PRUDENTE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA FORÇA EXTENSORA E FLEXORA DO PUNHO EM SUJEITOS NORMAIS UTILIZANDO CÉLULA DE CARGA

Pesquisador: DENIS ROGERIO DA SILVA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 84324624.6.0000.5402

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 7.273.903

Apresentação do Projeto:

O protocolo de pesquisa intitulado "AVALIAÇÃO DA FORÇA EXTENSORA E FLEXORA DO PUNHO EM SUJEITOS NORMAIS UTILIZANDO CÉLULA DE CARGA", objetiva "Realizar estudo sobre parâmetros da força extensora e flexora máxima do punho da mão em sujeitos normais utilizando uma célula de carga comercial". Trata-se de uma pesquisa de abordagem avaliativa que utilizará os seguintes procedimentos de coleta de dados: avaliação de força de extensão e flexão de punho. Participarão dessa pesquisa 50 indivíduos entre 18 e 45 nos saudáveis e sedentários.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário

"Realizar estudo sobre parâmetros da força extensora e flexora máxima do punho da mão em sujeitos normais utilizando uma célula de carga comercial."

Objetivos Secundários

"Mensurar a força extensora e flexora máxima do punho da mão, em sujeitos normais, em uma amostra representativa de 50 voluntários na faixa de 18 a 45 anos;"

"Estabelecer correlação entre força extensora e flexora do punho da mão"

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp Prédio da Administração - SI 05
Bairro: Centro Educacional **CEP:** 19.060-900
UF: SP **Município:** PRESIDENTE PRUDENTE
Telefone: (18)3229-5410 **E-mail:** cep.fct@unesp.br

**FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA - UNESP/CAMPUS
PRESIDENTE PRUDENTE**



Continuação do Parecer: 7.273.903

"Armazenar os dados, utilizando um software, visando análises posteriores sobre as forças extensoras e flexoras do punho de indivíduos"

"Divulgar a pesquisa realizada em periódicos conceituados"

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Após a análise considera-se que a participação nesta pesquisa não infringe as normas legais e éticas. Em relação aos benefícios espera-se que o estudo traga informações sobre a força de extensão e flexão"

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Considera-se um projeto bem simples de ser executado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados em consonância com as questões éticas preconizadas pela Resolução 510/16, na qual o protocolo se enquadra.

Recomendações:

Nada a recomendar.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após a apreciação ética, o colegiado deliberou pela APROVAÇÃO do protocolo.

Considerações Finais a critério do CEP:

Em reunião realizada no dia 22.11.2024, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia - Unesp - Presidente Prudente, em concordância com o(a) parecerista, considerou o projeto APROVADO.

Obs: Lembramos que pesquisas que se enquadram na resolução 466/12 devem apresentar relatório parcial e final, e pesquisas que se enquadram na resolução 510/16 devem apresentar relatório final.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_2404348.pdf	30/08/2024 18:44:16		Aceito

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp Prédio da Administração - SI 05
Bairro: Centro Educacional **CEP:** 19.060-900
UF: SP **Município:** PRESIDENTE PRUDENTE
Telefone: (18)3229-5410 **E-mail:** cep.fct@unesp.br

**FACULDADE DE CIÊNCIAS E
TECNOLOGIA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA - UNESP/CAMPUS
PRESIDENTE PRUDENTE**



Continuação do Parecer: 7.273.903

Outros	termoderesponsabilidaddedados.pdf	30/08/2024 18:35:48	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termo_de_compromisso_pesquisadores FINAL assinado.pdf	30/08/2024 18:31:42	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Declaração de concordância	declaracaodiretordaunidade.pdf	30/08/2024 18:30:07	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	30/08/2024 18:29:32	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Cronograma	OKcronograma.pdf	30/08/2024 18:29:04	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	OKprojetoComite.pdf	30/08/2024 18:28:50	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Solicitação Assinada pelo Pesquisador Responsável	OKautorizacao_Denisassinado.pdf	30/08/2024 18:28:41	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRostoFINAL.pdf	30/08/2024 17:57:18	DENIS ROGERIO DA SILVA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PRESIDENTE PRUDENTE, 06 de Dezembro de 2024

Assinado por:
Luis Alberto Gobbo
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp Prédio da Administração - SI 05
Bairro: Centro Educacional **CEP:** 19.060-900
UF: SP **Município:** PRESIDENTE PRUDENTE
Telefone: (18)3229-5410 **E-mail:** cep.fct@unesp.br