

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JÚLIO DE MESQUITA FILHO
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO PARA AVALIAR A FORÇA
EXTENSORA DA MÃO**

Ilha Solteira
2023

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

**IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO PARA AVALIAR A FORÇA
EXTENSORA DA MÃO**

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Engenharia – UNESP – Campus Ilha Solteira - SP, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica. Área de Conhecimento: Automação

Prof. Dr. Marcelo Augusto Assunção Sanches
Orientador

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S237i Santos, Elcio Alteris dos.
Implementação de um dinamômetro para avaliar a força extensora da mão
/ Elcio Alteris dos Santos. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2023
116 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia
de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2023

Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches
Inclui bibliografia

1. Implementação. 2. Dinamômetro de mão. 3. Força de extensão.


Raiane da Silva Santos

Impacto potencial desta pesquisa

Implementou-se um dinamômetro inovador para medir a força extensora das mãos e dedos; permitindo aos profissionais que registrem a evolução dos pacientes, o que possibilita a investigação de novos padrões de força, dada à escassez de informações sobre o tema na literatura.

Potential impact of this research

An innovative dynamometer was implemented to measure the extensor force of the hands and fingers; allowing professionals to record the evolution of patients, which enables the investigation of new patterns of strength, given the scarcity of information on the subject in the literature.

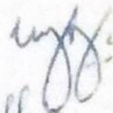
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

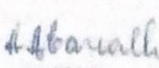
TÍTULO DA TESE: IMPLEMENTAÇÃO DE UM DINAMÔMETRO PARA AVALIAR A FORÇA EXTENSORA DA MÃO

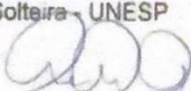
AUTOR: ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

ORIENTADOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

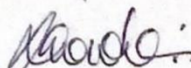
Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em Engenharia Elétrica, área:
Automação pela Comissão Examinadora:

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

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

Prof. Dr. CARLOS ANTONIO ALVES (Participação Presencial) 
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. FABIAN RODRIGO CASTRO FORERO (Participação Virtual) 
Programa Ingeniería Electrónica / Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia

Profa. Dra. LIGIA DE LOIOLA CISNEROS (Participação Virtual) 
Departamento de Fisioterapia / Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Ilha Solteira, 25 de agosto de 2023

DEDICATÓRIA

Dedico estas conquistas à minha amada família, com um espaço especial no meu coração reservado para minha querida mãe, Aurea Garcia Lopes (*In memoriam*), que está sempre presente em lembranças e saudades. Sua força e seus conselhos continuam a guiar cada passo meu, infundindo uma motivação de magnitude imensurável. Ao meu pai Senhor Alteris, meu eterno alicerce, meu profundo agradecimento por estar sempre ao meu lado.

Dedico também ao querido e grandioso Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho (eterno orientador), pela sabedoria retribuída, pelo carinho e cuidado de sempre e pelas palavras valiosas que foram além da formação. Ao meu querido Orientador Prof. Dr. Marcelo Augusto de Assunção Sanches, pelo auxílio na minha formação, força, empenho e acolhimento de sempre.

Dedico aos meus colegas e companheiros de pesquisa que auxiliaram em várias etapas deste trabalho e ai vai: Dr. Thiago Quevedo (pelo apoio fundamental), Ms. Caique (pelo auxílio), Prof. Me. Denis, Dra Andressa, Dr. Jorge, Dr. Fabian, Xavier, Pablo, Edinaldo, Sara, Thalita, Rafael Genuíno, Dr. Ricardo Taoni, Rodrigo Daltin, Prof. Dr. Renan (UFMG), Prof. Dr Adalberto Corazza (UFMS), Prof. Dr. Wesley Pontes e especialmente ao Prof. Dr Matheus Urban (UNIFESP) pelo apoio.

Aos terapeutas ocupacionais, profissionais e amigos: Ronaldo Zopellaro, Sofia Amaral, Simone Bastos, Marilda, Ivens Pereira, Amanda da Silveira, Luciana Wertheimer.

Dedico aos meus amigos e familiares: Vanessa, Charles, Bimi, Txuã, Mawapai, Txana Kuru, Fabricio, Rodrigo Casagrande, Maria Helena Bassalobre, Maria Helena, Ivan, Michele, Elton, Vera Cordeiro, Cynthia Girundi, Larissa Dall' Agnol, Madalena, Eduardo e a grande família Uruguaia, Jorge Lúcio, Guilherme, Maristela Costa Irazoqui, Jairo, Luciene, Kakau, Rodrigo Vital, Bethânia, Vanice, Dulce, Prince, Claudio, Matheus e Carol. Aos companheiros e companheiras dos movimentos sociais, à irmandade do Santo Daime.

Dedicatória especial aos povos originários, com destaque para a irmandade da Comunidade Ni Yushibu, Jordão-AC. Aos amigos e Liderança, os Pajés Kixtî e Ixã.
HAUX!!!

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente à Universidade Federal de Pelotas (UFPEL) pelo apoio técnico e institucional fornecidos ao longo de todas as etapas deste processo de formação. Quero destacar de forma especial o reconhecimento aos servidores, colegas, alunos e ex-alunos do curso de Terapia Ocupacional, bem como à Faculdade de Medicina, pela valiosa ajuda concedida tanto antes quanto durante o período de estudos. Estendo também meus agradecimentos aos servidores da UNESP pelo apoio durante todo esse período.

Ao Prof. Rodrigo Cardim, pelos ensinamentos frutíferos. À Profa. Dra. Luzenira Brasileiro, pela estruturação da base deste projeto.

Aos membros da banca, em especial à Prof. Dra. Ligia de Loiola Cisneros, pelas contribuições edificantes proporcionadas nesta formação. Agradeço também ao Prof. Dr. Fabián pela disposição e pelas contribuições. Aqui também fica registrado o agradecimento às suas instituições, UFMG e *Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia*. Ao Prof. Dr. Carlos (UNESP-FEIS), meu agradecimento pelo aceite, apoio e contribuições fundamentais ao longo de todo o processo. Também ao Professor Marcelo Minhoto.

Meus agradecimentos a toda equipe do LIEB pela disponibilidade em auxiliar na pesquisa.

Agradeço também aos participantes do estudo.

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

RESUMO

A mão humana realiza funções diversas e para tanto são necessárias boa habilidade e destreza, quesitos requeridos e importantes para desempenhar atividades do desempenho ocupacional. Devido a algumas patologias ou questões diversas que impeçam a mão de executar tarefas ou atividades faz-se uma avaliação criteriosa no sentido de compreender os motivos que impedem sua função, sendo a falta de força muscular o óbice significativo para tanto. Para avaliar a força muscular da mão os postulados da área da reabilitação e estudos na área da biomecânica sugerem que a utilização de um dinamômetro seja importante. O dinamômetro utilizado é o de aperto em que é realizada a força flexora. Mas, a fraqueza muscular pode afetar também os músculos extensores, dificultando a abertura da mão para abrir ao pegar e ao soltar objetos. Poucos trabalhos propõem um estudo da extensão da mão; a maioria desenvolve sistemas voltados para questões específicas como é o caso da força muscular isoladamente. Este trabalho visou desenvolver um dinamômetro para avaliar a força extensora da mão e pinça. O desenvolvimento deste estudo ancorou-se a partir de uma busca nas bases especializadas através de pesquisas bibliográficas. Com o objetivo de embasar a pesquisa, foram incorporadas as seguintes temáticas, visando a aprimorar o projeto: enfatizaram-se os aspectos biomecânicos da mão e do polegar, considerou-se a antropometria, ergonomia e projeto de construção mecânica do dinamômetro, desenvolveu-se um protocolo de validação e projeto de instrumentação eletrônica. Por fim, a etapa final envolveu a realização de teste piloto. Após a construção do equipamento e submissão ao comitê de ética em pesquisa da Universidade Estadual Paulista (UNESP) campus de Presidente Prudente/SP com aprovação, realizou-se um estudo piloto. Instrumentou-se o sistema com uma célula de carga, junto de um sistema eletrônico para enviar os dados a um computador e então mostrou-se a maneira de armazenar dados referentes à força de extensão da mão. Tal advento auxiliará no processo de registro e evolução na reabilitação de pacientes com fraqueza na musculatura extensora, ou ainda produzir estudos sobre esta temática.

Palavras-chave: implementação, dinamômetro de mão, força de extensão.

ABSTRACT

In daily life, human hand performs several functions that require skills and dexterity, these being important requirements to perform any function of occupational activity. Because of some pathologies or diverse situations that affect the hand's ability to execute tasks, an assessment was carried out in order to know the reasons for that, obtaining the lack of muscular strength as a cause. In this context, health biomechanics and rehabilitation fields highlight the importance of use of a dynamometer for the sake of muscular strength assessment. Consequently, a tightening dynamometer is applied to execute the flexor force. However, muscle weakness can also affect the extensor muscles, making it difficult for the hand to open when picking up and releasing objects and few works propose a study of hand extension since most developed specialized systems on specific issues such as muscle strength in an isolated way. This work aims to develop a dynamometer to assess the extensor strength of the hand, fingers and pinch, based on the specialized literature review. In order validate and support the research, the following topics were incorporated, aiming to improve the project: emphasis was placed on the biomechanical aspects of the hand and thumb, anthropometry, ergonomics and mechanical construction project of the dynamometer were considered, a validation protocol was developed and an electronic instrumentation design was created. Finally, the last step involved carrying out a pilot test. After the construction of the equipment, it was submitted to the research ethics committee of the Universidade Estadual Paulista (UNESP) campus of Presidente Prudente/SP with approval, followed by a pilot study. The electronic system was instrumented with a load cell, together with an electronic system to send the data to a computer, and then show and store data referring to the strength of hand extension, this advent will help in the process of recording and evolution in the rehabilitation of patients with weakness in the extensor musculature, or to produce studies on this subject.

Keywords: Implementation; hand dynamometer; extension strength.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Aspecto palmar da mão	15
Figura 2	- Movimentos realizados pela mão	16
Figura 3	- Dinamômetro do LIEB com medida	24
Figura 4	- Dinamômetro do LIEB aprimorado	25
Figura 5	- Miômetro	29
Figura 6	- Protótipo do sistema extensor	30
Figura 7	- Sistema de medição de extensão dos dedos	32
Figura 8	- Sistema para avaliação do dedo indicador	33
Figura 9	- Dinamômetro para teste de força da pinça	34
Figura 10	- Sistema para avaliar força de flexo-extensão do punho	35
Figura 11	- Fluxograma da revisão	37
Figura 12	- Mão com suas características	41
Figura 13	- Músculos extensores da mão	42
Figura 14	- Arcos da mão	42
Figura 15	- Túneis de passagem dos tendões extensores	43
Figura 16	- Tendões extensores, tuneis carpais e bainhas sinoviais	44
Figura 17	- Dedo em Martelo	47
Figura 18	- Flexão metacarpofalângica por causa patológica	47
Figura 19	- Mão caída por paralisia do nervo radial	48
Figura 20	- Áreas de avaliação	53
Figura 21	- Dinamômetro Jamar®	57
Figura 22	- Parâmetros de força	58
Figura 23	- Teste com dinamômetro Jamar®	59
Figura 24	- Teste com o dinamômetro <i>Pinch Gauge</i> ®	59
Figura 25	- Célula de carga	63
Figura 26	- Ponte de <i>Wheatstone</i>	63
Figura 27	- Célula de carga com extensômetros	64
Figura 28	- Projetos Preliminares	64
Figura 29	- Suportes para encaixes dos dedos	65
Figura 30	- Suporte para Pinça	66
Figura 31	- Suporte individual	67

Figura 32	- Dinamômetro extensor da mão	67
Figura 33	- Projeto do dinamômetro extensor da mão	68
Figura 34	- Adaptador para diminuir o modelo da pinça	68
Figura 35	- Adaptadores para diminuir o tamanho do dinamômetro	69
Figura 36	- Simulação das tensões	70
Figura 37	- Análise do deslocamento	71
Figura 38	- Fatiamento para manufatura	72
Figura 39	- Dinamômetro grande com adaptadores, superior e inferior	74
Figura 40	- Dinamômetro configurado para atender mãos menores	74
Figura 41	- Dinamômetro em diferentes ângulos	75
Figura 42	- Adaptadores Superiores	75
Figura 43	- Adaptador da parte inferior	76
Figura 44	- Dinamômetro médio	76
Figura 45	- Sistema de teste para a mão direita	77
Figura 46	- Teste para pinça com adaptadores	77
Figura 47	- Adaptador superior e inferior para teste de pinça	78
Figura 48	- Dinamômetro para teste de pinça	78
Figura 49	- Dinamômetro para teste de pinça com e sem adaptador	79
Figura 50	- Sistema de teste para a mão direita	79
Figura 51	- Posição funcional da mão no dinamômetro	80
Figura 52	- Teste de funcionamento	82
Figura 53	- Teste de carregamento e descarregamento de massas	82
Figura 54	- Suporte utilizado	83
Figura 55	- Diagrama de blocos do sistema	85
Figura 56	- Representação da média dos testes das células de carga	87
Figura 57	- Resultado dos seis dinamômetros	88
Figura 58	- Aplicação de massa	92
Figura 59	- Resultado do teste com a mão direita do voluntário	97
Figura 60	- Tela de teste	102
Figura 61	- Teste de extensão dos dedos da mão	103

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABS	Acrilonitrila estireno
AVD	Atividade da vida diária
AVE	Acidente vascular encefálico
CPU	Processador <i>Dual Core</i>
DO	Desempenho Ocupacional
EAC	Engenharia Auxiliada por Computador
EAR	Estrutura Aplicada de Referência
ERB	Estrutura de Referência Biomecânica
FDM	Deposição de Material Fundido
KGF	Quilograma força
LIEB	Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica
N	Newton
PLA	Polímero Poliacido Lático
PRISMA	Preferenciais para Relatórios de Revisão Sistemática e Meta-análise
STL	Esteliográfico
Tg	Temperatura vítrea
TM	Terapia da mão
UNESP	Universidade Estadual Paulista

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	MOTIVAÇÕES	14
1.2	OBJETIVOS	19
1.2.1	Objetivo Geral	19
1.2.2	Objetivos Específicos	19
2.	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	PESQUISA SOBRE DINAMÔMETRO NO LIEB	21
2.2	ESTADO DA ARTE	26
2.2.1	Primeiro Artigo	28
2.2.2	Segundo Artigo	29
2.2.3	Terceiro Artigo	31
2.2.4	Quarto Artigo	32
2.2.5	Quinto Artigo	33
2.3	QUESTÕES SOBRE O PUNHO	35
2.4	REVISÃO SOBRE IMPLEMENTAÇÃO DE DINAMÔMETROS	36
2.5	PONTOS ESSENCIAIS DOS ARTIGOS SOBRE A CONSTRUÇÃO DE DINAMÔMETROS	38
3	A MÃO.....	40
3.1	ESPECÍFICIDADES DA MÃO	40
3.2	DEFICIÊNCIA DA MÃO	45
3.3	PROCESSOS CENTRAIS DA TERAPIA OCUPACIONAL	48
3.4	ESTRUTURAS DE REFERÊNCIA EM BIOMECÂNICA (ERB)	49
3.5	TERAPIA DA MÃO	51
3.6	AVALIAÇÃO	52
3.6.1	Avaliação da mão	54
3.6.2	Dinamômetro de mão	56
4	ESTRUTURA MECÂNICA DO DINAMÔMETRO.....	61
4.1	MODELAGEM	61
4.1.1	Célula de carga	62
4.1.2	Protótipos iniciais do dinamômetros	64
4.1.3	O projeto escolhido	65
4.2	SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA E DEFORMAÇÃO DA ESTRUTURA.....	69

4.3	MANUFATURA	71
4.4	MONTAGEM DO DINAMÔMETRO DE MÃO	73
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	81
5.1	PRIMEIRA ETAPA DE CALIBRAÇÃO	81
5.2	SEGUNDA ETAPA DE CALIBRAÇÃO	83
5.3	SISTEMA ELETRÔNICO	84
6	RESULTADOS	87
6.1	RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO	87
6.1.1	Resultados da primeira etapa de calibração	87
6.1.2	Resultados da segunda etapa de calibração.....	88
6.1.3	Cálculo das incertezas do sistema	88
6.1.4	Histerese e Acurácia	89
6.1.5	Precisão	90
6.1.6	Resolução	91
6.2	INSTRUTIVOS PARA APLICAÇÃO DO ESTUDO PESQUISA	93
6.3	ESTUDO PILOTO	93
6.4	AValiação DE FORÇA	95
6.5	RISCOS	96
6.6	BENEFÍCIOS	96
6.7	RESULTADOS DE TESTE COM VOLUNTÁRIOS	97
7	CONCLUSÃO.....	104
	REFERÊNCIAS.....	106
	APÊNDICE A - Artigos obtidos pela Revisão Bibliográfica	111
	ANEXO A – Parecer Circunstanciado.....	114

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo estão incorporados os elementos a serem abordados neste trabalho bem como os pontos de referência que fundamentaram este estudo. Desta maneira, proporciona-se uma compreensão dos princípios do arcabouço teórico que embasaram a implementação do dinamômetro como finalidade à medição da extensão da mão, além das motivações da pesquisa.

1.1. MOTIVAÇÕES

Algumas patologias ou traumas afetam, por vezes, os movimentos da mão. Para compreender a situação prognóstica, a avaliação é um elemento essencial para compreender o estado dos componentes do desempenho ocupacional (DO). É fundamental destacar que a mão desempenha funções cruciais. Abrir para pegar um objeto, fechar para segurá-lo, transportá-lo e, por fim, abrir novamente para soltá-lo.

Estas ações são fundamentais para a realização das atividades diárias e, em casos de empecimento da mão, a avaliação torna-se necessária para identificar e tratar estas condições, visando, se necessárias, a reabilitação e a melhoria da qualidade de vida do paciente.

Para Olearsson (2005) e Cotoros (2017), os dedos são imprescindíveis para a realização das atividades cotidianas, uma vez que promovem autonomia nas tarefas e são coadjuvantes na mão para manipular ferramentas como: Chaves de fenda, alavancas, interruptores, chaves inglesas e canetas, que são alguns exemplos.

Além disso, os dedos contribuem para uma forte preensão durante as atividades. Para aqueles segmentos que necessitem de dispositivos de reabilitação, se faz possível ajustá-los para lidar com a higiene, a exemplo da escova de dentes, pente, sabonete, talheres, alimentos, dentre outros. Segundo os autores, a implicação de qualquer disfunção da mão ou dedos leva a uma diminuição da qualidade de vida.

De acordo com Paulo (2017), a mão possui estruturas complexas formadas por um conjunto de ossos, articulações, tendões e músculos que proporcionam a capacidade de movimentação e preensão. Composta pelos cinco ossos metacarpianos (numerados de I a V) e os ossos do carpo, a mão é essencial para diversas atividades do dia a dia. Cada dedo é composto por três ossos chamados de

falanges, à exceção do polegar. Este possui apenas duas falanges. A Figura 1 apresenta o aspecto palmar da mão.

Figura 1 – Aspecto palmar da mão



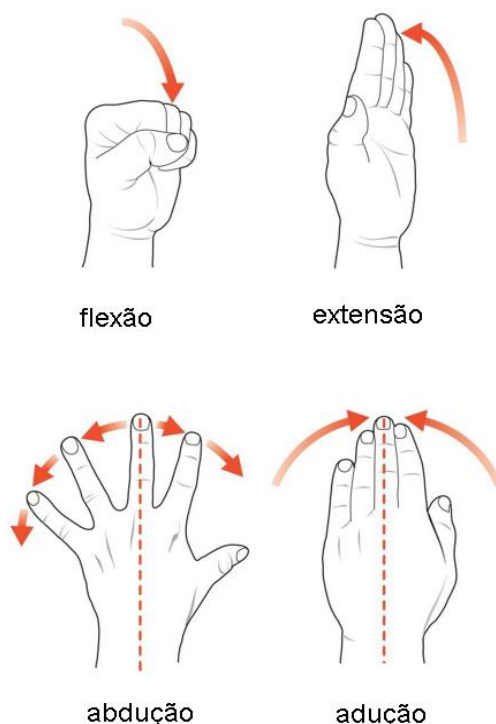
Fonte: Grieve (2006).

As falanges estão denominadas em acordo com a posição em relativa dos metacarpianos – falange *proximal* (a mais próxima); *falange média* (a do meio); e *falange distal* (a mais distante e que está ao final). Em relação ao polegar, constitui-se pela falange proximal e falange distal (PAULO, 2017).

De acordo com Caetano (2013, *apud* Paulo, 2017 p. 25), os dedos são capazes de realizar movimentos de flexão e extensão, graças às articulações presentes e estruturação. A *metacarpofalangeana* (localizada entre a cabeça do metacarpiano e a primeira falange); a *interfalangeana proximal* (compreendida entre a falange proximal e média) e a *interfalangeana* (distal – entre a falange média e distal).

Além do movimento flexo extensor, a articulação metacarpofalangeana possibilita o movimento de adução *versus* abdução (especialmente quando os dedos se encontram em extensão). Por outro lado, as articulações interfalangeanas (proximais e distais) são similares e possuem ligamentos colaterais que conferem forte estabilidade lateral a estas articulações (CAETANO, 2013 *apud* PAULO, 2017, p. 25). Os movimentos essenciais para a execução de atividades estão representados na Figura 2.

Figura 2 – Movimentos realizados pela mão



Fonte: Adaptado de Lippert (2011).

Algumas patologias, ou por vezes, traumas afetam significativamente a movimentação da mão tornando a avaliação essencial para compreender o comportamento dos componentes do desempenho ocupacional (DO). É de fundamental importância destacar que a mão desempenha funções precisas ao abrir (a fim de pegar um objeto); ao fechar (para segurá-lo ou então transportá-lo) e logo abrir novamente (para soltá-lo). Tais ações são fundamentais para a realização das atividades diárias. Assim, em casos de empecimento da mão se faz importante identificar e tratar tais condições.

Conforme Ferrigno (2007), a força de preensão e de pinça, exercida pela mão, pode ser mensurada por meio da utilização de dinamômetros. Estes dispositivos avaliam o componente desempenho ocupacional (DO) – especificamente da força muscular da mão. Através de medições é possível obter informações importantes sobre a capacidade funcional da mão, no sentido de identificar possíveis limitações apresentadas por deficiências musculares que afetam, *a priori*, as atividades diárias do indivíduo.

O dinamômetro é uma ferramenta valiosa no campo da reabilitação, uma vez que permite um planejamento eficaz e personalizado do tratamento trazendo melhorias à função que a mão desempenha (FERRIGNO, 2007).

Os testes que envolvem a força extensora se iniciam com Richards *et al.* (1993). Olandersson *et al.* (2005) desenvolveram um sistema para testar da mão a força dos quatro dedos. De acordo com estes autores, não existem dinamômetros comerciais que realizam teste de força extensora. São necessários estudos que envolvam condições clínicas, biomecânicas e o desenvolvimento de equipamentos adequados para a finalidade a que se propõem.

Consultando postulados sobre esta temática ‘extensão da mão ou dedos’ encontra-se na literatura Kapandji (2007) tratando de estudos sobre a fisiologia articular, sendo a extensão dos dedos decorrente da ação muscular combinada (extensor dos dedos, interósseos, lumbricais e de certa forma, do músculo flexor superficial dos dedos), todos estes atuando nas relações variáveis de sinergia-antagonismo, de acordo com a posição da articulação metacarpofalangeana e do punho.

Outros estudos, como de Richards (1993), Silva (2005) e Parrat (2016) realizaram testes de força com sistemas que quantificaram a extensão da mão, dedos ou punho, que necessitam de estabilização do punho e outros segmentos, afim de não promover alteração da força de extensão dos dedos.

Este estudo baliza-se na implementação de um sistema dinamométrico que testa a força extensora da mão e pinça. É importante salientar que o dinamômetro é concebido para resolver um problema da prática clínica, especialmente destinado aos profissionais que lidam com disfunções físicas e enfrentam a falta de equipamentos para avaliação.

O dinamômetro para extensão está sendo projetado com base em uma revisão literária abrangente e estudos encontrados nas bases científicas, identificando as tecnologias existentes, excluindo limitações e atentando-se às necessidades clínicas.

Os artigos encontrados, promotores do prelúdio inicial, exploraram e propõem soluções para a temática pretendida, uma vez que são fundamentais para o desenvolvimento de metodologias adjutórias que permitiram a proposição de um novo estudo pela utilização de tecnologias atualizadas.

Com base nestas pesquisas, um novo sistema é concebido no sentido de atender às necessidades particulares – tanto da prática clínica quanto da pesquisa –

para preencher a lacuna existente e assegurar eficácia e precisão superiores nas avaliações da força de extensão da mão e da pinça. Se objetiva assim, implementar um sistema para avaliação da força extensora da mão e da pinça. O processo envolve a manufatura do dispositivo e a realização de etapas protocolares para verificar sua precisão, acurácia e sensibilidade, aspectos de relevância.

Frente a isso, entendendo a relevância da mão para realizar a extensão e garantir a capacidade de pegar e soltar objetos, o presente estudo abrange os seguintes aspectos, elencados por ordem de logicidade:

Uma Introdução: Nesta seção é feita uma abordagem geral da temática pretendida, em que se destaca a importância da mão e funcionalidade na realização de atividades cotidianas, apresentando uma dimensão geral do estudo.

Uma Revisão de Literatura sobre dinamômetros de mão e implementação de equipamentos. Realiza-se, para tanto, uma vasta revisão dos estudos e pesquisas existentes relacionadas aos dinamômetros de mão e à implementação de equipamentos utilizados para avaliar a força de extensão da mão.

Conhecimentos sobre anatomia e biomecânica da mão, em que são abordados os conhecimentos relevantes sobre a anatomia e biomecânica da mão, incluindo a estrutura dos ossos, articulações, músculos e tendões que possibilitam o movimento de extensão da mão.

Implementação mecânica que apresenta informações detalhadas sobre a avaliação da força de extensão da mão, simulando, implementando e desenvolvendo equipamentos para testes.

Desenvolvimento de *hardware*, com estudos envolvendo calibração e implementação de circuitos eletrônicos a fim de garantir a coleta de informações. E por último, resultados, discussão e indicação de testes com o sistema e um estudo piloto.

Portanto é relevante destacar a importância de incorporar a avaliação da força de extensão da mão em procedimentos clínicos e estudos científicos, para obter uma visão da função da mão e assegurar uma reabilitação mais abrangente e adequada àqueles que necessitam de tratamento.

Em relação ao desenvolvimento de equipamento para atender aos vários repertórios em questões que envolvam tecnologias atualmente disponíveis, dentre estas temos, a manufatura, que visa questões anatômicas, ergonômicas e biomecânicas da mão. O polegar está incluso nos testes.

O dinamômetro foi implementado utilizando tecnologia de impressão 3D, permitindo que os encaixes dos dedos fossem dimensionados para se moldarem aos diversos tamanhos da mão. Desenvolveu-se modelos específicos que auxiliam na coleta da força exercida pelos indivíduos durante o teste. Esta abordagem possibilita a utilização do equipamento em uma variedade de participantes, garantindo êxito na medição da força extensora da mão.

No Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) da Universidade Estadual Paulista (UNESP) campus de Ilha Solteira-SP, foram realizados os protocolos de calibração do equipamento com a célula de carga. Tais procedimentos permitiram validar o equipamento e garantir precisão nas coletas requeridas de força, para tanto, utilizou pesos conhecidos. O dinamômetro desenvolvido foi então devidamente testado comprovando-se confiabilidade na avaliação da força extensora da mão e da pinça, tanto para estudos quanto para aplicações clínicas.

Na estrutura eletrônica utilizou-se uma célula de carga comercial, componentes eletrônicos e o LabVIEW™ para interfaceamento do sistema. A inovação proposta atende diretamente às demandas e especificidades clínicas, contribuindo para uma compreensão aprofundada da avaliação e do progresso no tratamento das questões relacionadas à extensão da mão, revelando-se como uma ferramenta prognóstica valiosa para terapeutas especializados em reabilitação de mão e outros profissionais envolvidos no mesmo campo de atuação.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo Geral

Implementar um sistema dinamométrico como instrumento de medida da força extensora da mão e pinça.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Realizar uma pesquisa na literatura sobre estudos relacionados à construção de instrumentos de medida para avaliação da força extensora;

- Implementar um projeto mecânico de dinamômetro para mensurar a força extensora da mão e pinça;
- Projetar um sistema eletrônico com interfaceamento capaz de propiciar a medida com o sistema mecânico do dinamômetro;
- Realizar a validação protocolar de padrão confiável com pesos conhecidos;
- Realizar estudo piloto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo dispõe da apresentação de revisão literária de estudos que servem de suporte para a implementação do dinamômetro. A partir desta revisão foi possível propor uma ideia inovadora a respeito da implementação de um dinamômetro para extensão, como um instrumento de medida da força extensora.

É válido ressaltar que essa revisão também possibilitou a análise do uso de tecnologias atuais, permitindo assim que o desenvolvimento do dinamômetro extensor pudesse incorporar inovação dentro do escopo de sua implementação.

2.1 PESQUISA SOBRE DINAMÔMETRO NO LIEB

O LIEB está localizado no Campus III da Unesp em Ilha Solteira-SP e desempenha um papel crucial no desenvolvimento contínuo ao longo do tempo. Sua área de atuação abrange a pós-graduação e apoio na formação ao curso de Engenharia Elétrica, proporcionando uma sólida base de conhecimento nesta área.

No entanto, o LIEB não se limita apenas à Engenharia Elétrica, pois trata-se de um espaço dinâmico de interação com outros cursos da Universidade Estadual Paulista (UNESP). A Engenharia Mecânica é um desses cursos com o qual o laboratório corrobora no sentido do fortalecimento à interdisciplinaridade, permitindo o câmbio de conhecimentos e perspectivas valiosas entre áreas.

Além disso, o LIEB é frequentado por estudantes e profissionais de diversas outras áreas de conhecimento, incluindo, a Terapia Ocupacional, Fisioterapia, Matemática e Ciência da Computação, dentre outros. Essa diversidade é um dos principais fatores que tornam o laboratório um espaço de pertença à área interdisciplinar. Esta característica singular fomenta um ambiente propício para a pesquisa e inovação científica, especialmente no que tange à aplicação de novas tecnologias.

A colaboração entre os cursos e profissionais possibilita o desenvolvimento de projetos inovadores e a busca por soluções que podem beneficiar a sociedade de maneiras diversas. Com acesso a conhecimentos diversos, os pesquisadores do LIEB são incentivados a explorar novas fronteiras, visando ao progresso tecnológico e à melhoria da qualidade de vida.

Neste ambiente ideias são concebidas e desenvolvidas de forma interdisciplinar contribuindo para avanços científicos e tecnológicos na área a que se propõem. A colaboração entre estudantes e profissionais de diferentes áreas amplia a perspectiva e a criatividade, resultando em soluções abrangentes e eficazes para os desafios atuais e futuros.

O LIEB reafirma-se como um espaço privilegiado de conexão e interdisciplinaridade entre cursos acadêmicos e profissionais de diferentes áreas. Propicia ainda um ambiente estimulante e enriquecedor para a pesquisa e aplicação de novas tecnologias em benefício da sociedade e do desenvolvimento científico.

O LIEB possui objetivos bem-definidos que visam o desenvolvimento técnico, profissional e acadêmico dos pesquisadores vinculados aos programas de pós-graduação e graduação. Isso abrange estudantes de iniciação científica, mestrado, doutorado e pós-doutorado.

Um dos focos principais deste laboratório é a promoção de pesquisas que sejam capazes de trazer inovações tecnológicas com potencial para contribuir significativamente ao desenvolvimento social, bem-estar da saúde humana e consequente reabilitação. Para alcançar seu objetivo, o laboratório tem como base a instrumentação eletrônica e o uso de sensores.

Existem vários projetos em andamento, mas, em uma linha do tempo dedicada ao escopo deste estudo é abordado o desenvolvimento de dinamômetros. Pode-se, em prioridade, destacar-se algumas etapas importantes:

Primeiros Estudos e Conceitos Iniciais – de interesse dos pesquisadores sobre dinamômetros – que são dispositivos utilizados para medir força em diversos contextos. Os pesquisadores do LIEB, ao longo do tempo, dedicaram-se a compreender os princípios de funcionamento dos dinamômetros existentes no mercado que atendam às necessidades específicas de pesquisa e novas aplicações.

Projeto e Prototipagem com base nos conhecimentos adquiridos. O laboratório parte para o projeto e prototipagem de dinamômetros personalizados adequados às mais diversificadas demandas. Este processo envolve a integração de tecnologias eletrônicas e sensores para garantir a precisão das medições.

Testes e Validação – após a construção dos protótipos, os dinamômetros passam por extensos testes e validações (calibrações) que garantem confiabilidade e precisão nas medidas. Esta fase é essencial para verificar se os dispositivos atendem

aos quesitos que se propõem. Os especialistas do LIEB pesquisam a utilização de sensores em Engenharia Biomédica há bastante tempo.

Com aperfeiçoamento contínuo, o LIEB realiza constantes aperfeiçoamentos nos dinamômetros, incorporando avanços tecnológicos com *feedbacks* dos pesquisadores, profissionais e usuários finais. A busca contínua pela excelência garante que os equipamentos estejam sempre atualizados e em conformidade com os padrões mais elevados.

Aplicações e Contribuições – Com os dinamômetros desenvolvidos e aprimorados, o LIEB aplica-se em pesquisas e projetos multidisciplinares. Suas realizações variam, desde estudos biomecânicos, até análises de desempenho em sistemas biomecânicos e elétricos. As contribuições resultantes destas pesquisas são compartilhadas em conferências, congressos e publicações de cunho científico, em revistas especializadas e eventos acadêmicos, beneficiando a comunidade científica e a sociedade.

Em suma, a linha do tempo do desenvolvimento de dinamômetros no LIEB destaca a evolução das pesquisas nessa área e demonstra o compromisso do laboratório em utilizar a instrumentação eletrônica e tecnológica que promovem avanços científicos significativos e contribuem para o bem-estar geral da sociedade, especialmente na área da saúde.

Segundo informações de Paulo (2017), o primeiro dinamômetro foi desenvolvido por Silva e Carvalho em 1998. O dinamômetro implementado consistia em duas hastes de duralumínio com membranas que continham extensômetros resistivos, o que permitia medir a soma das forças exercidas pelos dedos. Os extensômetros foram posicionados de maneira que respondiam à tensão de cisalhamento. Os resultados da pesquisa mostraram que esse equipamento apresentou uma resposta linear, independente do ponto de aplicação da força nas hastes, além de excelente repetibilidade. Sua faixa dinâmica foi de 100N (Newtons) e a resolução atingiu 0,8N com resposta precisa conforme o erro esperado.

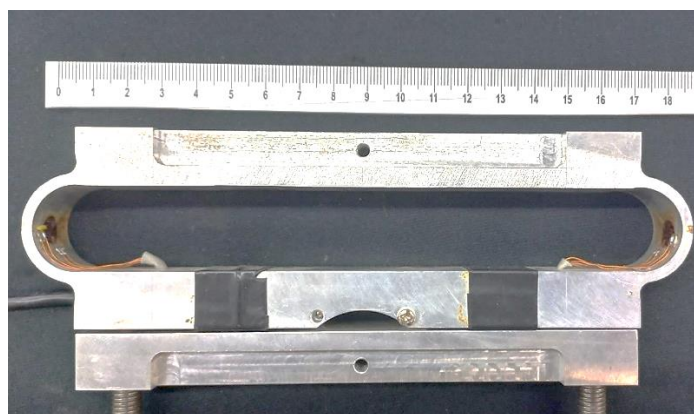
Este pioneirismo revelou-se promissor e demonstrou a viabilidade da utilização de dinamômetros para a medição de força. O desenvolvimento do primeiro protótipo foi um passo significativo no avanço deste segmento de pesquisa abrindo caminho para pesquisas subsequentes e aprimoramento de equipamentos que poderiam ser utilizados nos mais diferentes contextos – como estudos biomecânicos, avaliação do desempenho humano e contribuindo à pesquisa em reabilitação.

É importante ressaltar que o estudo prógono com dinamômetros biomédicos, no LIEB, teve início com as pesquisas de Silva (2002), cujo desenvolvimento do dinamômetro foi importante para o passo inicial de pesquisa do grupo. Depois, Santos (2009) implementou um dinamômetro com diversos modelos.

Segundo Santos (2009), o dinamômetro biomédico é um equipamento capaz de proporcionar avaliação quantitativa e precisa das forças exercidas pelas mãos. Seu uso contribui para realizar avaliações biomecânicas das mãos de pacientes. Estas avaliações são importantes após traumas ou patologias que comprometem as mãos.

Disto partiu a ideia de desenvolvimento de um dinamômetro versátil com a possibilidade de mudanças de moldes, visando melhorar a captação de forças de diversos grupos musculares – tanto em conjunto quanto de forma isolada – durante o teste. Além do mais, desenvolveu-se o *hardware* necessário a fim de registrar e cadastrar dados referentes à avaliação do cliente/paciente. A Figura 3 ilustra o dinamômetro desenvolvido por Santos (2009). Ilustra as medidas empregadas no processo construtivo deste dinamômetro constituído basicamente por duas partes – uma superior e outra inferior (SANTOS, 2009).

Figura 3 – Dinamômetro do LIEB com medida



Fonte: O autor (2023).

A parte superior do dinamômetro compõe-se de duas barras unidas por um anel dinamométrico. Na parte interna deste anel estão colados os extensômetros. A utilização de estrutura única torna o dinamômetro mais leve e não acarreta perda de força em nenhuma outra parte, garantindo que o sensor receba toda a força aplicada. Já a parte inferior do dinamômetro é uma barra móvel e permite ajustar seu tamanho para diferentes aplicações (SANTOS, 2009).

Santos (2009) apresenta os resultados e mostra que o equipamento possui histerese desprezível, precisão de 0,54%, resolução de 0,70N, faixa dinâmica de 500N, além da possibilidade de avaliação de forças exercidas por diferentes músculos da mão. Além disso, utiliza-se uma interface em *LabVIEW™*, que possibilita a comunicação do instrumento com um computador.

O dinamômetro desenvolvido por Santos (2009) foi utilizado por outros pesquisadores do LIEB. Ao longo do tempo, incorporou-se outras possibilidades de inovação e aplicação, melhorando ajustes e proporcionando a inclusão de novas tecnologias.

Paulo (2014) dá sequência aos estudos de Santos (2009) e afirma que, mesmo havendo marcas comerciais de dinamômetros biomédicos consagradas no mercado, este tipo de equipamento continua sendo objeto de estudos de pesquisas científicas que buscam novas abordagens e técnicas de análise de preensão.

Paulo (2017) dá continuidade ao trabalho do grupo no que tange ao desenvolvimento de dinamômetros. O objetivo do trabalho é o da implementação de um dinamômetro biomédico ergonômico, de fácil utilização, com capacidade de comunicação com diferentes tipos de dispositivos móveis, como *smartphones* e *tablets*. O projeto realizado aprimora o dinamômetro implementado por Santos (2009) e Paulo (2014) no LIEB. A Figura 4 ilustra o dinamômetro já aprimorado desenvolvido por Paulo (2017).

Figura 4- Dinamômetro do LIEB aprimorado



Fonte: Paulo (2017).

É válido salientar que durante este período de pesquisas outros colaboradores fizeram parte dos projetos incluindo bolsistas de iniciação científica e defesas de trabalho para conclusão do curso de Engenharia Elétrica.

Após uma extensa imersão em estudos com dinamômetros para medir a força de aperto surge a necessidade de pesquisar sistemas que possibilitem a aferição do movimento antagônico (a abertura da mão – ação promovida pelos músculos extensores da mão). Para alcançar tal objetivo realizou-se uma busca com o intuito de verificar quais autores haviam se dedicado ao desenvolvimento de um sistema antagônico ao de aperto – para medir a força de abertura da mão.

Após consulta sistemática a diversas bases de pesquisa no sentido de encontrar estudos que se relacionassem ao tema; informações detalhadas sobre a metodologia aparecem descritas no Estado da Arte.

2.2 ESTADO DA ARTE

Pretende-se construir um equipamento que seja versátil e sensível; que permita medir com precisão a força da mão durante a abertura. Para alcançar o que se propõem realizou-se uma revisão de literatura com a finalidade de investigar e compreender o que se tem feito quanto às produções científicas ao longo do tempo. Encontrou-se estudos com foco na extensão dos dedos, da mão e do punho, que balizaram o desenvolvimento deste projeto, ou ainda a criação de um dinamômetro de mão capaz de testar a força extensora incluindo a medida de avaliação do polegar.

A busca de informações se fez conduzida nas bases *Web of Science*, *Scopus*, *IEEE Xplore*, *PUBMED* e *Google Scholar*, com o idioma selecionado sendo o inglês. O interesse amplo de busca foi então direcionado para o tema “Dinamômetro para extensão dos dedos e mão”. Os termos de busca foram: [*“dynamometer” and “finger” and “extension”*], [*“system” and “evaluation” and “hand”*], [*“Extension Strength” and “finger” and “Force” and “Dynamometer”*]. Também foram pesquisados *“system for avaluation of finger extension”*.

Após a busca nas bases de dados, os trabalhos foram lidos e aplicados alguns critérios de inclusão. Para os critérios de inclusão, considerou-se somente os trabalhos que envolviam “mão em extensão” ou “dedos” desde que se utilizassem de sistemas de medidas.

Desta forma foram excluídos trabalhos, que abordavam outros quesitos e avaliações de força não relacionados à mão, bem como aqueles que não continham sistemas de medida. A maioria dos artigos encontrados tratava do dinamômetro de força flexora e não mencionava a extensão e foram desconsiderados.

A data de acesso foi no período de 20 a 24 de outubro de 2020 e após uma reunião técnica com o grupo, novas palavras chaves foram então sugeridas no sentido de aprofundar as buscas. A nova sugestão – *Device and measurement and Hand*. Não foram encontrados artigos consideráveis. O Quadro 1 apresenta os artigos encontrados que incluíam características dos equipamentos, seus autores, tipos de testes que se utilizou, o ano de publicação e objetivos do estudo.

Quadro 1 – Artigos encontrados durante a revisão bibliográfica

TÍTULOS AUTORES E ANO	OBJETIVOS DO ESTUDO	TIPO DO TESTE	CONSTRUÇÃO/EQUIPAMENTO	VALIDAÇÃO
1) <i>Measurement of wrist, metacarpophalangeal joint, and thumb extension strength in a normal population</i> Publicado no <i>The journal of hand surgery</i> Richards, R.R; Gordon, R; Beaton, D. (1993)	Medir a força do punho articulações MP e extensão do polegar	Extensão do polegar do punho e da metacarpofalangeana	Não houve construção, foi utilizado um miômetro de célula de carga Penny e Giles.	Não houve
2) <i>Finger-force measurement-device for hand rehabilitation.</i> Olandersson, S.; Lundqvist, H.; Bengtsson, M.; Lundahl, M.; Baerveldt, A.; Hilliges, M.; (2005)	Desenvolver um dispositivo de medição de força de extensão dos dedos e validação	Extensão dos 4 dedos da mão, exceto o polegar	Houve construção	sim
3) <i>Ultrasound evaluation in combination with finger extension force measurements of the forearm musculus extensor digitorum communis in healthy subjects.</i> (Brorsson, S.; Nilsson, A.; Hilliges, M., Sollerman C.; Aurell, Y. (2008)	Coletar informações por meio de ultrassom da arquitetura muscular e correlacionar com um dinamômetro.	Extensão dos 4 dedos, exceto o polegar	Utilização de um equipamento projetado por outros autores	não
<i>Establishing a reproducible protocol for measuring index active extension strength.</i> Parrat, V.M.; Diaz, J.J.H.; Collon, S.; Botero, S.S.;	Estabelecer um protocolo reproduzível para	Extensão do segundo dedo (dedo indicador)	Não houve construção, foi utilizado um dinamômetro comercial sauter n200®	Não foi realizada validação, pois o

Prunières, G.; Ichihara, S.; Facca, S.; Liverneaux, P. (2016)	medir a força de extensão ativa no dedo indicador			produto é comercial
Statistical analysis of forces developed by fingers. Cotoros, D.; Druga, C.; Stanciu, A.. (2017)	Fornecer uma análise estatística dos resultados experimentais determinados em um amostra de indivíduos ativos saudáveis	Flexão e extensão da pinça	Comercial	Não houve validação

Fonte: Elaboração do próprio autor.

2.2.1 Primeiro Artigo

O primeiro estudo sobre a mensuração da extensão dos dedos da mão encontrado: “*Measurement of wrist, metacarpophalangeal joint, and thumb extension strength in a normal population*” Publicado no *The journal of hand surgery*.

Trata-se de um estudo sobre um método para medição isométrica separadamente da força de extensão do punho, das articulações metacarpofalangeanas e da extensão do polegar objetivando a obtenção de valores para uma população normal (RICHARDS, 1993).

A técnica de teste envolve o uso de um miômetro de célula de carga mantido em uma bancada adaptada, especialmente construída para o estudo. Um total de 2.232 medidas em 372 pessoas foram feitas. Os valores apresentados por Richards *et al.* (1993) para a força da extensão estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Valores da avaliação

VOLUNTÁRIOS	HOMENS	MULHERES
Punho	13 kgf	7 kgf
Metacarpofalangeana	6 kgf	4 kgf
Polegar	3 kgf	2 kgf

Fonte: Adaptado de Richards (1993).

A força foi maior aos 30 anos e diminuiu em cada faixa etária subsequente. A força da extensão do punho era 10% maior na mão dominante. O método proposto,

primeiramente foi uma ferramenta clínica de pesquisa, fornecendo um meio objetivo de avaliação do punho, da região metacarpofalangeana e da função extensora do polegar. A técnica de teste envolve o uso de um aparelho comercial composto de um sistema fixo que verifica cada parte da mão de forma autônoma.

A incapacidade por disfunção extensora não foi avaliada neste estudo; no entanto, Richards *et al.* (1993) mencionam que as aplicações potenciais podem incluir medidas de recuperação pós lesão ou recuperação do nervo radial, assim como, após outros procedimentos reconstrutivos de restauração da função do sistema extensor da mão. A Figura 5 ilustra um miômetro comercial.

Figura 5 – Miômetro



Fonte: <https://camatsystem.com/produkt/myometer-bfg-1000/>
acesso em 20 de outubro de 2020.

2.2.2 Segundo Artigo

Olandersson *et al.* (2005) desenvolveram o estudo “*Finger-force measurement-device for hand rehabilitation*”; segundo os autores, a mão é corriqueiramente utilizada em diversas situações durante as atividades da vida diária. Quando ocorrem traumas ou patologias, há consequente perda inevitável da qualidade de vida.

De acordo com os autores mencionados, a extensão da mão é fundamental para o desenvolvimento da preensão e estabilidade na aderência de objetos, permitindo a execução de atividades diárias com habilidades funcionais.

Atualmente, existem aparelhos disponíveis para medir a força de flexão dos dedos. No entanto, ainda não há nenhum produto comercial disponível para testar a força de extensão de um único dedo ou da mão inteira (OLANDERSSON, 2005).

Para os testes escolheu-se sujeitos sem patologias e com artrite reumatoide, a precisão do dispositivo não foi abordada neste artigo. E as especificações técnicas foram: Erro de repetibilidade inferior a 0,5%, capacidade de medir forças de zero a cerca de 350N, medição da força na região metacarpofalangeana, permitindo que cada dedo, (excluso o polegar) fossem medidos separadamente e com facilidade de transportar objetos (OLANDERSSON, 2005).

Olandersson *et al.* (2005) desenvolveram um protótipo que antecedeu o equipamento. Nesse protótipo, o antebraço foi colocado em uma estrutura de suporte, e a mão foi fixada no dispositivo por meio de uma luva. A Figura 6 ilustra o protótipo construído.

Figura 6- Protótipo de um sistema extensor



Fonte: Olandersson (2005).

Para o equipamento utilizado no estudo foi feito um apoio de cotovelo para eliminar a força que acontece ao longo do antebraço, pois o tipo de fabricação e proposta de teste levam a um esforço do punho e produção de forças relacionadas à desestabilização. De acordo com os autores, a utilização dos testes usando este dispositivo mostraram que as forças através do antebraço causaram certa instabilidade entre o suporte e o cotovelo.

Essa dificuldade tornava difícil para o usuário concentrar-se apenas nos músculos extensores dos dedos resultando na ativação de outros grupos musculares. Além disso, os usuários relataram desconforto durante a utilização. No entanto, com todos os recursos empregados, os testes foram realizados. (OLANDERSSON, 2005).

2.2.3 Terceiro Artigo

O estudo *“Ultrasound evaluation in combination with finger extension force measurements of the forearm musculus extensor digitorum communis in healthy subjects”*, foi realizado com o equipamento descrito anteriormente, cujo objetivo era o de avaliar a utilidade de um método baseado em ultrassom (junto aos equipamentos de força extensora) que examinasse a arquitetura do músculo extensor, especialmente os parâmetros importantes para o desenvolvimento da força.

Os autores foram motivados por estudos que verificaram o comprimento do fascículo, secção transversal do músculo, espessura muscular e volume (BRORSSON, 2008).

Brorsson *et al.* (2008), conduziram este trabalho, que apresenta a combinação de dois métodos não invasivos para o estudo da arquitetura do músculo extensor utilizando ultrassom e simultaneamente com medidas de força de extensão da mão, em especial o do músculo extensor comum aos dedos.

De acordo com Cauraugh (2000), o controle e a força da extensão da mão são considerados mais difíceis de recuperar após doença ou lesão. Estes movimentos são de grande importância para atividades de preensão, uma vez que é necessário abrir a mão para pegar um objeto e, posteriormente, abrir novamente para soltá-lo.

Brorsson *et al.* (2008), utilizaram este dispositivo com o objetivo de medir a força de extensão da mão. Dessa forma, ao avaliar como a doença influencia a morfologia e a função muscular é fundamental possuir conhecimento sobre os músculos típicos do antebraço, sendo o teste de força um coadjuvante para outros métodos existentes.

Este dispositivo foi projetado especificamente para os 4 dedos baseados na biomecânica da mão – bem como nas forças de extensão dos dedos sob o controle do músculo extensor que é comum dos dedos – expressos em termos da força máxima, força média e força contínua, ao longo de um tempo especificado.

As medições puderam ser feitas em ângulos diferentes, embora todos os resultados apresentados neste artigo foram obtidos no mesmo ângulo ou padrão. O projeto do dispositivo garante posicionamento idêntico da mão em cada exame. A Figura 7, extraída do artigo publicado em “*BMC Medical Imaging*” apresenta este sistema.

Figura 7 – Sistema de medição da extensão dos dedos



Fonte: Brorsson (2008).

2.2.4 Quarto artigo

Parrat (2016) em seu estudo intitulado “*Establishing a reproducible protocol for measuring index active extension strength*” objetivou estabelecer um protocolo que oferecesse a possibilidade da medição da força de extensão ativa priorizando o dedo indicador. Os objetivos secundários deste mesmo trabalho consistiam em correlacionar a força da extensão do dedo indicador.

A população estudada foi composta de 24 voluntários saudáveis incluindo 19 mulheres. A força da extensão do dedo indicador em cada mão foi medida três vezes com um dinamômetro.

Para Parrat (2016), os resultados mostraram que o protocolo é perfeitamente reproduzível quanto à medição da força de extensão cuja dominância não foi levada em conta.

Os pesquisadores empregaram estabilizadores no membro superior por meio de faixas, baseando-se inicialmente em dois estudos:

- 1- O primeiro foi de Richards (1993) que usou um *miômetro* preso a um sistema padronizado e com estabilizações, o que evita a realização de

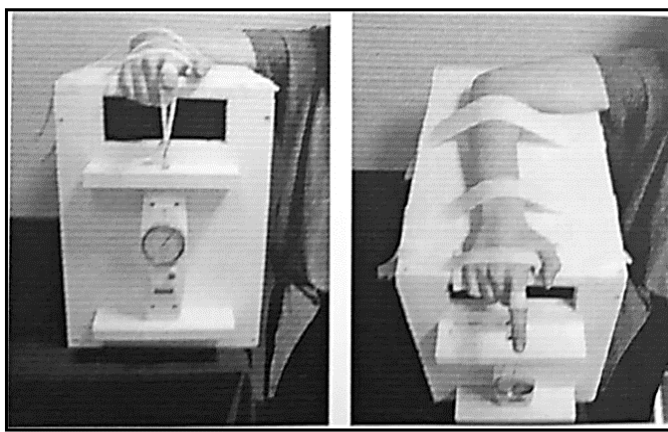
movimentos compensadores do punho. Segundo estes mesmos autores houve condições suficientes para dar margem a novas repetições.

- 2- Em uma segunda etapa, os trabalhos de Olearsson (2005), propuseram a utilização de um dinamômetro preso a uma tala estática no sentido de assegurar ao punho e às articulações a devida estabilização da região metacarpofalangeas da mão, fato que evitaria a compensação relacionada aos músculos flexores e os extrínsecos do punho.

Parrat (2016) observa que, durante a extensão ativa do punho, ocorria uma elevação das cabeças metacarpais no suporte. Como resultado de elevação, o teste é então repetido para obter-se uma extensão isolada dos dedos sem que haja, contudo, interferência de outros segmentos corporais.

A Figura 8 apresenta o dinamômetro utilizado. Trata-se, a princípio, de um modelo comercial e adaptado para testar a extensão do segundo dedo (o indicador) que utiliza força contra gravidade. Para tanto, adaptaram-se faixas para fins de estabilização da região metacarpofalangeana, punho e braço.

Figura 8 – Sistema para avaliação do dedo indicador



Fonte: Parrat (2016).

2.2.5 Quinto artigo

Cotoros (2017), em seu estudo intitulado “*Statistical analysis of forces developed by fingers*”, afirma que os dedos representam o principal instrumento na execução de atividades cotidianas.

O funcionamento impecável dos dedos bem como sua capacidade de aderência a objetos é de grande preocupação dos pesquisadores em áreas como biomecânica e ergonomia.

Cada vez mais a robótica torna-se envolvida nas questões de reabilitação funcional, exigindo informações precisas sobre os valores reais das forças exercidas pelos dedos durante a realização das várias atividades (COTOROS, 2017).

O artigo fornece uma análise estatística completa dos resultados experimentais, determinados em uma amostra de indivíduos ativos e saudáveis, cujo objetivo seria o da obtenção de uma ferramenta útil na concepção de dispositivos de reabilitação e equipamentos mais ergonômicos para a flexão e extensão da pinça. Cotoros (2017), utiliza-se, para tanto, de um dinamômetro de pinça no sentido de coletar informações sobre a extensão e flexão a fim de criar estratégias na área de ergonomia. A Figura 9 ilustra o dinamômetro para teste de força da pinça.

Figura 9 – Dinamômetro para teste de força da pinça



Fonte: Cotoros (2017).

Para Cotoros (2017), os movimentos dos dedos exigem boa coordenação e controle da força exercida exigindo força para execução de movimento e para isso, integridade das estruturas musculoesqueléticas, articulações e correspondência com o sistema nervoso central.

Outrossim, pesquisadores estão se dedicando a encontrar a melhor forma de avaliar o desempenho de sistemas que envolvem mão e dedos em pessoas saudáveis e com deficiência (COTOROS, 2017).

2.3 QUESTÕES SOBRE O PUNHO

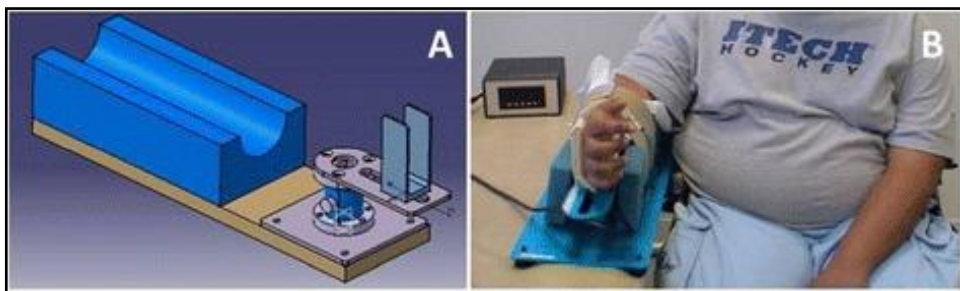
Rhealt (1989) conduziu um estudo realizado para determinar a confiabilidade de um dinamômetro portátil e hidráulico para o sistema flexor e extensor do punho. Foi realizado o teste em 20 pessoas saudáveis. Três avaliadores obtiveram duas medidas de força para cada grupo muscular. Os dados foram analisados por meio de coeficientes de correlação.

Decostre (2015) utilizou-se de um dispositivo altamente sensível, o *MyoWrist*, projetado especificamente para a avaliação da flexão do punho e do torque de extensão. Cabe aqui salientar que a importância do estudo se encontra na observação de que a avaliação do punho ocorre de forma isolada, isto é, sem a participação dos dedos da mão.

Decostre (2015) testou os movimentos de punho em crianças e adultos, mantendo o mesmo posicionamento do membro superior. O estudo permitiu o ajuste do ângulo de punho para casos com contraturas. Com o surgimento de novas formas de tratamento, a medição da força muscular é fulcral para documentar a progressão natural da doença e avaliar a eficácia do tratamento.

De acordo com Decostre (2015), o equipamento apresentou bons resultados, de flexão e extensão proposto pelo sistema. A Figura 10 apresenta o sistema que serve para flexão e extensão de punho em que A é o projeto desenvolvido e B o equipamento.

Figura 10 – Sistema para avaliar força de flexo-extensão do punho



Fonte: Decostre (2017).

Tendo em vista os assuntos pertinentes a sistemas de extensão apresentados, tanto por Rhealt (1989) quanto para Decostre (2015), ambos torque e as forças atuantes no punho projetando equipamentos que atendessem especificamente esta

necessidade. Olandersson (2005) e Parrat (2016) de alguma forma tentaram controlar o punho já que seus dispositivos tinham interferências por estas forças.

É importante salientar que a revisão e o estudo sobre equipamentos que observaram o movimento do punho ajudaram a levantar informações sobre a avaliação da extensão da mão. Com isso, realizar a proposição de um dinamômetro versátil que envolva apenas a extensão dos dedos, sem interferência das ações do punho sendo antagonista aos dinamômetros que testam a força de aperto.

Discorre-se sobre a necessidade de projetar um equipamento preciso, de boa sensibilidade e que permita a realização de testes protocolares em laboratório para realizar as medidas de forma mais precisas e fidedignas determinantes de precisão, acurácia, sensibilidade e resolução.

2.4 REVISÃO SOBRE IMPLEMENTAÇÃO DE DINAMÔMETROS

Realizou-se outra revisão com o objetivo de compreender os recursos de construção e o padrão ouro na validação de dinamômetros. O objetivo foi conhecer protocolos para implementação, validação e testes com pacientes.

Nesta revisão bibliográfica adicional foram discutidos os conceitos relacionados à elaboração alternativa de dinamômetros de mão, empregados como ferramenta auxiliar na avaliação. Objetiva-se, com isso, considerar a reabilitação de pacientes que enfrentam problemas ligados à redução ou perda de força na função da mão. A fim de identificar o perfil metodológico utilizado nos últimos tempos no que tange a implementação desses equipamentos.

Realizou-se uma triagem utilizando filtros, como títulos e resumos, bem como critérios de inclusão (desenvolvimento de dinamômetro de mão) e critérios de exclusão (estudos clínicos) para selecionar estudos que analisaram especificamente a força da mão e estavam relacionados à construção de um dinamômetro.

Ao desenvolver a presente revisão foi utilizado o método por meio das diretrizes dos Itens Preferenciais para Relatórios de Revisão Sistemática e Meta-análise (PRISMA) de acordo com (Moher *et al.*, 2009). Os desfechos foram pesquisados por meio de termos relacionados à construção de um dinamômetro de mão. As bases de dados pesquisadas foram: *PubMed*, *IEEE Xplore*, *Scopus* e *Web of Science*.

A pesquisa foi realizada com uso de termos específicos relacionados ao tema, inicialmente foram encontrados 1.109 trabalhos e 19 artigos foram selecionados para leitura e análise na íntegra. A pesquisa foi satisfatória no sentido de apresentar diversos pontos relacionados ao tema.

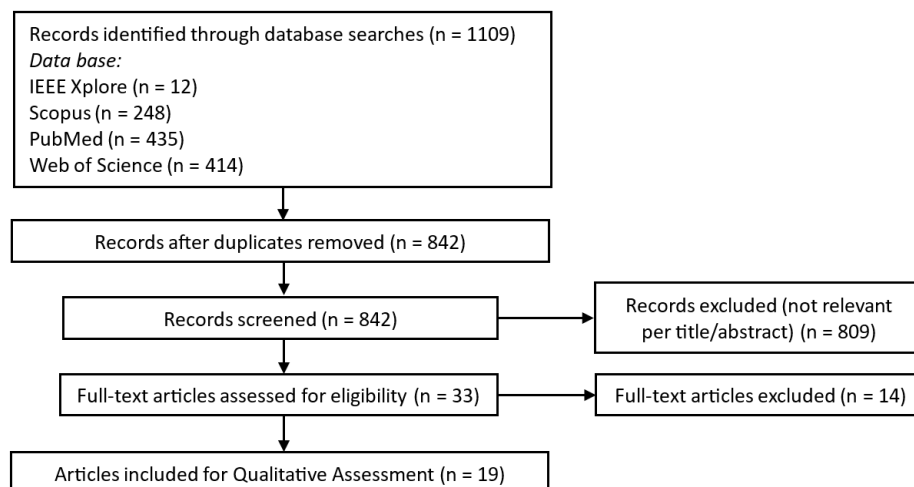
Foram excluídos estudos que continham: simulações, revisões sistemáticas, *posters* e conferências. Foram incluídos artigos no idioma inglês e estes foram discriminados a partir do título e *abstract*. Os termos utilizados para a busca foram os seguintes: *(hand grip AND dynamometer AND sensor) OR (hand grip AND dynamometer AND development) OR (hand dynamometer AND Strain Gauges) OR (hand dynamometer AND load cell)*.

Para o desenvolvimento da revisão coletaram-se as informações relevantes sobre cada artigo, onde foram incluídas numa planilha de extração de dados, para que posteriormente pudessem ser descritas e comparadas.

Os dados extraídos foram referentes à autores, ano de publicação, título, objetivo, proposta primária, proposta coadjuvante, sensor utilizado, tipo, faixa de força/pressão, material da construção, sistema de aquisição de dados, acurácia/precisão/erro/resolução, aferição do equipamento (Padrão Ouro), estudo populacional/estudo clínico e conclusão.

Apresenta-se na Figura 11 a ilustração do fluxograma da revisão que foi utilizada nesta pesquisa.

Figura 11- Fluxograma da revisão



Fonte: Autor (2022).

Em relação aos objetivos propostos pelos diversos autores, todos foram unânimes no aspecto construtivo, atendendo aos critérios de inclusão da presente revisão. Alguns dos autores enfatizaram a construção e os testes, outros descreveram mais os testes do que a própria construção. O Quadro 2 apresenta os artigos da revisão e está no Apêndice A, apresentando os itens encontrados que serão mostrados a seguir.

Alguns dos trabalhos priorizaram projetar, testar e comparar seus dinamômetros a equipamentos já existentes no mercado outros, no entanto, incluíram em seus estudos a validação e o teste com “Padrão Ouro”. Alguns estudos de construção de dinamômetros de mão enfatizaram aspectos sobre a reabilitação e a avaliação da força.

2.5 PONTOS ESSENCIAIS DOS ARTIGOS SOBRE A CONSTRUÇÃO DE DINAMÔMETROS

Outros estudos apresentaram características técnicas como a faixa de força, resolução, erro e outros valores estáticos, por outro lado, determinados trabalhos abordaram propostas em relação à melhoria de:

- a) Interfaces;
- b) Sistemas eletrônicos para aquisição e pré-processamento;
- c) Modelos mecânicos;
- d) Estratégias inovadoras de comunicação;
- e) Uso de sistema sem fio.

Entretanto, nenhum trabalho apresentou todos os critérios protocolares metodologicamente na forma sequencial.

Dos dezenove trabalhos selecionados, dezoito deles apresentaram como objetivo primário, a construção de um dinamômetro de mão, enquanto somente um dos trabalhos apresentou como objetivo primário a validação com o dinamômetro construído.

Dos trabalhos analisados, sete foram do tipo *strain gauges*, sete do tipo célula de carga, três do tipo pneumáticos, e dois eram sensores construídos pelos próprios autores (quadro no Apêndice A).

Em dezessete trabalhos, os sensores foram distribuídos nos dinamômetros para avaliarem a força de preensão, enquanto em dois dos trabalhos os sensores foram posicionados dedo a dedo do indivíduo para medir as forças exercidas de forma independente em cada dedo.

O material predominantemente utilizado na construção dos dinamômetros encontrados foi o metal (aço, alumínio, metais em geral), sendo utilizados em nove dos trabalhos encontrados, sendo que em dois desses trabalhos, o metal foi associado ao PVC. O plástico foi utilizado em dois dos dinamômetros encontrados, uma vez ainda que a borracha apareça em um dos trabalhos. Nenhum equipamento foi concebido pela utilização de construção ou manufatura em tecnologia 3D.

Relacionado a metodologia de coleta e calibração do sensor, pouco se apresentou sobre acurácia, precisão, erro e resolução nos trabalhos selecionados. Estes itens são importantes para justificar o bom funcionamento do equipamento e auxiliam no protocolo de validação.

Para averiguar a confiabilidade do equipamento, alguns dos estudos realizaram a comparação junto a um equipamento considerado como padrão ouro. Seis dos trabalhos utilizaram como referências objetos de massa conhecida com a finalidade de verificar se a leitura feita pelo equipamento apresentou o mesmo valor real do objeto. Em quatro dos trabalhos, esta comparação foi realizada, verificando se o dinamômetro desenvolvido apresentou resultados equivalentes aos de um dispositivo já validado.

É importante salientar que alguns estudos seguiram boas metodologias de construção e coleta. Porém, para a construção de dinamômetros estas metodologias de coletas necessitam de um aprofundamento teórico e consequentemente de procedimentos técnicos que envolvam diretrizes mais eficazes e transparentes na calibração dos sensores.

De acordo com os critérios da revisão, nenhum estudo sobre extensão da mão foi incluído na lista de artigos que atenderam aos requisitos para construção. Diante disto, fundamentou-se uma proposta protocolar de construção e validação específica para este trabalho como a escolha de tecnologias recentes e elementos que pudessem fazer parte desta implementação inovadora.

3 A MÃO

Para este estudo se fez necessária a observação das características biomecânicas da mão e a sua avaliação, uma vez que foram fundamentais para a proposta de construção do projeto mecânico do dinamômetro para extensão.

3.1 ESPECÍFICIDADES DA MÃO

A mão do homem “é uma ferramenta maravilhosa capaz de realizar inúmeras ações graças a sua função essencial: a preensão” (KAPANDJI, 2007, p. 198). Segundo o mesmo autor, a partir de uma perspectiva fisiológica, a mão pode ser definida como a extremidade executora do membro superior. Nesta função, a mão desempenha o papel de suporte logístico, permitindo assumir a posição mais adequada para executar uma ação específica.

Seguindo as informações fornecidas por Greene (2002), a mão é uma estrutura complexa, composta por 19 ossos (27 considerando os ossos do carpo). Além disso, existem 18 músculos que têm suas origens e inserções na própria mão.

A autora ainda pontua que, a mão não apenas age como executora de ações, mas também como um receptor sensorial altamente sensível e preciso. Além disso, ela assume o papel de fomentadora da visão, permitindo controlar e interpretar informações visuais. De fato, sem a mão, a percepção do mundo seria menos rica e menos detalhada, pois ela desempenha um papel fundamental na percepção de relevos e na interação com o ambiente ao nosso redor.

Adicionalmente, a mão é conectada a outros músculos extrínsecos, que transmitem forças ao longo dos músculos flexores e extensores, possibilitando movimentos coordenados e precisos. Essa intrincada combinação de ossos, músculos e tendões é essencial para a habilidade e destreza da mão em realizar uma ampla variedade de atividades funcionais (GREENE, 2002).

A Figura 12 representa a mão com suas características anatômicas e funcionais. Nesta figura são ilustradas as articulações, ossos e pregas da mão, que são elementos fundamentais para a sua flexibilidade e mobilidade. Além disso, a imagem destaca os traços e curvas da mão, que refletem a sua complexidade e capacidade de realizar movimentos precisos e delicados. Esses elementos anatômicos são imprescindíveis para o desempenho das inúmeras funções que a mão

executa, desde atividades simples do cotidiano até a realização de tarefas mais complexas e habilidosas.

Figura 12 – Mão com suas características



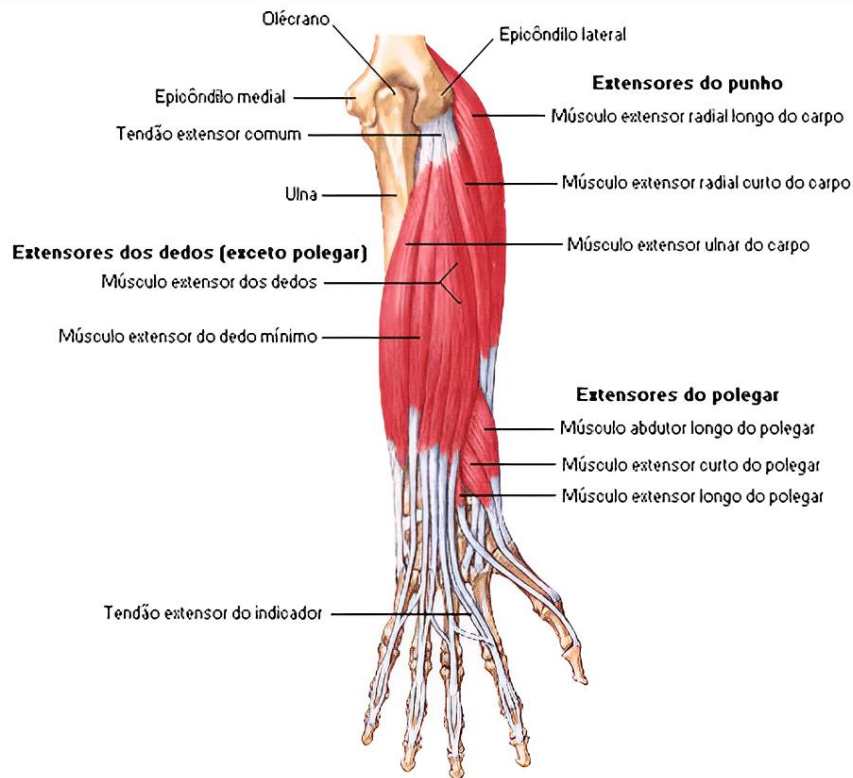
Fonte: Greene (2002).

Para Kapandji (2007, p. 234) “os músculos extensores dos dedos são, na maioria das vezes, músculos extrínsecos, eles também percorrem canais, mas como seu trajeto tem desenho convexo, estes canais são menos numerosos.”

Um verdadeiro canal só existe no punho, único ponto em que o trajeto dos tendões se torna côncavo durante a extensão (KAPANDJI, 2007, p. 234).

Os tendões e músculos extensores dos dedos, punho e mão estão ilustrados na Figura 13. É importante reconhecer este sistema extensor, tendo a visão que ele atua de forma importante para abrir a mão, com a finalidade de organizar a mão para o próximo passo que é agarrar e/ou fechar para prender ou transportar um objeto, e por fim soltar.

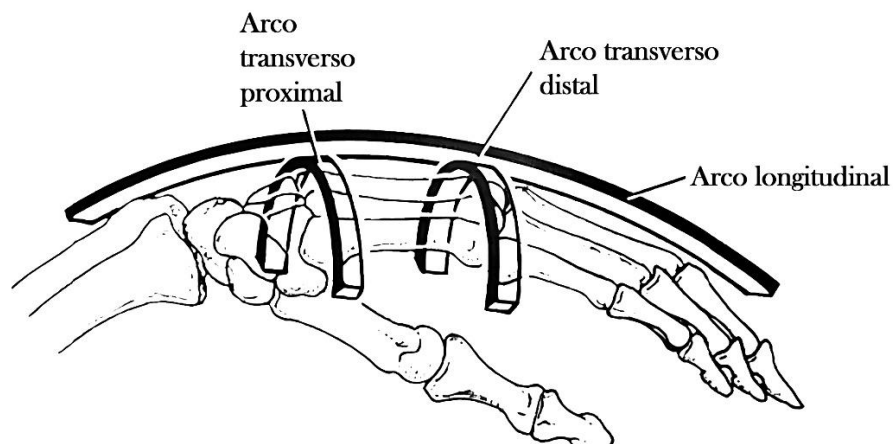
Figura 13 – Músculos extensores da mão



Fonte: [https://www.auladeanatomia.com/novosite/pt/sistemas/sistema muscular/musculos-do-membro-superior/musculos-do-antebraço/](https://www.auladeanatomia.com/novosite/pt/sistemas/sistema%20muscular/musculos-do-membro-superior/musculos-do-antebraço/). Acesso 05 de dezembro de 2019.

De acordo com Ferrigno (2007) a mão possui 3 arcos palmares, que são importantes devido a manutenção da arquitetura da mão, denominados proximal, distal e longitudinal, os arcos da mão conferem uma arquitetura que permite pegar e acomodar objetos na palma, estes arcos estão ilustrados na Figura 14.

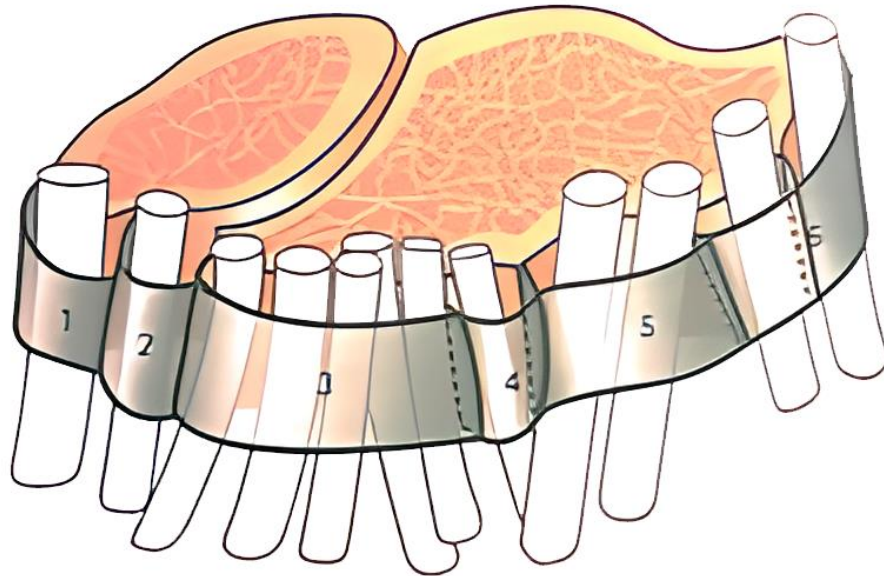
Figura 14 – Arcos da mão



Fonte: Adaptado de Ferrigno (2007).

A Figura 15 ilustra os túneis de 1 a 6 e dentro destas estruturas passam os tendões dos músculos extensores.

Figura 15- Túneis de passagem dos tendões extensores

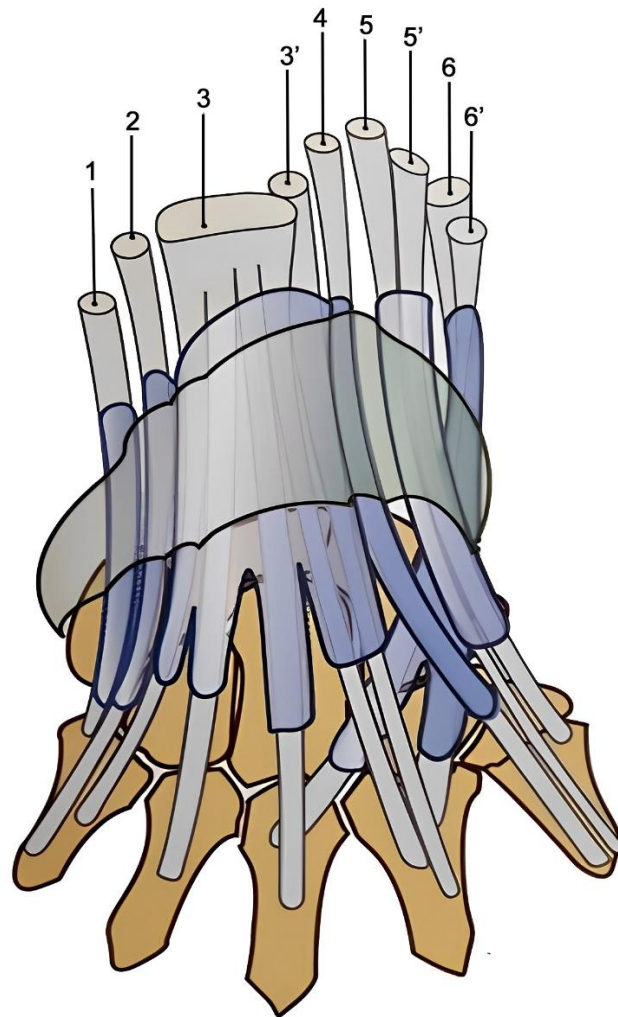


Fonte: Kapandji (2007).

Na Figura 16 observa-se a apresentação das bainhas sinoviais que ultrapassam acima o retináculo dos extensores e que se estendem bem embaixo no dorso da mão. Os tendões dos músculos extensores atravessam os túneis e estão numerados, na ordem seguinte:

- 1- O tendão do músculo extensor ulnar do carpo;
- 2- O tendão do músculo extensor do dedo mínimo (cujo tendão une-se mais abaixo ao músculo extensor dos dedos);
- 3- O tendão do músculo extensor dos dedos, que passa no túnel com mais 4 tendões e são acompanhados em profundidade, e 3' representa o músculo extensor do indicador;
- 4- O tendão do músculo extensor longo do polegar;
- 5- O tendão do músculo extensor radial longo do carpo e 5' o músculo extensor radial curto do carpo;
- 6- O tendão do músculo extensor curto do polegar e 6' o abdutor longo do polegar.

Figura 16 – Tendões extensores, túneis carpais e bainhas sinoviais



Fonte: Kapandji (2007).

A extensão dos dedos é decorrente da ação combinada dos músculos: extensor dos dedos, interósseos, lumbricais e de certa forma, do músculo flexor superficial dos dedos, músculos estes que atuam nas relações variáveis de sinergia-antagonismo de acordo com a posição da articulação metacarpofalangeana e do punho (KAPANDJI 2007).

De acordo com Cavalcanti (2007) e Freitas (2000) a posição funcional da mão, conforme definida por Bunnel no ano de 1944, é uma posição essencial para a realização de pinças e preensões de precisão. Essa posição é projetada para otimizar a eficiência dos movimentos da mão e garantir maior destreza nas atividades que exigem precisão e controle.

Segundo Rodrigues (2007), a posição funcional da mão é caracterizada por:

- Antebraço neutro: O antebraço está em uma posição neutra, sem rotação excessiva, o que permite uma base estável para a mão;
- Punho a 20 graus de extensão e 10 graus de desvio ulnar: O punho está levemente inclinado para trás (extensão) e desviado ligeiramente para o lado do dedo mínimo (desvio ulnar). Essa posição proporciona um alinhamento ideal para a função dos músculos e tendões da mão. Dedos em leve flexão. Os dedos estão ligeiramente curvados, permitindo que os músculos da mão sejam ativados de forma eficiente;
- Polegar em oposição parcial em relação aos demais dedos (semi-fletido): O polegar está posicionado de forma oposta aos outros dedos, permitindo que ele possa se mover e se opor aos demais, o que é essencial para a realização de agarramentos precisos. Essa posição funcional da mão é frequentemente utilizada como ponto de partida para avaliar a função da mão e prescrever exercícios de reabilitação, especialmente em casos de lesões ou distúrbios que afetam a destreza e a força das mãos.

A partir desta posição, a mão pode realizar uma ampla variedade de movimentos, facilitando atividades cotidianas e tarefas mais especializadas (RODRIGUES, 2007).

A mão possui um sistema complexo composto por ossos, articulações, músculos, inervação e vascularização, que possibilita ao homem realizar diversas ações no cotidiano. No entanto, existem diversos problemas, como patologias e traumas, que podem afetar a funcionalidade da mão, dificultando atividades como pegar e soltar objetos, assim como o desempenho de atividades. Nesta próxima sessão, serão abordadas algumas patologias e deficiências da mão.

3.2 DEFICIÊNCIA DA MÃO

Para Cooper (2005, p. 927), os problemas da mão podem ser estéticos, funcionais ou ambos. A mão com sua organização complexa e com sua anatomia e estruturas multiarticuladas, é inexorável com a rigidez, cicatriz e edema.

Cooper (2005, p. 927) afirma que: “Uma lesão pode levar à rigidez em outras partes da mão, existem testes que verificam esta condição. Por esta razão, o terapeuta

deve fazer uma boa inspeção na mão e reexaminar continuamente as funções do paciente.”

Qualquer lesão ao membro superior poderá resultar em sério, e por vezes irreversível, problema de mão rígida. Mesmo uma lesão ao membro superior proximal poderá provocar séria rigidez dos dedos. A mão rígida é o que o terapeuta deseja prevenir (COOPER, 2005, p. 940).

Também deve-se prevenir:

O edema que é o principal responsável por uma série de eventos que levam à mão rígida, sendo que, o desafio para o terapeuta é alcançar um equilíbrio entre repouso e movimento, pois muito repouso aumenta o edema e exercícios em demasia pode aumentar a inflamação. Então a movimentação proximal associada a exercícios de punho e mão quando devidamente aplicados reduz o edema e melhora a movimentação. (COOPER 2005, p. 940).

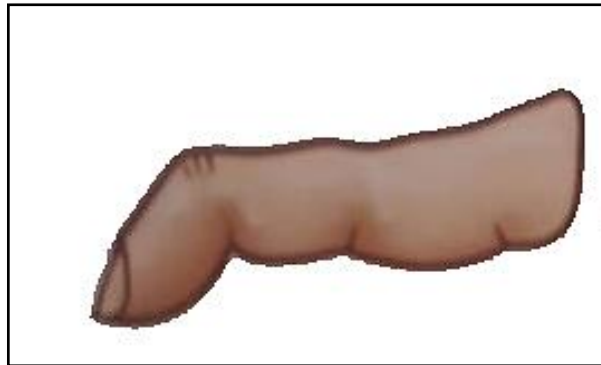
Em Pereira (2021) e Cooper et al. (2005) é descrito como proceder nos processos de dor, cicatriz, edema, lesão nervosa, fraturas e algumas patologias, e como intervir com as avaliações e testes especiais, assim como, procedimentos técnicos para recuperação das funções perdidas.

Há o interesse em conhecer as questões que envolvem a extensão da mão e recursos que podem avaliar a força, tanto manual (teste de força muscular) como outras formas de avaliar a força, assim, a literatura especializada veio dar o suporte. Tudo isso, porque a terapia das lesões do tendão extensor é complicada e requer supervisão por terapeutas de mão experientes (COOPER, 2005).

As lesões no tendão podem causar vários comportamentos na mão incluindo deformidades diversas. Já as lesões que envolvem a inervação também podem causar prejuízos realizados aos componentes: sensoriais e força, isso é observado e descrito nas principais literaturas especializadas. É importante compreender as patologias e mecanismos que acometem o sistema extensor da mão (COOPER, 2005).

Em Kapandji (2007) são apresentadas condições patológicas da mão e dedos. Tendo em vista que a ruptura do tendão do músculo extensor, pode causar deformação em flexão na falange distal, decorrente da tonicidade não compensada pelo músculo extensor. Esta condição é denominada de dedo em martelo e está ilustrada na Figura 17.

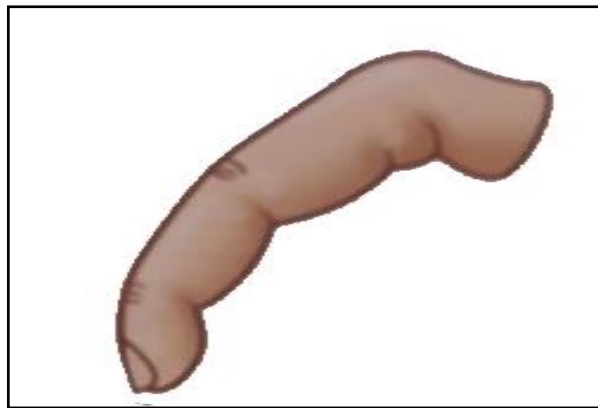
Figura 17 – Dedo em martelo



Fonte: Kapandji (2007).

De acordo com Kapandji (2007), quando existe a ruptura do tendão flexor acima da região metacarpofalangeana, a causa patológica é a flexão da articulação metacarpofalangeana sobre a ação predominante dos músculos interósseos, o paciente terá dificuldades em extensão. A Figura 18 ilustra tal condição.

Figura 18 - Flexão metacarpofalângica por causa patológica



Fonte: Kapandji (2007).

Para Kapandji (2007), a perda da força dos músculos extensores de punho e dos dedos é mais comum na paralisia do nervo radial e determina a característica da mão caída que está ilustrada na Figura 19.

Figura 19 - Mão caída por paralisia do nervo radial



Fonte: Kapandji (2007).

Para Cooper (2005) a lesão baixa do nervo radial (do ramo profundo) é chamada paralisia do interósseo posterior e “[...] esforços para a extensão do punho levam ao forte desvio radial [...]”. Desta forma, a terapia tem objetivos para descomprimir a inervação e até desenvolver órteses para promover o efeito tenodese, para realizar movimentos pinça e preensão.

Existem outras condições patológicas, como traumas e lesões no sistema nervoso central, a exemplo o acidente vascular encefálico (AVE) que devido a espasticidade torna o sistema muscular extensor do paciente enfraquecido, devido a alteração de tônus (hipotônico ou hipertônico), e ainda podem dificultar a seletividade do movimento (CECATTO, 2012).

3.3 PROCESSOS CENTRAIS DA TERAPIA OCUPACIONAL

É de suma importância entender o que são os processos centrais abordados pela profissão Terapia Ocupacional, pois desta forma será compreensível as estruturas e abordagens que orientam a prática profissional, assim como, onde se posiciona o processo de avaliação e também o arcabouço teórico que sustenta a prática.

É imprescindível um olhar dinâmico no que tange a avaliação, olhando a teoria que orienta a prática, assim ficará mais fácil compreender como funciona o processo de avaliação e onde ele está alocado no contexto da reabilitação.

O processo de avaliação antecede aos processos de intervenção que facilitam a reabilitação dos pacientes, é o ponto de partida para gerar informações sobre o paciente. Para realizar uma avaliação o profissional deverá conhecer os instrumentos/equipamentos que poderão ser utilizados para a coleta, após a coleta,

deverá ser estabelecido um plano de ação e/ou tratamento com o objetivo de reabilitar o paciente.

Mais uma vez é importante salientar que compreendendo os processos centrais ficará mais claro entender o processo de avaliação e como proceder.

Hagedorn (2003) aponta que existe interesse tanto dos profissionais quanto da profissão em descrever habilidades centrais, e que as competências e processos centrais devem, de alguma forma incluir os aspectos do julgamento e raciocínio profissional na solução de problemas e pesquisa.

Desta forma, Hagedorn (2003) destaca que, o termo “central” indica que tanto a habilidade como a competência, representam um elemento essencial da prática profissional sendo adaptado para a seleção de modelos e estruturas de referência.

A habilidade é a ação praticada que integra inúmeras ações do profissional, dentre elas, aspectos da avaliação que envolvem, a mensuração de amplitude de movimento, ou da força muscular como exemplo (HAGEDORN, 2003).

Para Hagedorn (2003) comparando este termo, pode-se desta forma incluir a avaliação da força muscular, que também se qualifica no mesmo parâmetro, assim inclui-se também o registro de informações e até mesmo a observação da performance, entendendo-se que se trata da performance do cliente.

Segundo a autora, o processo central está vinculado a aspectos que integram a habilidade, competência e processo, formando o processo central.

A competência é um conjunto de habilidades empregadas em um contexto e situação específicos, por exemplo, uso de uma avaliação específica, o processo é um conjunto de habilidades e competências relacionadas a uma área definida da prática da Terapia Ocupacional (HAGEDORN, 2003).

3.4 ESTRUTURAS DE REFERÊNCIA EM BIOMECÂNICA (ERB)

As estruturas de referência são utilizadas para guiar a prática e/ou intervenção profissional, assim como todo seu processo de trabalho incluindo a avaliação e seus objetivos terapêuticos. Existem diversos tipos de estruturas de referências e estas incluem as abordagens que são próprias para o tratamento do cliente.

De acordo com Hagedorn (2003), a ERB é utilizada quase que exclusivamente no contexto do processo da reabilitação física. A conexão é tão próxima que podem ser confundidas, mas o processo de reabilitação é uma entidade muito mais ampla

que a ERB. Na Biomecânica sendo a parte “bio” do título baseada na cinesiologia, que combina fisiologia neuromuscular com e anatomia músculo esquelética.

A parte “mecânica” indica que também é baseada nas leis da mecânica, por exemplo os sistemas de alavanca, gravidade, atrito e resistência. Esta ERB é aplicável na reabilitação física (HAGEDORN, 2003).

Hagedorn (2003) aponta que a Estrutura Aplicada de Referência (EAR) em biomecânica tem diversas abordagens, dentre elas destaca-se com interesse a “abordagem das atividades graduadas”, utiliza atividades que produz efeitos específicos tais como: promove movimentos definidos, exercita grupos musculares onde a avaliação física (medidas de avaliação) e mensuração da função são precursores essenciais para a terapia.

Grieve (2006, p. 207) enfatiza que, a execução de um movimento funcional é o resultado da integração dos componentes muscular e neural do controle motor, interagindo com fatores psicológicos, sociais e do meio externo, ou seja, assim é possível entender que também existem outros fatores que interagem com as estruturas de referência em Biomecânica.

Ainda Hagedorn (2003), orienta que medidas de avaliação precisas devem ser feitas para determinar um ponto de partida, e que a melhora subsequente seja avaliada, sendo que estas medidas podem ser feitas por meio de goniometria para amplitude, força muscular, por exemplo. Uma questão importante sobre a medida é o resultado. É esperado que o paciente apresente uma melhora e que as avaliações possam ser quantificáveis e específicas.

Pereira (2021) aponta a necessidade de avaliar a partir de conhecimentos específicos e habilidades.

As estruturas de referência fazem parte de um sistema onde há uma organização teórica que certamente orienta a prática profissional de quem trabalha com reabilitação, incluindo terapeutas ocupacionais e demais profissionais da área da reabilitação. A estrutura de referência em biomecânica, tem como foco o funcionamento do corpo por meio dos componentes relacionados ao sistema musculoesquelético com suas funções e funcionamento geral. Desta forma uma boa avaliação será essencial para proceder o tratamento em reabilitação ou em terapia da mão (TM).

3.5 TERAPIA DA MÃO

Segundo Hunter (1986, p. 5-24 *apud* Cooper, 2005, p. 927) a TM se originou durante a Segunda Guerra Mundial. Lesões devastadoras dos membros superiores naquela época e nas guerras subsequentes, motivaram uma abordagem de equipe para os cuidados.

Para Ferrigno (2007) a TM é o tratamento que se baseia na avaliação e na aplicação de técnicas para prevenir a disfunção. Desta forma visa restabelecer a função quando possível, ou impedir a evolução de patologias que levem o indivíduo à incapacidade e de usar adequadamente o membro superior nas atividades do dia-a-dia. Requer do profissional conhecimento aprofundado em anatomia e da biomecânica e entendimento das patologias, assim, temos um termo fundamentado, então:

O termo “Terapia da mão” instituído internacionalmente, pode causar no nosso meio profissional alguns equívocos para aqueles que desconhecem a complexidade da mão e que não tiveram oportunidade de refletir a respeito da importância imponderável desse segmento corporal. Embora a especialidade possa ser interpretada como reducionista, e realmente há riscos de um estreitamento de visão por parte dos profissionais, acredita-se que a terapia da mão tem alcance amplo, envolve fatores que expressam a magnitude e o potencial da realização humana (FERRIGNO, 2007, p. 23).

Em relação a TM, Cooper (2005), apontou conceitos que são chaves para o raciocínio clínico de todos os diagnósticos de danos à mão e que a intervenção não deverá ser determinada pelos diagnósticos em si. A TM apoia-se na compreensão da anatomia e fisiologia, cicatrização da ferida, biomecânica, tolerância tecidual e questões psicossociais.

Elucidando a sua importância, Ferrigno (2007, p. 23) afirma que a TM é área reconhecida internacionalmente, com associações representativas em todos continentes e organização profissional que regulariza oficialmente a prática clínica em vários países. A produção científica dos especialistas internacionalmente é considerável, os frequentes congressos mundiais e as publicações de livros, manuais e periódicos demonstram o desenvolvimento.

A TM não difere de outras terapias, em relação a compreensão global do paciente, mas define prioridades na conduta, direcionando o tratamento para recuperação funcional da mão (FERRIGNO, 2007, p. 27).

Geralmente, o terapeuta da mão está ligado profissionalmente a serviços especializados ou atuando diretamente com cirurgiões da mão. Aqueles que atuam

em reabilitação geral e têm formação específica em TM, também apresentam condições técnicas ou de abordagem completa para o tratamento conservador e/ou pós-cirúrgico do membro superior (FERRIGNO, 2007, p. 28).

No Brasil a TM está em seu desenvolvimento. Existem serviços, especializações e associações que realizam eventos da área, desta forma o profissional com esta formação tem cada vez mais compartilhado seus conhecimentos e apresentando pesquisas importantes desta área e melhorando suas avaliações.

3.6 AVALIAÇÃO

“A avaliação acurada de cada sistema do indivíduo [...] e a mensuração da capacidade de desempenho propriamente dita, são essenciais para a construção de um plano de tratamento e reabilitação adequados” (MONTESANTI, 2012, p. 49).

Para Neistadt (2002, *apud* Carlo 2004, p. 75), a avaliação é o processo de coleta de informações que os profissionais de saúde usam para identificar problemas relacionados à saúde, funcionais e aspectos físicos como a “força”.

A avaliação do paciente, segundo Ferrigno (2009), é um processo essencial que fornece a base para definir, analisar e modificar os procedimentos terapêuticos. Ela é fundamental para compreender o cliente e as condições que afetam sua recuperação. Em outras palavras, a avaliação é o meio de obter informações cruciais para orientar o tratamento e adaptá-lo às necessidades específicas do indivíduo em questão.

Em Terapia Ocupacional, a avaliação deve levar o terapeuta a conhecer o indivíduo a partir da sua história de vida, de seus valores culturais e espirituais, de seus interesses, de sua relação sociofamiliar, de seu cotidiano e de sua rotina diária. Independentemente de seu nível de atuação, preventivo, adaptativo ou reabilitador, é imprescindível que o terapeuta ocupacional procure conhecer o paciente/cliente/sujeito em toda sua complexidade (CARLO, 2004 p. 75).

No *setting* terapêutico da Terapia Ocupacional:

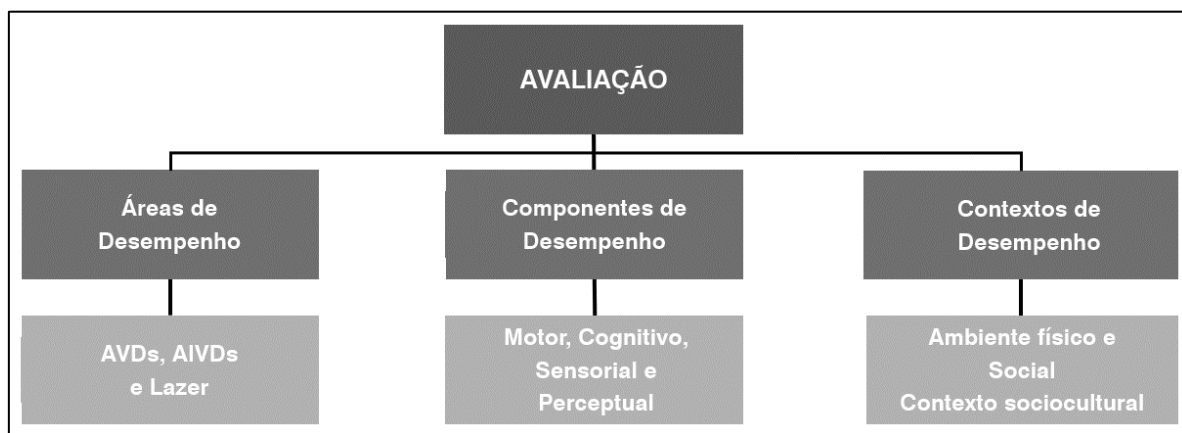
A avaliação do terapeuta ocupacional deve focar os componentes e a área de desempenho ocupacional e a avaliação de todos estes aspectos, além de apontar uma conduta terapêutica correta, possibilita identificar não só as áreas, componentes e contextos deficitários, mas principalmente o potencial existente neste sujeito, podendo ser um recurso de grande valia para a motivação e estímulo nas sessões de terapia (MONTESANTI, 2012, p. 49)

Rodrigues (2007), faz uma contextualização que: Nos Estados Unidos da América nos anos 70 e no Brasil nos anos 90 as medidas de avaliação sempre partiam dos “componentes do desempenho ocupacional” traduzidos em: força, amplitude de movimento, sensibilidade, etc. Atualmente a avaliação percorre por várias e/ou outras dimensões, incluindo a função. Então neste contexto em que atualmente a função é o foco principal e os componentes do desempenho apresentam-se como um dos fatores de interação, recomenda-se que a avaliação dos componentes do desempenho ocupacional possa ser conduzida e implementada no processo terapêutico ocupacional.

Para Carlo (2004, p. 75) “[...] o avaliador deverá perguntar a si mesmo: quem é seu cliente e como se dá seu desempenho ocupacional e como estão seus componentes de desempenho ocupacional (força, amplitude e etc.), estes incluem aspectos sensoriais e neuromusculoesqueléticos, por exemplo [...]”

A Figura 20 apresenta as áreas de desempenho, componentes de desempenho e os contextos de desempenho que são avaliados, pelo terapeuta ocupacional. Os níveis e as diversas formas de avaliar um sujeito em Terapia Ocupacional, são fundamentais. Estas avaliações vão informando ao terapeuta, o fornecimento de parâmetros sobre o cotidiano do paciente assim como, atividades e tarefas. Desta forma para realizar tais tarefas, as funções devem estar íntegras, assim o sujeito poderá realizar suas atividades com autonomia.

Figura 20 – Áreas de avaliação



Fonte: Adaptado de Montesanti (2012).

Além da coleta de novos dados, as avaliações devem determinar a evolução do quadro, havendo a necessidade de revisão ou manutenção dos objetivos traçados

inicialmente. Também, deve-se determinar o momento da alta e nesse instante avaliar o efeito global do tratamento e verificar quais tratamentos adicionais e/ou cuidados de acompanhamento serão necessários (MONTESANTI, 2012).

A avaliação dos componentes do desempenho ocupacional envolve vários fatores. Neste estudo, o intuito é estudar a força, assim como aponta Montesanti (2012) em seu esquema exemplar da Figura 20, pois, um indivíduo com *déficit* na força muscular poderá ter descompensada suas atividades da vida diária (AVD) ou atividades do cotidiano.

Um bom exemplo para elucidar é: um indivíduo com *déficit* na força muscular terá dificuldades funcionais e/ou ocupacionais para determinadas atividades ou tarefas. Ou seja, poderá ter dificuldade em diversas áreas do desempenho ocupacional, mas um exemplo pode ser relacionado a uma atividade da vida diária (alimentação). Possivelmente, seu componente de desempenho ocupacional “força” não permitirá realizar as tarefas exigida pela atividade, que pode ser a exemplo o ato de não conseguir pegar um talher e de levar a mão até a boca devido a fraqueza muscular, desta forma o raciocínio clínico levará o terapeuta a avaliar sua força.

3.6.1 Avaliação da mão

Para Ferrigno (2007), conhecer as estruturas anatômicas e sua biomecânica é essencial para o tratamento da mão. A terminologia utilizada pelos especialistas favorece o registro documental e a comunicação entre os profissionais, seja na prática clínica, seja para o desenvolvimento de pesquisas.

De acordo com Ferrigno (2007), a avaliação é um julgamento, e como tal exige observação cuidadosa e levantamento de dados criteriosos, tendo como objetivo principal fornecer informação clara e objetiva e fornecer documentos para produção de trabalhos científicos.

Para Pereira (2021, p. 175) os membros superiores são de grande importância para o homem, sendo uma região que sofre traumas e por isso tende a perder a função.

Embora o terapeuta busque objetividade, muitas informações dependem da experiência de observação e interpretação (FERRIGNO, 2007).

Para Ferrigno (2007) a avaliação também é utilizada como instrumento terapêutico, pois quando o paciente conhece e compreende as técnicas de avaliação

pode acompanhar a sua evolução, e o terapeuta pode utilizar esse recurso como incentivo ao paciente para traçar metas, desta forma é interessante enfatizar que o paciente poderá evoluir conhecendo suas necessidades assim, terá maior empenho em sua recuperação.

Para reabilitar o membro superior, ou parte dele nessa conjuntura (ombro, braço, cotovelo, punho ou mão) é necessário que saibamos avaliá-los (PEREIRA, 2021).

Atualmente, vários recursos tecnológicos são utilizados, facilitando o registro e a visualização do progresso do paciente. Há protocolos de avaliação conforme objetivos institucionais “[...] a avaliação ainda pode ser realizada com instrumentos adaptados a computadores [...]” (FERRIGNO, 2007).

Rodrigues (2007, p. 74), menciona que atualmente prioriza-se a avaliação de desempenho funcional, do que a avaliação dos componentes do desempenho ocupacional. Mas este último é muito importante para estabelecer tratamento.

Antigamente os componentes de desempenho eram conteúdos priorizados pelos profissionais da Terapia Ocupacional e reabilitação, os desfechos clínicos avaliados eram principalmente: força muscular, sensibilidade e amplitude de movimento. A avaliação dos componentes era o foco principal, comparado a avaliação do desempenho funcional que prioriza-se na atualidade, contudo os componentes deverão ser avaliados (RODRIGUES, 2007).

Essa abordagem fundamenta-se no pressuposto de que o desempenho funcional de um indivíduo é o resultado da integralidade dos diferentes componentes de desempenho que participam ou contribuem para a função.

Rodrigues (2007, p. 75) afirma que: “o processo de avaliação não se refere a um teste específico, salientando que existem níveis de avaliação que podem ser pela função, pelos componentes de desempenho ou pela ocupação de um sujeito. Existe uma abordagem conceitual para a obtenção de dados, focalizando a habilidade do indivíduo em desempenhar uma função ocupacional.

Da mesma forma que, que existe uma abordagem conceitual para obtenção de dados sobre tarefas, atividades dentro de um contexto e na interação dinâmica entre o desempenho ocupacional, os componentes de desempenho e os contextos de desempenho (RODRIGUES, 2007).

Em alguns casos pós cirurgia onde o componente de desempenho ocupacional “força” estará em condição de fraqueza, não poderá ser testado, é o que nos afirma Ferrigno (2007), ou seja, nem toda fraqueza poderá ser testada.

A mensuração objetiva da força é inexpressiva em casos de pós-operatório imediato e assim, não precisa ser incluída como dado de avaliação inicial (FERRIGNO, 2007).

Ferrigno (2009) ainda salienta que os dados coletados variam conforme o tipo de lesão, e em algumas ocasiões a avaliação precisa ser realizada pelo terapeuta, e os protocolos de avaliação devem ser adaptados para as condições individuais e institucionais. Desta forma, entende-se que a avaliação é dinâmica e pode ser adaptada e/ou melhorada para atender as necessidades dos terapeutas de mão e evolução dos pacientes.

Ferrigno (2007) apresenta itens da avaliação que são elucidados por autores da área de TM. Estes itens de verificação incluem: identificação, prioridades e queixa principal, observação física geral, palpação e inspeção da mão, verificação do edema, mobilidade, amplitude articular e por último, força de preensão que pode ser avaliada por um dinamômetro de mão.

3.6.2 Dinamômetro de mão

Instrumentos denominados dinamômetros são utilizados para medir a força de preensão e de pinça (RODRIGUES, 2007 p. 85).

Para tanto:

A força de preensão da mão é mensurada através de dinamômetros. Os mais frequentemente utilizados no nosso meio são o Jamar® e o Pinch Gauge®, são considerados confiáveis. As recomendações para o teste de força flexora são de acordo com as seguintes orientações: o paciente deve estar sentado confortavelmente, com o braço ao longo do tronco e o cotovelo deve estar fletido em 90° (FERRIGNO, 2007 P.62).

Para Moreira (2003) a avaliação da mão para determinação quantitativa da força de preensão palmar têm sido cada vez mais empregada pelos profissionais da saúde para determinar estratégias terapêuticas para seus pacientes. Desta forma, a preensão palmar, além de ter relativa simplicidade e facilidade de determinação, também é considerada um indicativo da força total do corpo do indivíduo, sendo empregada também em testes de aptidão física.

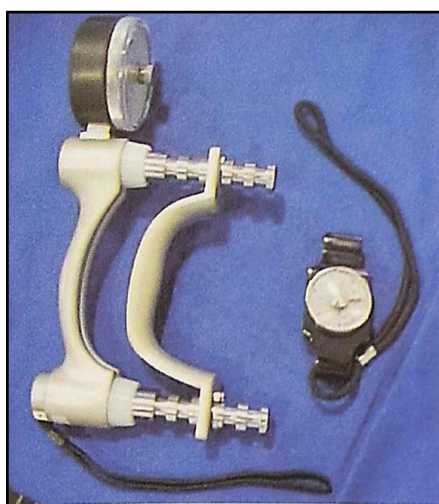
Para Borges et al. (2009), a capacidade muscular é a função física primordial e existe uma conexão estreita entre a capacidade muscular e a aptidão funcional. A força muscular pode ser categorizada em tipos como: isométrica, isocinética ou isotônica e descrita como a capacidade do músculo em gerar ou suportar uma força.

Ferrigno (2007), considera que ao medir força com o dinamômetro, as manoplas devem ser ajustadas aos objetivos da avaliação sendo que o tamanho da mão do paciente é fator de variação das manoplas e de acordo com as posições de ajustes que variam de 1 a 5.

Barbosa *et al.* (2006) e Fry *et al.* (2006), afirmam que a força de aperto, deve ser uma avaliação objetiva, essa avaliação deve ser validada e reproduzível, sendo um importante indicador da força muscular total. É a medida mais recomendada para a avaliação de força, e o dinamômetro é um importante equipamento a ser utilizado na avaliação da força muscular manual.

Ferrigno (2007) afirma que determinados músculos de força preensora serão ativados durante o teste. É válido salientar que as preensões são classificadas em várias categorias. Utiliza-se além do dinamômetro para medir a força de preensão, o dinamômetro digitopalmar por meio de três principais preensões de precisão em pinça, a polpa-polpa, lateral e a trípole. O dinamômetro Jamar® de força muscular manual está ilustrado na Figura 21.

Figura 21 – Dinamômetro Jamar®



Fonte: Ferrigno (2007).

Em Swanson (1985, *apud* Ferrigno 2007 p. 64) foi pesquisada a força de preensão e de pinça em 100 pessoas normais, entre 20 e 60 anos de ambos os sexos,

com diferentes ocupações. Este estudo definiu parâmetros para avaliação de força. O resultado é mostrado na Figura 22.

Figura 22 - Parâmetros de força

Força de Preensão e de Pinça em KgF	Homem		Mulher	
	máximo	mínimo	máximo	mínimo
Preensão	47,6	45	24,6	22,4
Pinça Polpa-a-polpa	5,3	4,8	3,6	3,3
Pinça Trípode	7,9	7,5	5,2	4,9
Pinça Lateral	7,5	7,1	4,9	4,7

Fonte: Adaptado de Ferrigno (2007).

Para Montesanti (2012, p. 64), “um dos instrumentos mais utilizados para a medida de força muscular da mão é o dinamômetro Jamar®”.

No postulado de Rodrigues (2007, p. 85), o dinamômetro Jamar® foi criado em 1954. É um instrumento utilizado para medir força de preensão manual e apresenta índices satisfatórios de confiabilidade, relatados em literatura.

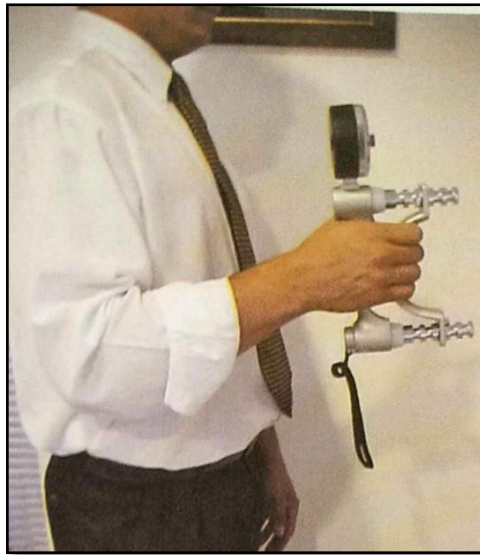
O dinamômetro Jamar® possui duas alças paralelas, uma fixa e outra ajustável em cinco posições diferentes. É recomendado utilizar na segunda posição. Essa recomendação se justifica por, geralmente, a força de preensão máxima ser obtida na segunda das cinco posições da alça do dinamômetro (RODRIGUES, 2007, p. 85).

Então existe a seguinte recomendação:

Para a avaliação da força, a Sociedade Americana de Terapeutas da Mão sugeriu o seguinte procedimento: posicionar o indivíduo sentado com os pés bem apoiados no chão, com ombro abduzido, cotovelo fletido em 90°, antebraço com rotação neutra e punho entre 0° e 30°, de extensão. O sujeito deve segurar o dinamômetro com a manopla na segunda posição, o relógio deve ser voltado para o terapeuta e o polegar envolvendo os outros dedos (RODRIGUES, 2007, P. 85).

A Figura 23 ilustra o procedimento de teste com o dinamômetro Jamar®.

Figura 23- Teste com o dinamômetro Jamar®



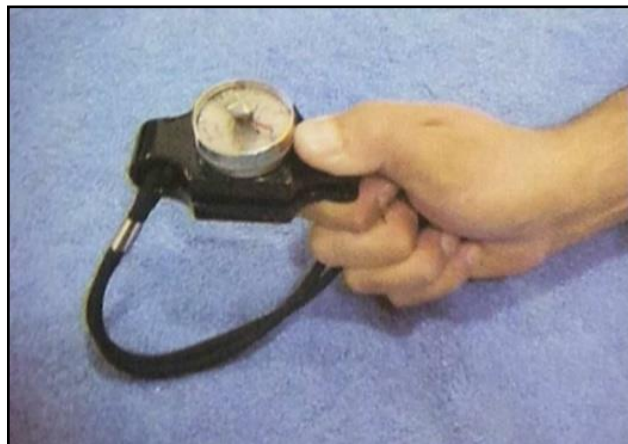
Fonte: Ferrigno (2007).

Agora se tratando de pinçamento, Rodrigues (2007, p. 85) mostra que “a força da pinça é testada em um dinamômetro de aperto (*pinch meter*), e o polegar é posicionado em discreta flexão da interfalangeana”.

Os demais dedos são mantidos em semiflexão e o sujeito é orientado a aplicar força suavemente, evitando movimentos bruscos. Três são as formas de avaliação, realizando as pinças, polpa a polpa, pinça lateral e trípode (RODRIGUES, 2007, p. 85).

A Figura 24 apresenta o dinamômetro de pinça, o *Pinch Gauge*®.

Figura 24 – Teste com o dinamômetro *Pinch Gauge*®



Fonte: Ferrigno (2007).

Existem diversos modelos comerciais de dinamômetros, mas foram ilustrados os equipamentos de preensão que são mais descritos na literatura. Estes equipamentos são instrumentos de medidas importantes para avaliar a força de preensão palmar ou pinça. De maneira considerável, não podemos ignorar que a mão se estende para pegar os objetos e, em seguida, se estende novamente para soltá-los. Nesse processo, a força extensora desempenha um papel regente, alternando sua ação de forma contínua com a ação de segurar.

A força preensora da mão e da pinça são avaliadas periodicamente por dinamômetros, já a medição extensora dos dedos raramente é testada. Os músculos extensores da mão contraem-se para abrir a mão, ação necessária para a realização das atividades da vida diária (COTOROS, 2017).

Essas informações relacionadas ao dinamômetro de aperto servem como diretrizes para a proposta de teste da força extensora. A metodologia para usar o equipamento será aplicada com o dinamômetro para a extensão.

4 ESTRUTURA MECÂNICA DO DINAMÔMETRO

O projeto da estrutura mecânica do dinamômetro extensor para a mão teve o intuito de conceber um dispositivo capaz de mensurar a força de extensão. A estrutura foi projetada para ser anatômica, leve, resistente e de fácil higienização para fins de uso com os pacientes/clientes. Neste capítulo, serão apresentadas as etapas de construção da estrutura mecânica do dinamômetro para extensão dos dedos e da pinça.

4.1 MODELAGEM

A modelagem e simulação mecânica do dispositivo ocorreram no programa *Solidworks® Education 2020-2021*, software de grande amplitude na área de desenvolvimento de produtos.

Na elaboração de seu dispositivo destinado à medição da extensão dos quatro dedos, Olandersson *et al.* (2005) consideraram medidas antropométricas com variação de largura entre 65 a 95 mm e comprimento entre 159 a 205 mm. O dinamômetro projetado no LIEB, por sua vez, prioriza também o comprimento e a largura da circunferência dos dedos, correlacionando assim às necessidades observadas pelos autores citados.

Para Lida (2011, p. 97-101) há uma necessidade por parte da indústria em conter medidas antropométricas confiáveis e detalhadas, que envolvem diversos fatores como gêneros, variações étnicas, etc.

A forma geométrica do projeto baseia-se nas medidas antropométricas médias das mãos direita e esquerda de brasileiros do sexo masculino, uma vez que essas apresentam dimensões maiores. Os dados segundo Pascoarelli *et al.* (2010) são de homens com a média de idade entre 20-95 anos, peso médio de 30-71 kg e estatura de 176,15 cm. A Tabela 2, mostra a relação de medidas que serviram como base para o estudo. É importante salientar que para a realização de testes têm-se adaptadores menores e maiores, para atender pessoas com diversas características antropométricas e gêneros.

Desta forma, visa-se garantir a participação de diversos “tamanhos” de mãos. Este pressuposto sobre o tamanho dos adaptadores atende a ideia descrita por

Ferrigno (2007) que aponta a necessidade de aumentar os tamanhos e/ou ajustes do dinamômetro para atender diversos tamanhos variados de mãos.

Os modelos foram feitos de forma espelhada, permitindo o uso tanto para a mão direita quanto para a mão esquerda. Por exemplo, o dinamômetro de aperto pode ser utilizado por ambas as mãos. No caso deste sistema para a avaliação da extensão, é permitido ao terapeuta trocar os modelos e adaptadores, de acordo com o tamanho das mãos dos sujeitos em teste, possibilitando a avaliação e comparação das medidas, a fim de tomar decisões clínicas embasadas.

Tabela 2 - Dimensões da mão masculina do brasileiro

Descrição	Dimensões na mão direita (mm)	Dimensões na mão esquerda (mm)
Dedo indicador	71,37	71,67
Dedo médio	80,05	79,94
Dedo anular	74,93	74,27
Dedo mínimo	59,75	59,83
Dedo polegar	63,25	63,06
Largura da palma da mão	87,29	84,69
Comprimento da mão	188,10	187,95

Fonte: Pascoarelli et al (2010).

4.1.1 Célula de carga

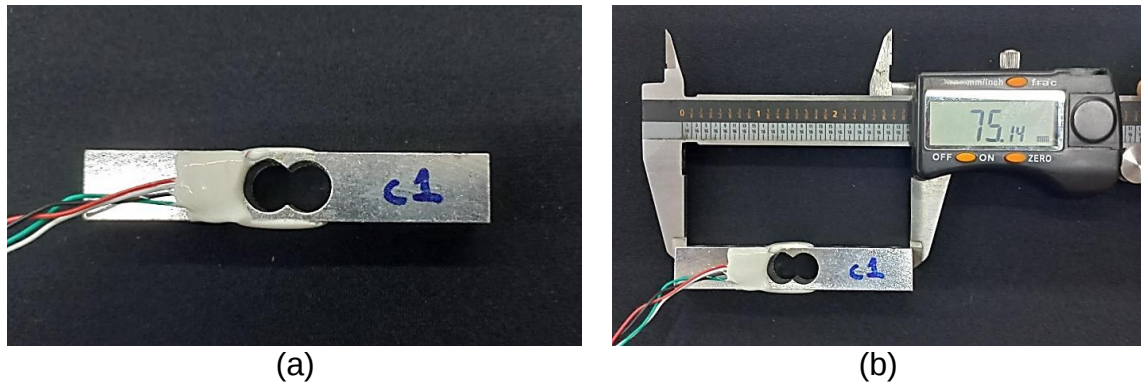
Baseando-se nos dados e no fato de que o indivíduo com disfunção tende a ter uma força reduzida, foi escolhido como elemento sensor do dinamômetro de extensão a célula de carga denominada “transdutor de força composto por duas vigas” de acordo com Balbinot (2010).

Está apresentada na Figura 25.a e 25.b respectivamente, que tem como principais características: Faixa de medição até 100 N. A célula de carga escolhida para este projeto atende as características para o teste da mão, e também atende a força que exerce a musculatura extensora (intrínseca e extrínseca) da mão, desta maneira foi possível agregar a célula de carga às dimensões da mão.

Esta faixa de 100N para medição foi escolhida pautada no motivo que a musculatura extensora possui força inferior em relação a extensora.

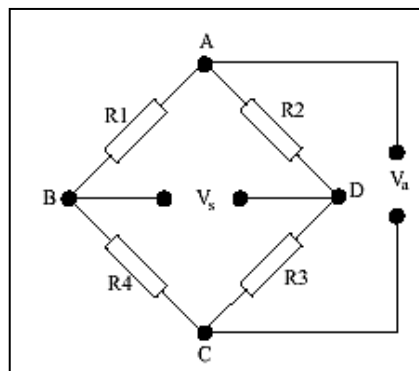
Para Matter-Parrat *et al.* (2016), a força de extensão de um dedo mais forte (dominante) na mão chega até 22N, sendo que outros mais fracos atingem até 15N.

Figura 25 – Célula de carga



Fonte: Autor (2023).

É válido salientar que a célula de carga opera com uma ponte de *Wheatstone*, com elementos resistivos que variam de resistência ao aplicar a força. A ponte de *Wheatstone* está ilustrada na Figura 26, em que os extensômetros possuem o mesmo valor de resistência e estão representados por R1, R2, R3 e R4, o circuito é alimentado por uma tensão constante V_a , a tensão de saída V_s (SANCHES, 2007).

Figura 26 – Ponte de *Wheatstone*

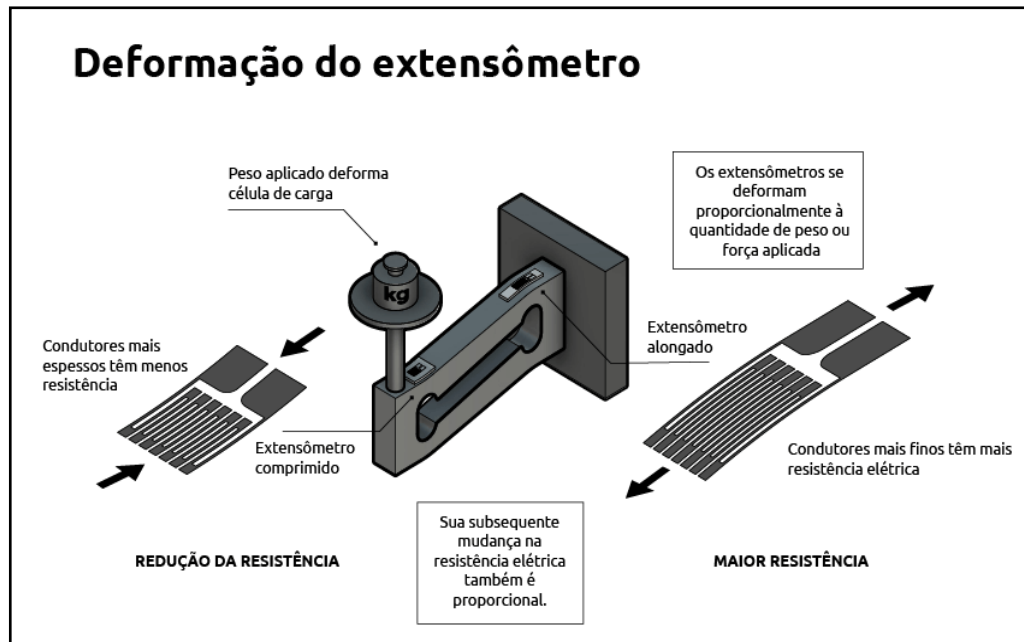
Fonte: Sanches (2007).

Considerando uma ponte balanceada, tem-se:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 \quad (1)$$

Consequentemente, a tensão de saída (V_s) da ponte será zero. Isso ocorre quando não há deformações, resultando em nenhuma variação resistiva. Portanto, não há diferença de potencial entre os terminais VAB e VAD (SANCHES, 2007). A Figura 27 representa a célula de carga com amostra dos extensômetros.

Figura 27 - Célula de carga com extensômetros



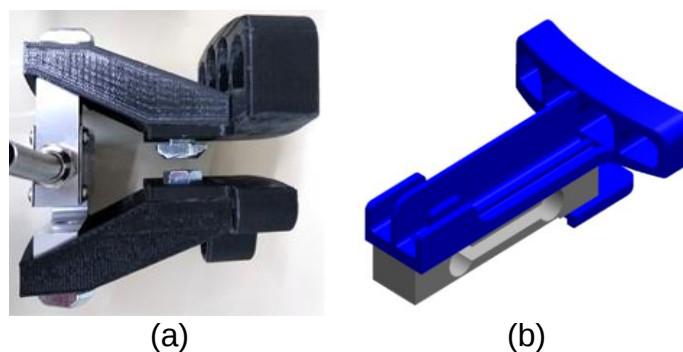
Fonte: <https://www.flintec.com/br/sensores-de-peso/celulas-de-carga/como-funciona-uma-c%C3%A9lula-de-carga> / acesso 01 de agosto de 2023.

A seleção da célula de carga do tipo PWZL foi pautada na sua conformidade com o projeto mecânico e na capacidade de oferecer a sensibilidade requerida para efetuar a medição de forma precisa.

4.1.2 Protótipos iniciais do dinamômetro

O estudo também contou com dois projetos preliminares, o primeiro utilizou uma célula de carga CSA/ZL-10 presente na Figura 28.a, o segundo dinamômetro na Figura 28.b implementou a célula de carga do tipo PWZL para 200 N.

Figura 28 – Projetos preliminares



(a)

(b)

Fonte: Autor (2023).

No primeiro projeto protótipo ilustrado na Figura 28.a, observou-se que houve uma torção na célula de carga, o que poderia danificar futuramente a mesma. Para o segundo protótipo apresentado na Figura 28.b, a célula de carga tem um comprimento e um peso maior, isto poderia exigir maior esforço do paciente.

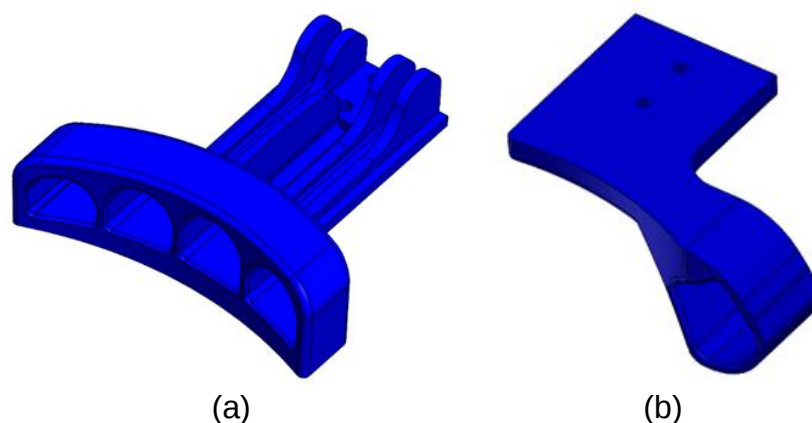
4.1.3 O projeto escolhido

Logo o projeto foi adaptado para o mesmo tipo de célula de carga demonstrada na figura 28.b, porém com capacidade, tamanho e massa reduzidos, motivo este que possibilitou melhor ergonomia, conforto e consequentemente um equipamento leve.

O suporte do encaixe dos dedos (indicador, médio, anular e mínimo) foi modelado de tal forma que pudesse oferecer maior conforto e melhor precisão para as medições. Este suporte atua nos dedos na mesma posição com distâncias iguais na profundidade, (Figura 29.a).

O segundo suporte, (Figura 29.b), atua no polegar, e mantém uma angulação natural da mão humana. Para Kapandji (2007), a angulação do polegar na posição de pronação é de 20° . A mesma medida foi mantida para o suporte do polegar que leva uma oposição aos demais dedos. Todos os suportes foram definidos para dois tamanhos e ambos para os lados direito e esquerdo.

Figura 29 – Suporte para encaixe dos dedos

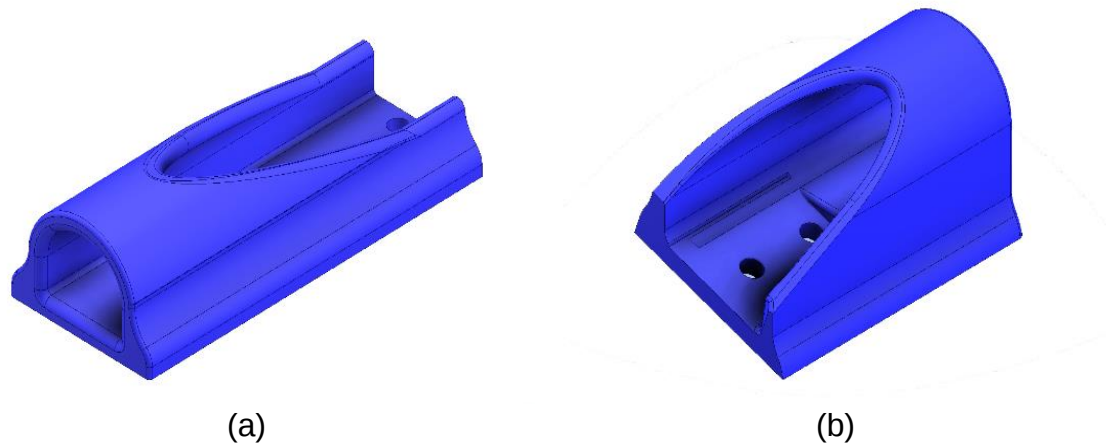


Fonte: Autor (2023).

Também foi projetado um suporte para tornar possível uma medição individual de cada dedo. Pode ser realizada a medição em forma de “pinça”, na qual o polegar pode trabalhar como dedo opositor. A Figura 30, representa o suporte de “pinça”, onde

a Figura 30.a é o suporte para os dedos indicador, médio, anular e mínimo, e a Figura 30.b o suporte do polegar.

Figura 30 – Suporte para pinça



Fonte: Autor (2023).

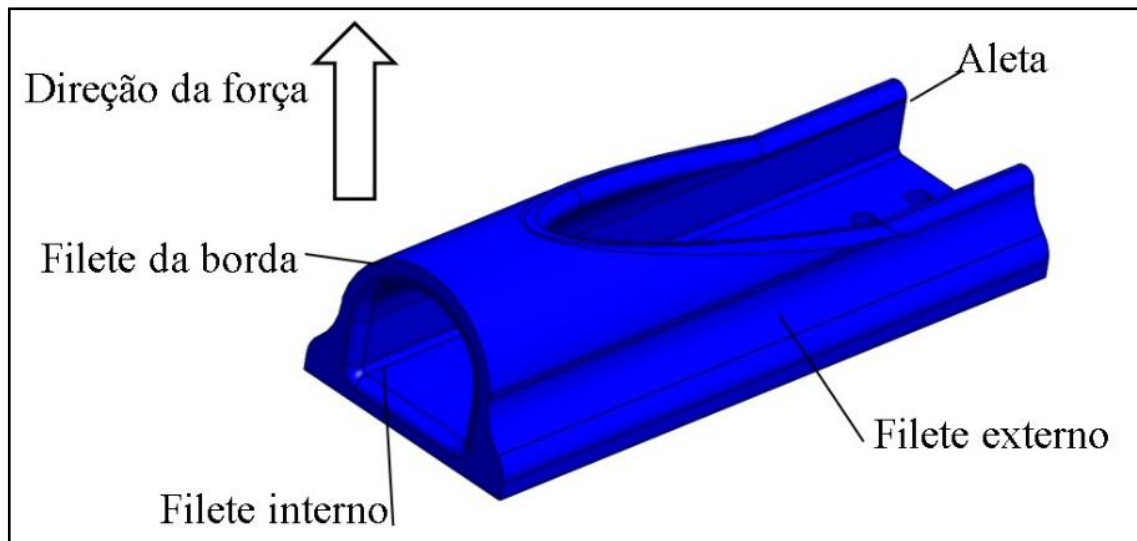
Cada suporte, bem como todos os outros elementos que compõem o dinamômetro, foram dimensionados para que pudesse resistir à força aplicada e com o mínimo de deformação na estrutura. Como apresentado na Figura 31, na junção da base com o arco foi criada uma união com filetes internos e externos com o objetivo de distribuir a tensão. Sem cantos “vivos” e com maior raio de curvatura há uma diminuição do acúmulo de tensão (NORTON, 2013).

Então este dinamômetro foi projetado para avaliar dois tipos de possibilidades relacionados a teste na mão, ou seja, a extensão dos dedos da mão e a pinça.

Tudo isso em virtude do projeto mecânico permitir tal versatilidade com troca de modelos de encaixes, a ideia basal deste projeto também teve como meta reduzir custos do equipamento, e com isso propor por meio da manufatura em 3D a exploração diversas possibilidades relacionadas a inovação.

Um ponto de aumento de resistência é o prolongamento enrijecedor (aleta). Com a base plana, a força aplicada no sentido radial do eixo torna o momento de inércia baixo devido a geometria. Com o prolongamento enrijecedor, o momento de inércia aumenta consideravelmente. Para Hibbeler (2010), o momento de inércia será a resistência do corpo em relação a sua deformação angular.

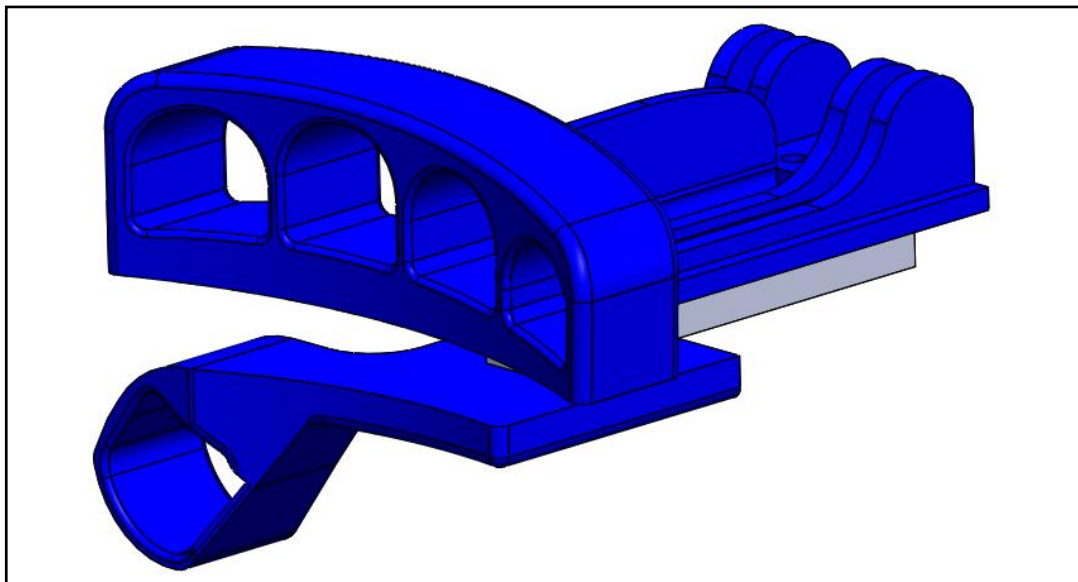
Figura 31 – Suporte individual



Fonte: Autor (2022).

Na Figura 32 é possível observar o dinamômetro extensor para uso da mão direita com os suportes para os dedos: indicador; médio; anular mínimo; e polegar, estão separados pela célula de carga.

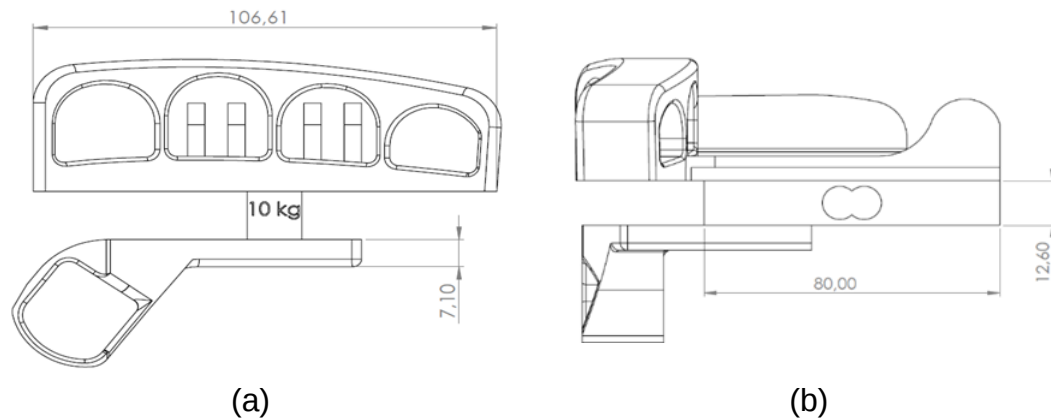
Figura 32 – Dinamômetro extensor da mão



Fonte: Autor (2022).

As dimensões em milímetros do modelo padrão são mostradas na Figura 33.a e 33.b. No intuito de tornar o modelo de fácil operação e de ajuste para as dimensões da mão, foram definidos dois tamanhos, sendo um dinamômetro médio e um grande.

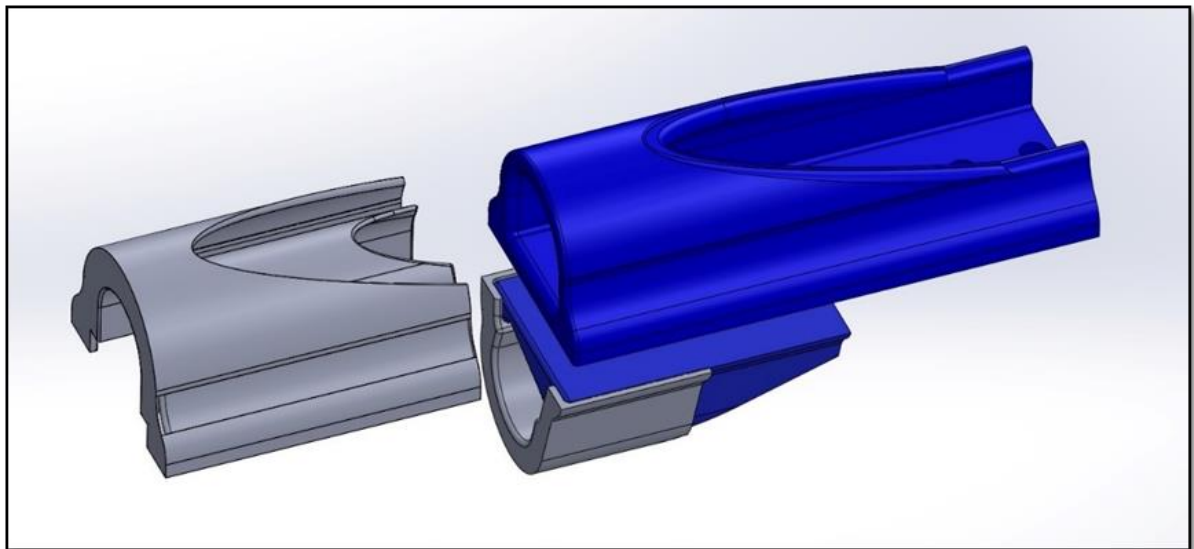
Figura 33 – Projeto do dinamômetro extensor de mão



Fonte: Autor (2023).

Na Figura 34, esta apresentado o adaptador (encaixe) que pode ser acoplado no modelo maior da pinça. Este adaptador têm a função de tornar o modelo menor mais adequado para mãos de menor tamanho.

Figura 34 – Adaptador para diminuir o modelo de pinça

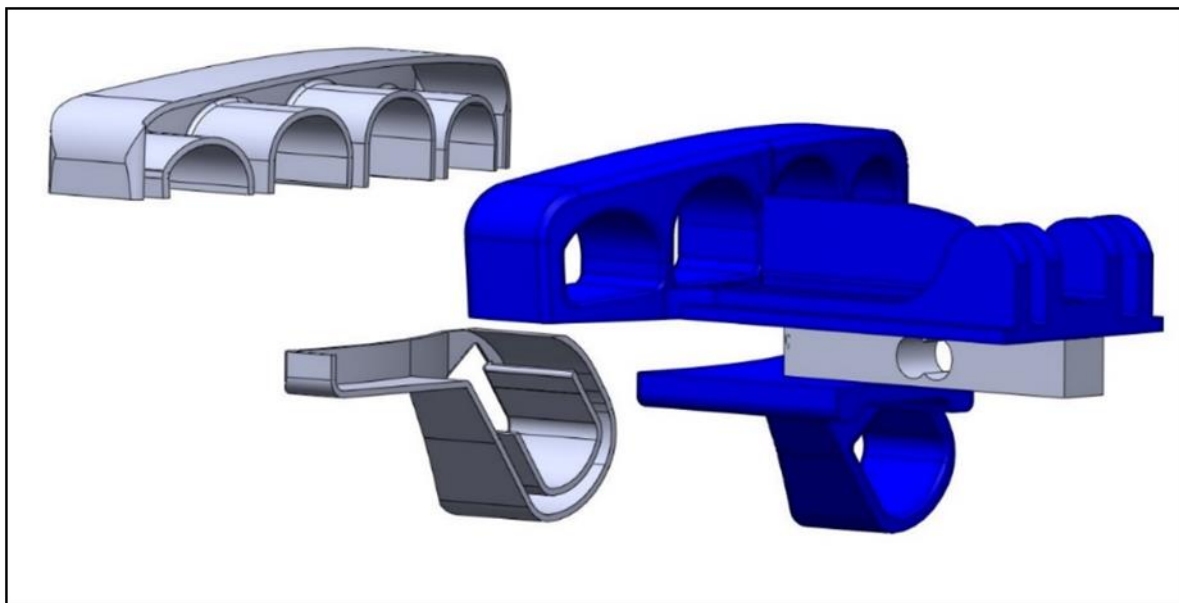


Fonte: Autor (2023).

Na Figura 35, esta apresentado o adaptador (encaixe) que pode ser acoplado no modelo que serve para todos os dedos, tanto para os quatro dedos quanto para o polegar.

O *design* pretendido foi desenvolvido pensando na posição funcional da mão.

Figura 35 – Adaptadores para diminuir o tamanho do dinamômetro



Fonte: Autor (2023).

4.2 SIMULAÇÃO DE RESISTÊNCIA E DEFORMAÇÃO DA ESTRUTURA

A simulação de resistência mecânica e deformação da estrutura do dinamômetro foi realizada no mesmo programa de modelagem, porém na plataforma CAE (Engenharia Auxiliada por Computador). A simulação foi realizada utilizando o método de elementos finitos, empregando o critério de *Von Mises*, amplamente reconhecido como a energia de distorção máxima.

A condição de contorno foi definida de acordo com a geometria da peça por apresentar regiões de curvatura, a malha foi definida com base em curvatura, onde nas regiões de curvatura há um refino maior da malha.

Os materiais selecionados para a manufatura das peças foram os filamentos de polímero poliacido láctico (PLA) e acrilonitrila butadieno estireno (ABS). A escolha desses materiais se deu devido a utilização da impressora 3D da Creality® (Ender 3 Pro®), que por meio do processo de deposição de material fundido (FDM), realiza a impressão 3D da peça.

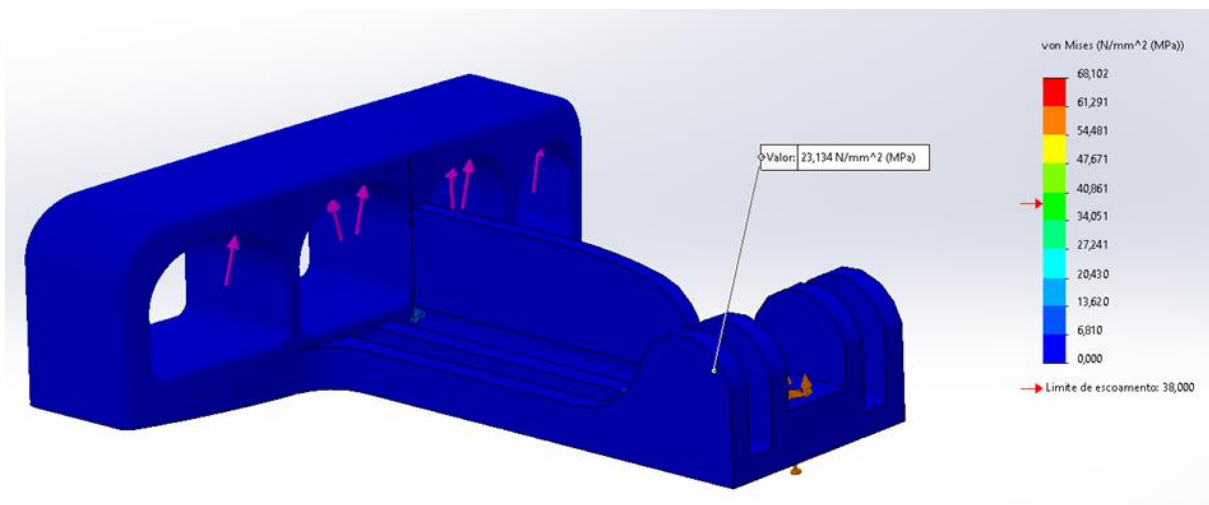
Percebeu-se durante as simulações que o ABS, um polímero muito utilizado na indústria por sua resistência, leveza, fácil moldagem (acabamento), possibilita maior higienização e possui maior resistência ao calor, apresentando ponto de fusão em aproximadamente 220°C com temperatura vítrea (T_g) em aproximadamente 100 °C.

Com ambos materiais se torna possível uma comparação prática para a utilização do equipamento e uma futura seleção de qual material será de melhor aceitação para o projeto, tendo em vista todas as particularidades do material selecionado.

Em relação à simulação, foi definido pontos de fixação como o engate dos parafusos. Cada encaixe dos dedos foi projetado para suportar uma força de 18N, dado que pode ser subdimensionado, uma vez que a força máxima em dedo dominante por pessoas sadias seria de 22N segundo Matter-Parrat *et al.* (2016).

Na Figura 36, pode ser visto que o ponto de maior tensão (ponto vermelho) que recebeu uma tensão de 23,13 MPa, sendo o valor abaixo da tensão de escoamento de 38 MPa para o material. Desse modo, o material utilizado para a manufatura das peças foi o ABS por possuir um limite de escoamento inferior ao PLA (66 MPa), além de possuir maior resistência mecânica, a temperatura e por sua ampla utilização na indústria.

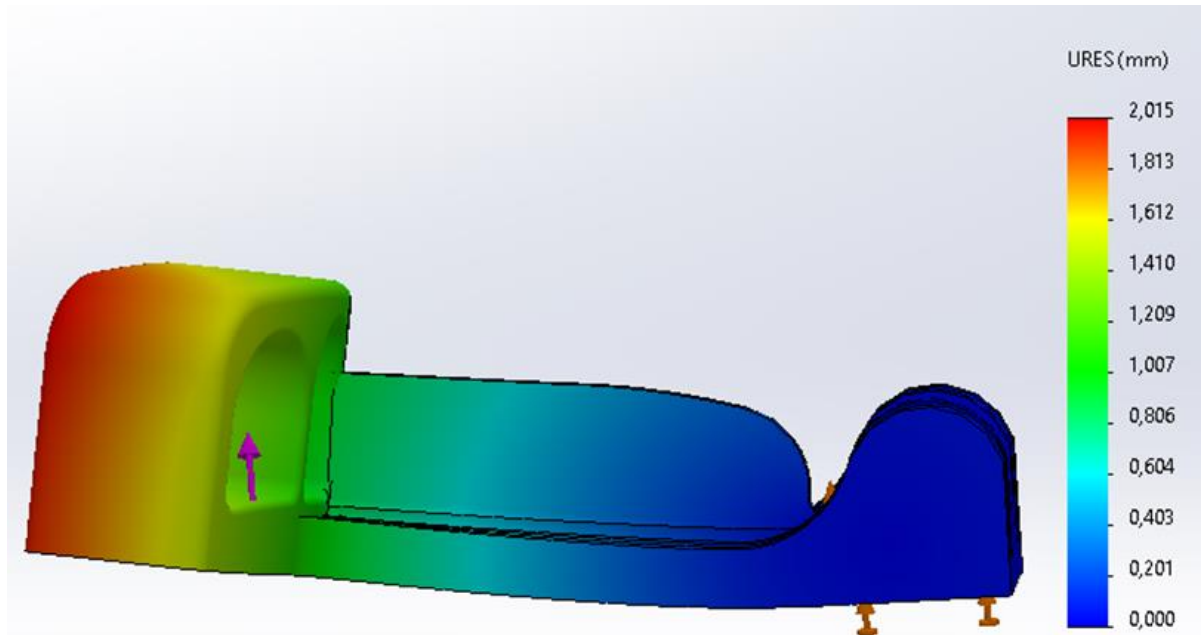
Figura 36 – Simulação de tensões



Fonte: Autor (2023).

Na simulação de deslocamento, o valor máximo foi de 2,015 mm, conforme mostra a Figura 37 o ponto de maior deslocamento foi na extremidade do suporte onde são encaixados os dedos. Tal deslocamento se justifica devido ao comprimento do extensor e ao material utilizado na manufatura da peça, pois polímeros podem ser mais propensos a deformações e deslocamentos devido a elasticidade do material.

Figura 37 – Análise do deslocamento



Fonte: Autor (2023).

Ambas as simulações foram conduzidas levando em consideração a fabricação utilizando componentes sólidos, com o método de produção sendo a injeção plástica. Com a utilização da manufatura aditiva poderia haver pequenas variações de resistência e deslocamento. As variações de resultados podem ser minimizadas com bons filamentos, bom estado da impressora 3D e correto fatiamento das peças.

4.3 MANUFATURA

O processo de manufatura foi por prototipagem rápida via impressão 3D utilizando a impressora 3D da Creality® - *Ender 3 Pro*®. Para o fatiamento foi empregado o software *Ultimaker Cura*®, tendo em vista que outros programas para fatiamento apresentam algumas limitações quando comparados a softwares como o *Simplify 3D*® ou o *Ultimaker Cura*®. Fatores como o tipo de preenchimento, velocidade, altura de camadas, camadas laterais, superficiais, inferiores e suportes, foram pontos que precisaram de uma maior atenção.

O material utilizado para a manufatura foi o ABS antichamas, além das características mecânicas mencionadas anteriormente, o material pode ser

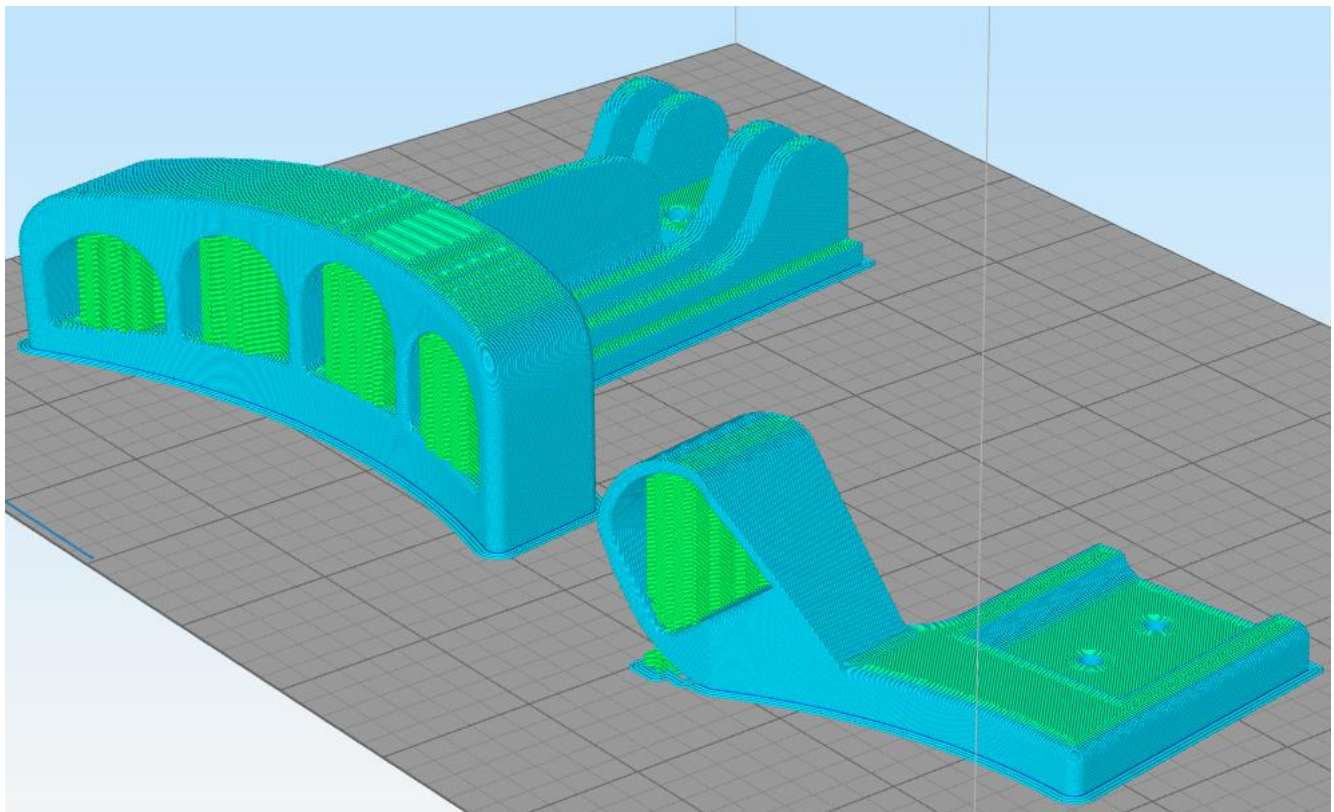
regularmente higienizado com álcool e havendo a proteção contra chamas torna o material mais adequado para o dispositivo.

Para o fatiamento é necessário a conversão do modelo CAD (Desenho auxiliado por computador) para a extensão STL (estereolitográfico) para melhor resultado foi preciso maior resolução entre os ângulos e arestas, evitando possíveis cantos vivos e facilitando encaixes de maior precisão. A tolerância do desvio de geometria foi de 0,0044 mm e o ângulo em 0,5°.

A posição das peças foi fator determinante para a resistência mecânica. Para o suporte dos dedos o fatiamento ficou na horizontal, foi considerado que o encaixe dos suportes teria uma força radial em relação a sua geometria, como mostra a Figura 38.

A altura de camadas foi definida em 0,15 mm, velocidade de 80mm/s, temperatura de extrusão de 235°C e suportes de 2 mm sendo aplicados a inclinações com ângulos superiores a 60°.

Figura 38 – Fatiamento para Manufatura



Fonte: Autor (2023).

4.4 MONTAGEM DO DINAMÔMETRO DE MÃO

As folgas de encaixe no projeto foram dimensionadas com 0,2 mm para que os contatos fossem mais próximos possíveis, no entanto com a falta de calibração da impressora 3D gerou contração e dilatação do material, sendo necessário ajustes com lixas e estiletes.

Em relação a operação do dinamômetro, os deslocamentos ficam dentro dos parâmetros da simulação e apresentou resistência mecânica suficiente para a utilização.

Foi implementado um dinamômetro no tamanho médio para testar mão intermediárias. Também foram desenvolvidos adaptadores que, ao serem acoplados ao dinamômetro maior, permitiram reduzir seu tamanho, tornando-o adequado para testar mãos menores. Essa abordagem visou garantir que o dispositivo pudesse ser utilizado por uma ampla gama de indivíduos, independentemente do tamanho de suas mãos, tornando-o mais versátil e inclusivo. Com essa solução, é possível realizar testes precisos e confortáveis, abrangendo diferentes tipos de usuários e proporcionando resultados mais abrangentes.

O dinamômetro desenvolvido no LIEB permite testar a força extensora da mão de forma simultânea em todos os dedos. Isso significa que o dispositivo é capaz de medir a força aplicada pelos dedos de uma só vez, oferecendo uma avaliação abrangente da capacidade de extensão da mão como um todo.

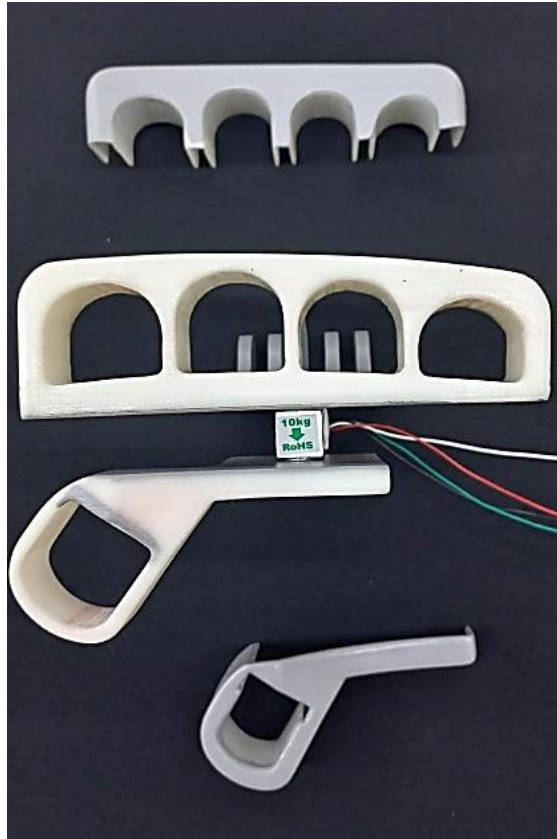
Além disso, de acordo com o projeto desenvolvido, o punho do usuário não exerce força durante o teste. Isso é importante porque, ao isolar a força exercida pelos dedos, o dinamômetro consegue medir de forma mais precisa a força extensora específica dos dedos, sem interferência do punho ou de outros músculos adjacentes.

Essa configuração do dinamômetro permite avaliar com precisão a força extensora dos dedos e da mão como um todo, tornando-o uma ferramenta valiosa para estudos e avaliações de força relacionadas ao desempenho da mão e possíveis alterações em sua função.

Diferente de outros estudos que tiveram que ampliar o cuidado com a posição da mão e punho, para tanto, o antebraço deverá ser colocado em posição neutra como é testado com o dinamômetro de aperto. Ou seja, instruções indicadas pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão.

A Figura 39 ilustra o dinamômetro de tamanho grande, juntamente com seus respectivos adaptadores que, quando encaixados no equipamento, o transformam em um tamanho pequeno, adequado para mãos menores.

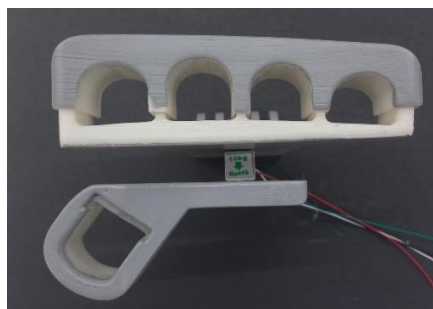
Figura 39 – Dinamômetro grande com adaptadores, superior e inferior



Fonte: Autor (2023).

A Figura 40 apresenta o dinamômetro com os adaptadores devidamente encaixados, prontos para o teste em mãos menores.

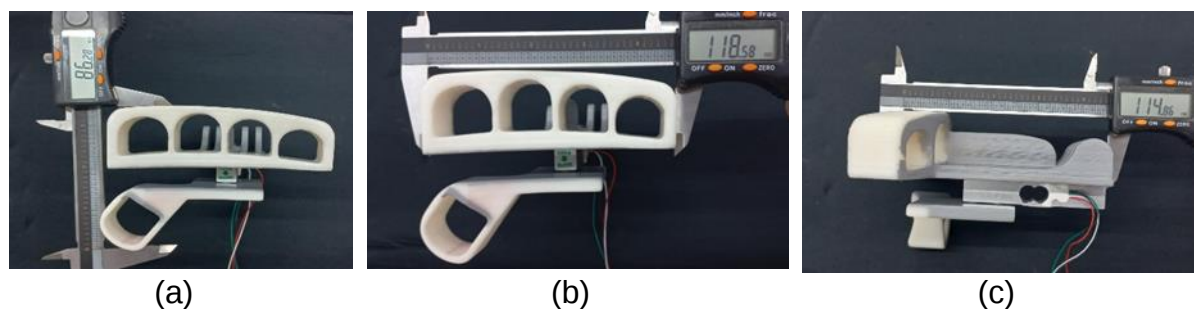
Figura 40 – Dinamômetro configurado para atender mãos menores



Fonte: Autor (2023).

A Figura 41 apresenta o dinamômetro de tamanho grande em diversos ângulos: a Figura 41.a mostra a visão frontal com a medida de altura, a Figura 41.b exibe a visão frontal com a medida de largura, e a Figura 41.c revela a profundidade do equipamento, possibilitando a visualização da montagem com a célula de carga.

Figura 41 – Dinamômetro em diferentes ângulos



Fonte: Autor (2023).

Na Figura 42 são mostrados os adaptadores superiores que se encaixam no equipamento, permitindo a realização de testes com mãos de dimensões reduzidas. Na Figura 42.a é demonstrada a medida da largura, enquanto na Figura 42.b é destacada a medida de altura.

Figura 42 – Adaptadores superiores



Fonte: Autor (2023).

Os adaptadores destinados ao uso do polegar são ilustrados na Figura 43. A Figura 43.a apresenta o adaptador livremente, enquanto a figura 43.b exibe o adaptador com a dimensão indicativa.

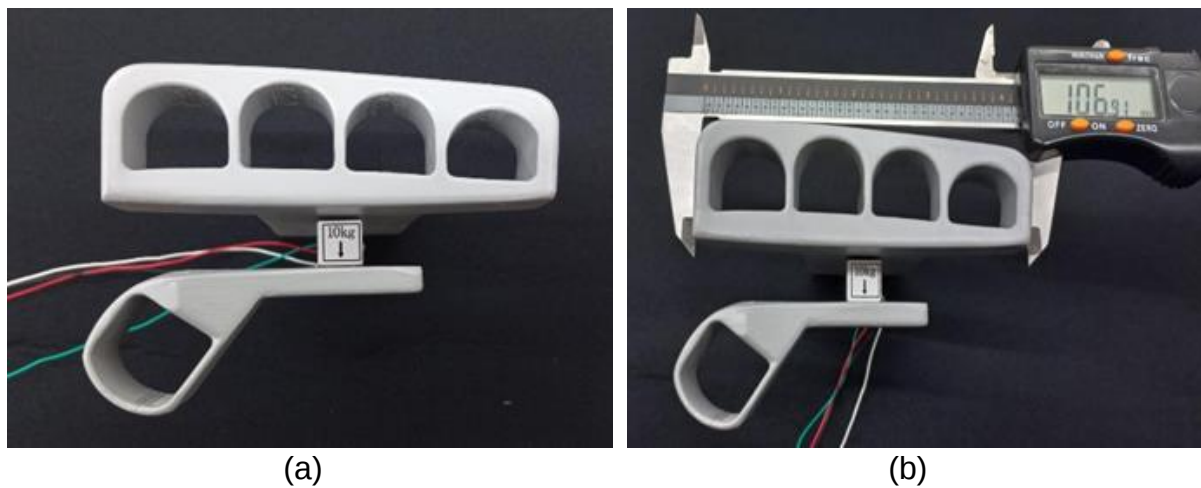
Figura 43 – Adaptador da parte inferior



Fonte: Autor (2023).

Na Figura 44, é apresentado o dinamômetro de tamanho médio, que foi construído para atender variações medianas de tamanhos de mãos. Na Figura 45.a o dinamômetro é apresentado livremente e na Figura 44.b com dimensão indicativa.

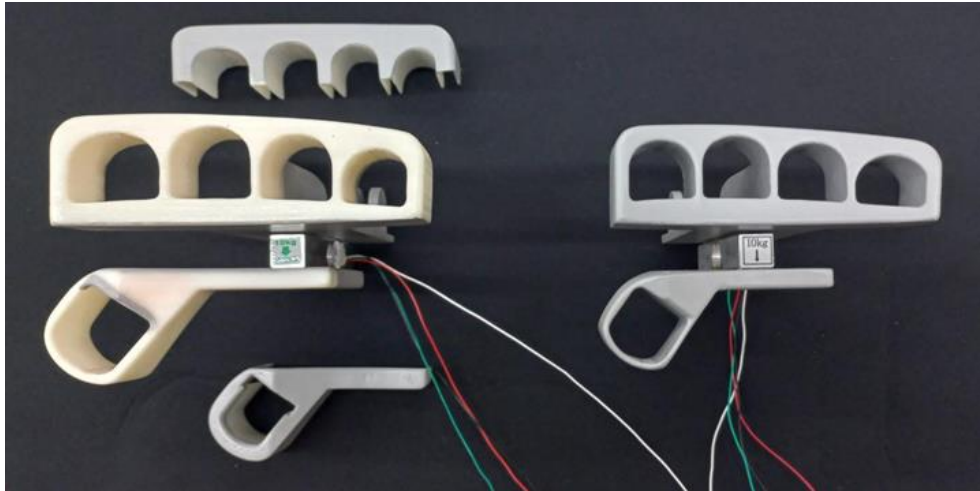
Figura 44 – Dinamômetro médio



Fonte: Autor (2023).

A Figura 45 ilustra o sistema empregado para a realização do teste destinado à mão direita. Compete ao avaliador a seleção apropriada do tamanho do equipamento, a fim de corresponder às dimensões da mão do indivíduo em questão.

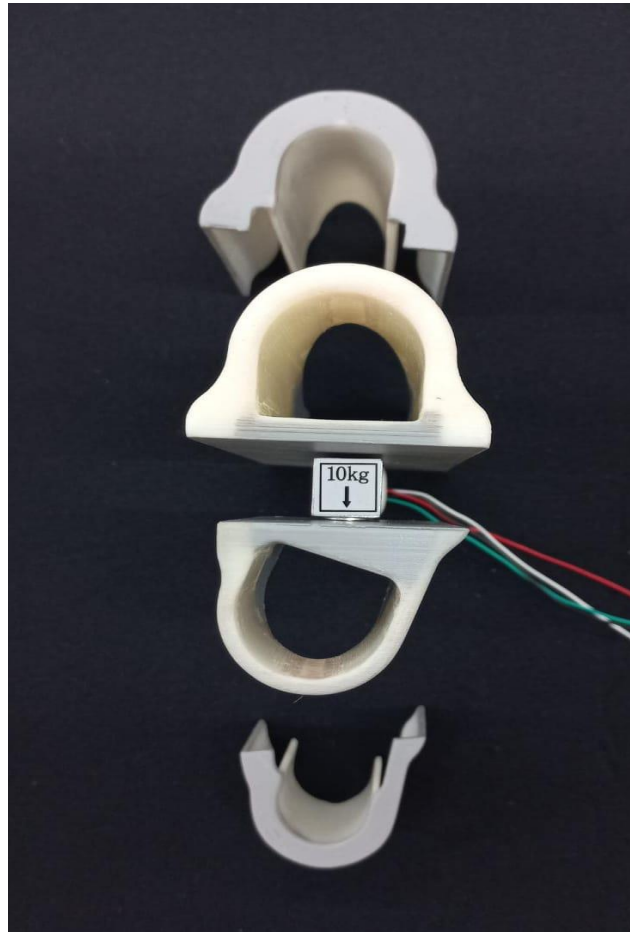
Figura 45 – Sistema de teste para a mão direita



Fonte: Autor (2023).

O teste para a pinça, juntamente com os seus correspondentes adaptadores de ajuste de tamanho, é exibido na Figura 46.

Figura 46 – Teste para a pinça com adaptadores

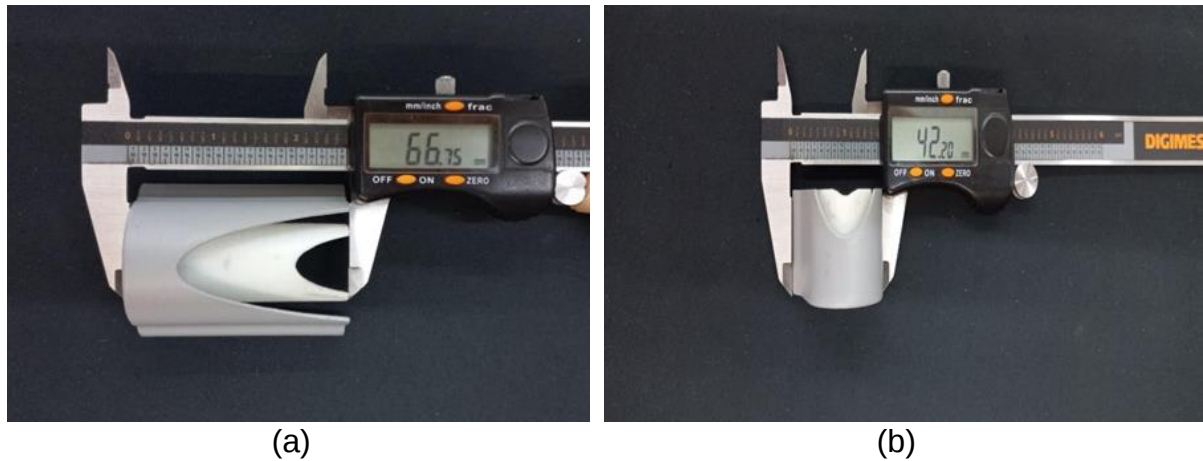


Fonte: Autor (2023).

É válido salientar que o espaço sem a inclusão do adaptador é suficiente para atender dedos médios, portanto não foi necessário desenvolver um sistema intermediário como feito para a medida de avaliação à todos os dedos.

O adaptador superior para o teste da pinça está na Figura 47.a e o inferior na Figura 47.b, ambos apresentados com cota dimensional.

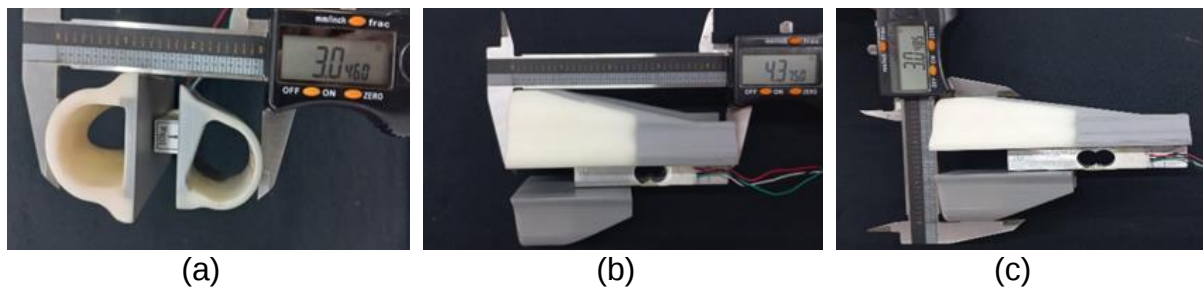
Figura 47 – Adaptador superior e inferior para teste de pinça



Fonte: Autor (2023).

Este equipamento foi projetado tendo em vista que, ao abrir a pinça entre o primeiro e segundo dedo, ocorre uma verticalização do polegar. Por esse motivo, foi desenvolvido considerando o movimento direcional da articulação e a direção na qual a força será exercida. Além disso, é ergonômico, a Figura 48 apresenta o dinamômetro com cotas dimensionais em ângulos diferentes onde 48.a tem vista frontal, 48.b lateralmente em sua profundidade e 48.c apresenta a altura.

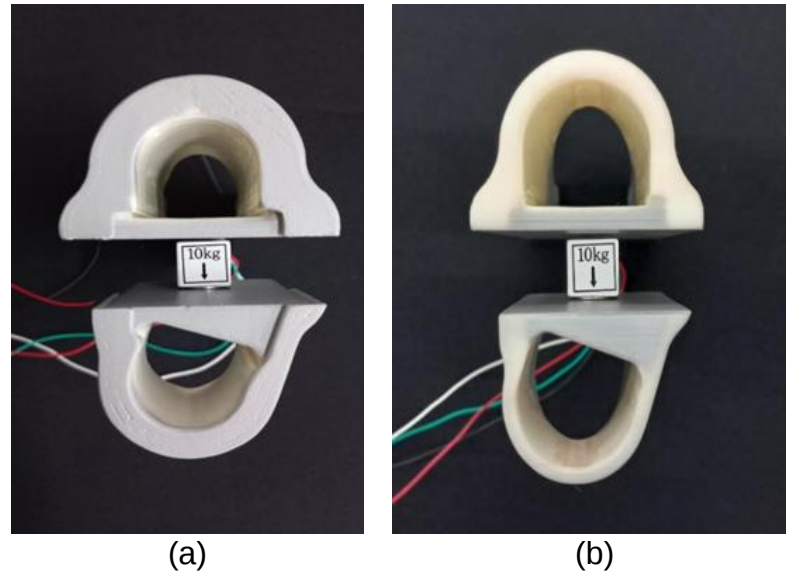
Figura 48 – Dinamômetro para teste de pinça



Fonte: Autor (2023).

A Figura 49 mostra o dinamômetro em duas situações; em 49.a tem-se o dinamômetro com adaptadores encaixados para teste com dedos menores e 49.b sem adaptadores.

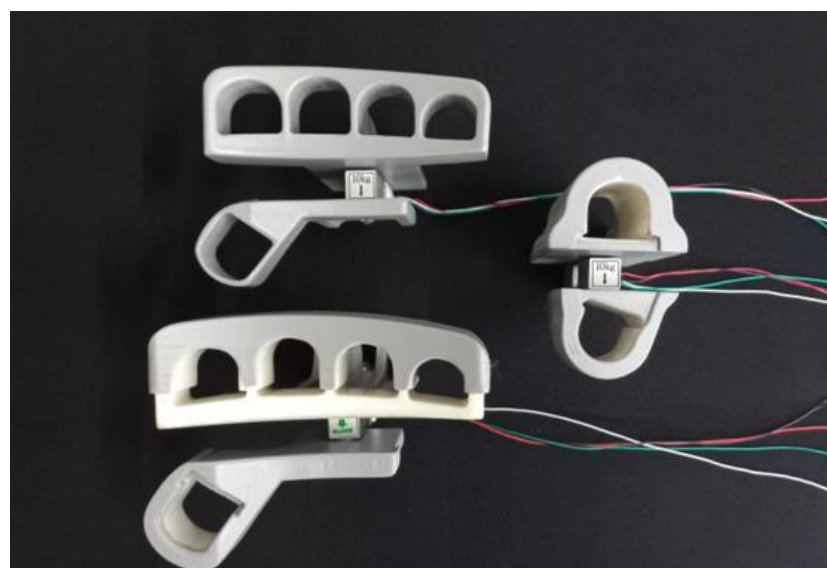
Figura 49 – Dinamômetro para pinça, com e sem adaptadores



Fonte: Autor (2023).

Todo o conjunto desenvolvido para a mão direita está apresentado na Figura 50. No entanto, é válido salientar que foram desenvolvidos equipamentos espelhados, que possibilitam testes tanto para a mão direita quanto para a mão esquerda.

Figura 50 – Sistema de teste para a mão direita



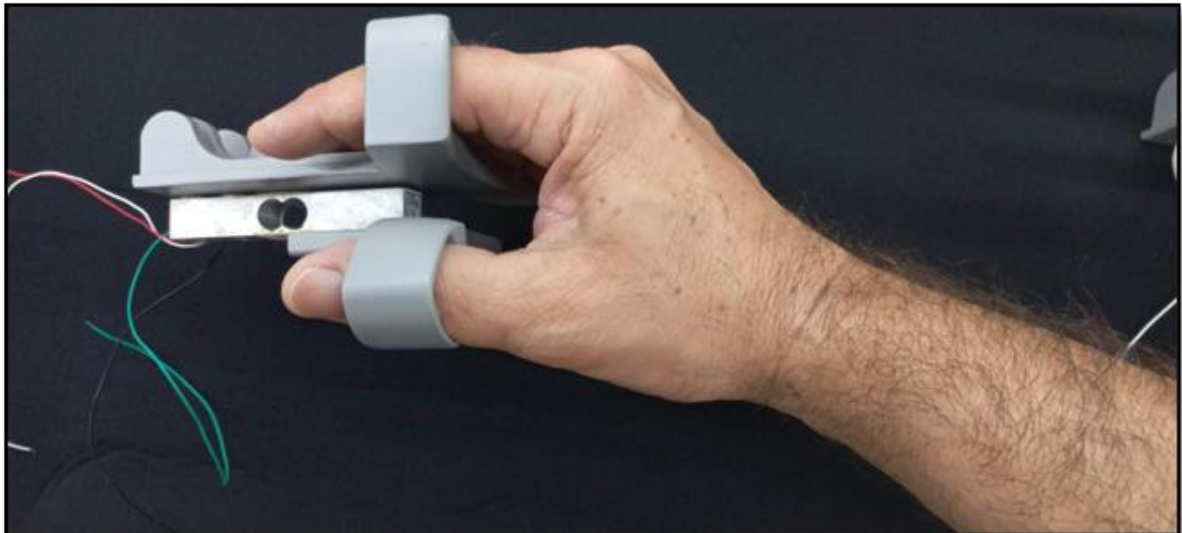
Fonte: Autor (2023).

A posição do encaixe dos dedos respeita a posição funcional da mão descrita por Cavalcanti (2007) e Freitas (2005) conforme a ilustração da Figura 51.

Como explanado anteriormente, este trabalho é diferente dos estudos como de Parrat (2016) e Richards (1993) que utilizaram fixações ou estabilizações adaptando dinamômetros para suas pesquisas.

A proposta deste estudo concentra as forças nos dedos, deixando-os livres como fez Cotoros (2017) ao testar a pinça, mas padronizando como feito nos estudos indicados por Nascimento (2010) com orientação sobre o teste populacional como feito com o dinamômetro Jamar®.

Figura 51 – Posição funcional da mão com dinamômetro



Fonte: Autor (2023).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Baseados na observação dos protótipos e testes iniciais, todo o sistema de coleta e calibração foram aperfeiçoados e para isso foram realizadas as etapas de calibração nos equipamentos permanentes já definidos.

Tendo em vista que o elemento transdutor do dinamômetro é uma célula de carga e para que o mesmo funcione corretamente se faz necessário uma série de testes para realizar a calibração adequada.

Foram realizadas duas etapas de calibração, uma com a célula de carga e outra com o dispositivo completo, ou seja, com os equipamentos para pesquisa.

O processo de teste consistiu em três fases distintas: um teste inicial, um teste de validação do equipamento e, por fim, um teste piloto. O primeiro estágio destinou-se a uma análise preliminar, o segundo teve como objetivo validar o funcionamento do equipamento e, por fim, o terceiro e último estágio foi um teste com voluntários.

Os resultados de laboratório foram obtidos através de testes que consistiram em um circuito eletrônico montado utilizando uma célula de carga de 10kgf, um módulo amplificador HX711, dois ESP32 e o LabVIEW™.

5.1 PRIMEIRA ETAPA DE CALIBRAÇÃO

Na fase inicial de calibração, os testes realizados tiveram como propósito coletar dados sobre o comportamento operacional da célula. Esses dados foram analisados a fim de avaliar a eficácia da implementação real e sua viabilidade, orientando assim as etapas subsequentes do projeto.

Na Tabela 3 tem-se os valores de referência utilizados nos testes. Como pode ser observado, foram utilizadas cinco massas e a somatória das mesmas foi de 9,5kgf, ou seja, menor do que o limite de 10kgf da célula.

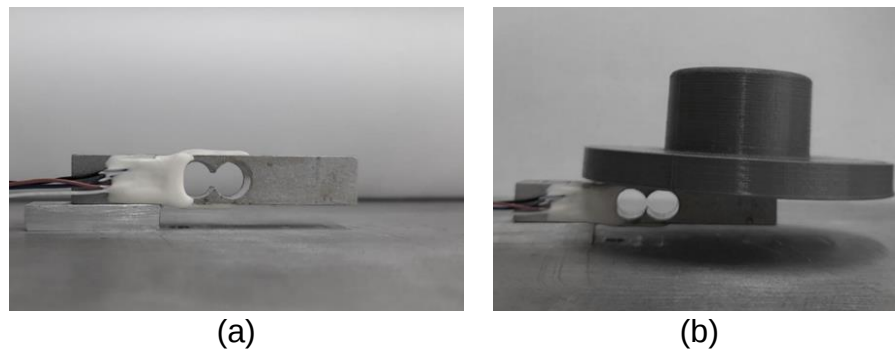
Tabela 3 – Valores utilizados para carga e descarga

Nº	MASSAS EM (kg)	SOMA DAS MASSAS EM (kg)
0	0,000	0,000
1	1,957	1,957
2	1,904	3,861
3	1,920	5,781
4	1,892	7,673
5	1,878	9,551

Fonte: Autor (2023).

Para cada célula foram realizados 10 testes consecutivos de carregamento e descarregamento (célula de carga na Figura 52.a). O objetivo foi analisar o comportamento da célula e a repetitividade dos resultados. As massas utilizadas foram anilhas de ferro e para que sempre fossem colocadas na mesma posição, foi confeccionada uma peça de PLA na impressora 3D (ilustrado na Figura 52.b).

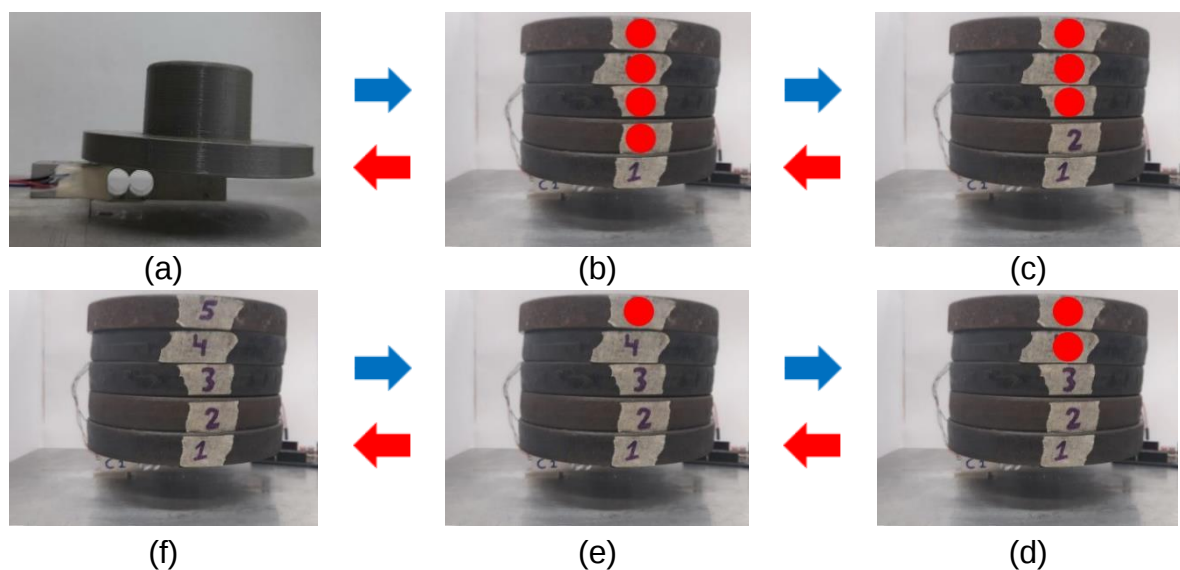
Figura 52 – Teste de funcionamento



Fonte: Autor (2023).

Na Figura 53 (a,b,c,d,e,f,) é apresentado o processo utilizado para calibrar a célula de carga. As setas azuis indicam o fluxo do carregamento das massas e as vermelhas o descarregamento. Pode-se observar que as massas foram adicionadas e retiradas uma a uma (conforme o fluxo das setas). A elipse em vermelho representa qual massas não estava presente durante o carregamento ou descarregamento.

Figura 53 – Teste de carregamento e descarregamento das massas



Fonte: Autor (2023).

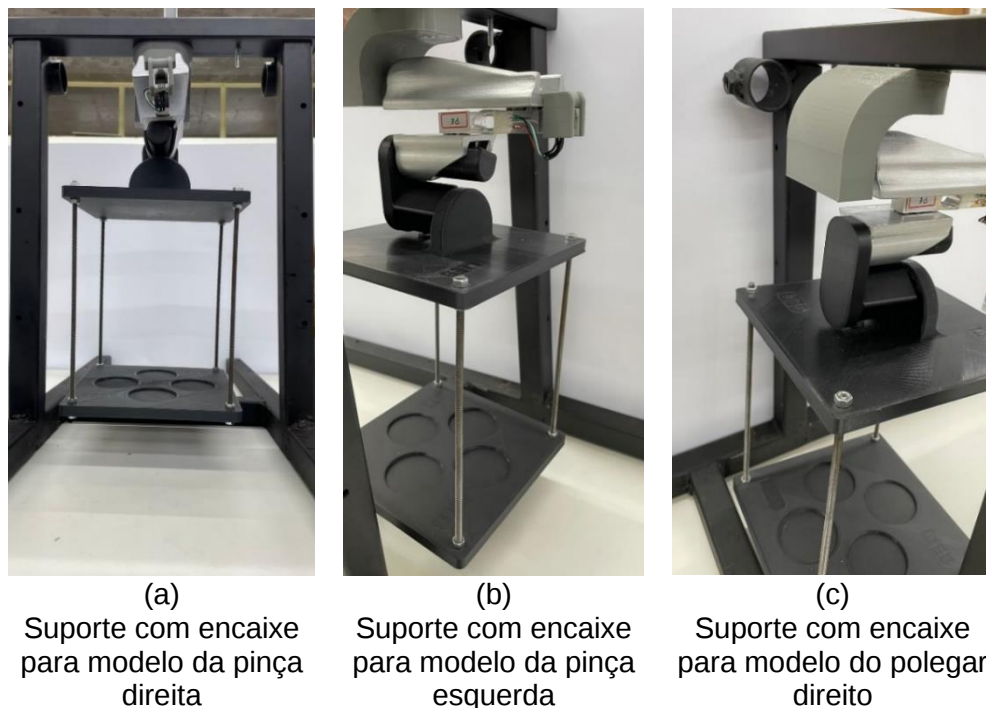
5.2 SEGUNDA ETAPA DE CALIBRAÇÃO

Na segunda etapa a calibração foi realizada já com os modelos fixados, justamente para que se verificasse a reposta do sistema e não apenas da célula. Os suportes exercem um momento fletor nas células, alterando então a resposta da mesma.

Para aplicar a força no dinamômetro exatamente como seriam realizados os testes de aplicações com voluntários, foram desenvolvidos encaixes em 3D, para que se comportassem como se fossem dedos posicionados da mesma forma dos testes com voluntários.

Foi desenvolvido um suporte para realizar os testes de carregamento e descarregamento, de uma forma que simulasse a força de extensão da mão. Na Figura 54 é possível ver o suporte com alguns diferentes encaixes.

Figura 54 – Suporte utilizado



Fonte: Autor (2023).

Na Tabela 4 tem-se os valores utilizados de referência para os testes. Como pode ser observado, foram utilizadas vinte cinco massas, sendo 22 de aproximadamente 250g, duas de 300g e uma de 430g. A somatória das mesmas foi de 6541g, ou seja, 6,541kgf. Desta vez foi utilizado um valor menor do que 10kgf, pois

os moldelos foram projetados para trabalhar com até 8kgf e a expectativa de força máxima medida não ultrapasse 5kgf.

Tabela 4 – Valores de referência para formação das Massas de calibração

NUMERAÇÃO	MASSAS EM (g)	SOMA DAS MASSAS PARA CALIBRAÇÃO EM (g)
0	0	0
1	252	252
2	252	504
3	249	753
4	249	1002
5	252	1254
6	251	1505
7	252	1757
8	253	2010
9	250	2260
10	250	2510
11	253	2763
12	254	3017
13	251	3268
14	252	3520
15	246	3766
16	244	4010
17	251	4261
18	250	4511
19	251	4762
20	251	5013
21	248	5261
22	250	5511
23	300	5811
24	300	6111
25	430	6541

Fonte: Autor (2023).

5.3 SISTEMA ELETRÔNICO

O sistema eletrônico operante para captar as informações da célula de carga foram compostos pelos módulos HX711 e ESP32.

O amplificador HX711 é uma placa *breakout* que permite ler células de carga para medir peso amplificando o sinal de saída da ponte de *Wheatstone* e convertendo em um número binário com resolução de 24 bits. Conecta-se os fios da célula de carga

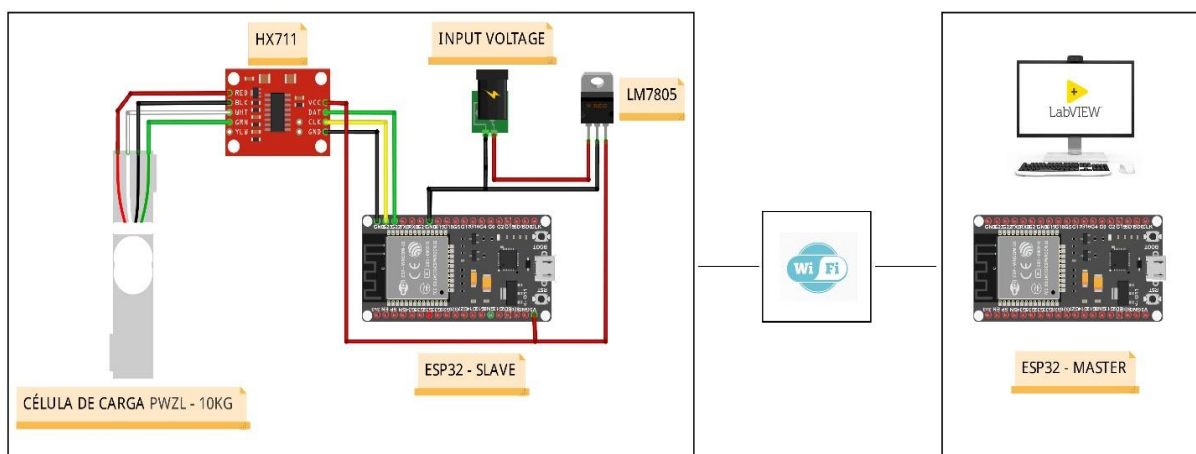
de um lado e o microcontrolador do outro lado (ESP32). O HX711 se comunica com o microcontrolador utilizando interface de dois fios.

O ESP32 segundo (Curvello, 2018 *apud* Portilla, 2022) é uma placa de prototipagem desenvolvida pela companhia chinesa (*Doctors of Intelligence & Technology*). O ESP32 possui o microprocessador *Xtensa* de 32-Bits LX6 de baixo consumo de energia, que tem dois núcleos de CPU (processador *dual core*) podendo ser controlados individualmente com frequência de *clock* ajustável.

Espressif, (2021) *apud* Portilha, (2022), afirma que por meio desta placa é possível monitorar constantemente os periféricos (sensores, botões, teclados, interfaces I2C, SPI, UART, CAN, etc) com baixo consumo de energia.

O diagrama de blocos do sistema está apresentado na Figura 55.

Figura 55 – Diagrama de blocos



Fonte: Autor (2023).

Pode-se observar na Figura 55 que para a montagem do circuito eletrônico do projeto, foi utilizado um LM7805 (Regulador de Tensão) devido a necessidade de se ter 5V de alimentação para o módulo HX711, permitindo o seu funcionamento de forma correta. A utilização do regulador de tensão também permitiu realizar a alimentação do ESP32, desse modo, para este projeto pode-se utilizar uma tensão de entrada de até 35V, tendo em vista as especificações técnicas do Regulador de Tensão LM7805.

Optou-se por utilizar comunicação via *wireless* entre dois ESP32, onde um deve operar como *slave* e o outro como *master*. Os dados de leitura da célula de carga são recebidos pelo ESP32 *slave* e enviados ao ESP32 *master* que através de uma

interface no LabView™, permite com que o operador do sistema visualize e grave os dados recebidos para que sejam analisados.

6 RESULTADOS

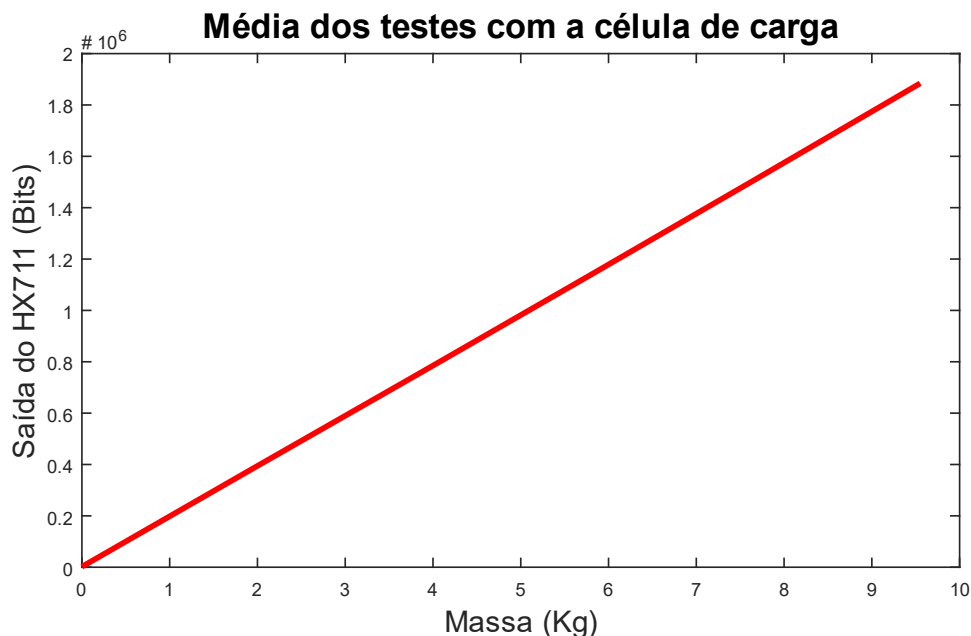
Neste capítulo, são expostos os resultados que representam a culminação de todo o sistema integrado, abrangendo todas as fundamentações e construções realizadas nas fases e/ou capítulos anteriores. Esses resultados emergem da interseção das etapas prévias e englobam testes relacionados tanto aos ensaios ou protocolos de calibração quanto aos testes realizados com voluntários.

6.1 RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO

6.1.1 Resultados da primeira etapa de calibração

Os testes com todas células foram satisfatórios, com boa repetibilidade, comportamento linear e baixa histerese. Na Figura 56 é demonstrado o resultado da representação média das células de carga testadas. Este gráfico é composto pela média do carregamento e descarregamento de cada célula, ou seja, com a média de 20 valores, 10 no carregamento e 10 no descarregamento.

Figura 56 – Representação da média dos testes das células de carga



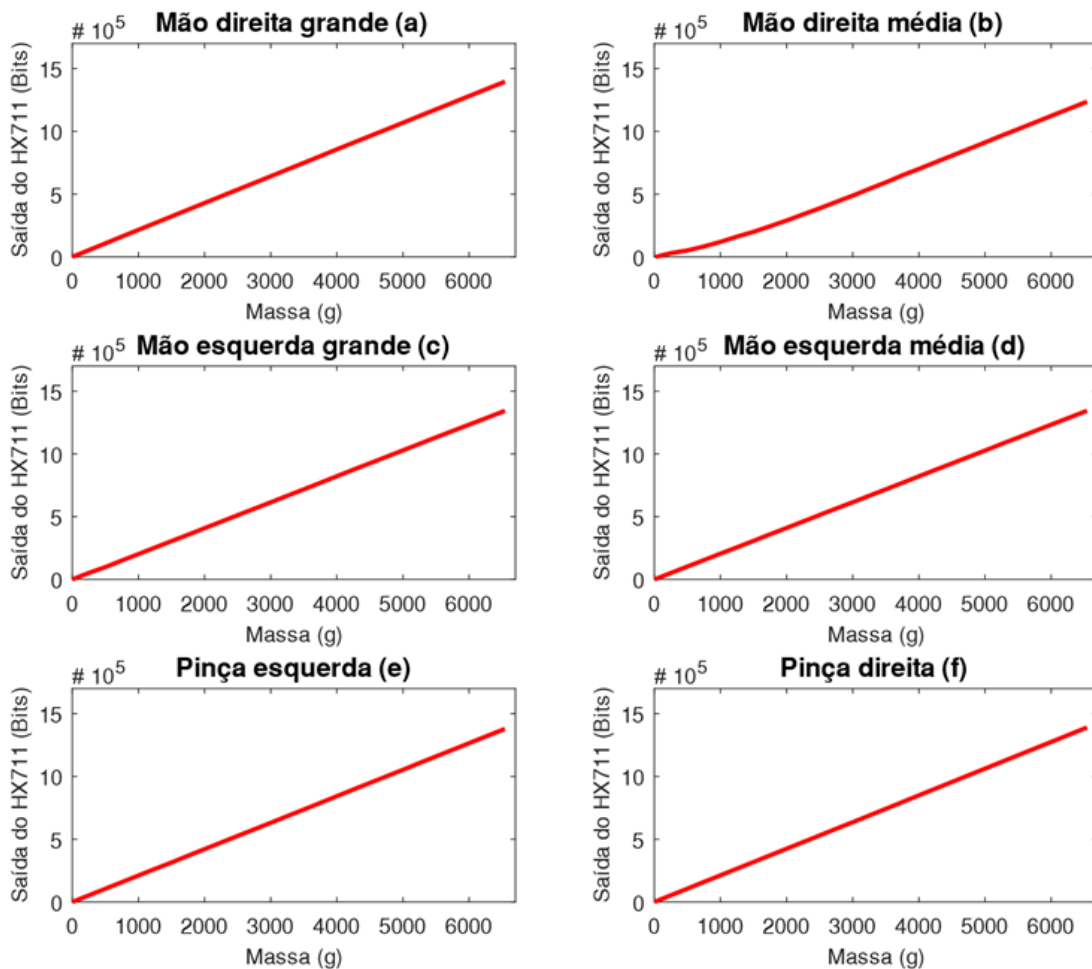
Fonte: Autor (2023).

Baseado nos resultados, pôde-se concluir que as células se mostravam viáveis para dar continuidade ao projeto e dar início ao dinamômetro.

6.1.2 Resultados da segunda etapa de calibração

Na Figura 57 é mostrado o resultado dos seis dinamômetros. É possível observar uma padronização de comportamento das células de forma linear. Logo pode-se concluir que o sistema se mostrou viável.

Figura 57 – Resultado dos seis dinamômetros



Fonte: Autor (2023).

6.1.3 Cálculo das incertezas do sistema

No que diz respeito à calibração do sensor, é relevante enfatizar que o protocolo produzido foi relacionado à acurácia, precisão, histerese, resolução e sensibilidade tendo um papel fundamental no desempenho adequado do equipamento, que contribuiu para o processo de validação, estão apresentados a seguir. Todas essas considerações derivam dos estudos conduzidos por Radwin *et al.* (1991).

6.1.4 Histerese e Acurácia

Na Tabela 5 têm-se os valores de resposta do sistema ao aplicar carga e descarga com massas de valores conhecidos.

Tabela 5 – Resposta do sistema com carga e descarga com massas de valores conhecidos

Valor aplicado (kgf)	Valores medidos (kgf)	
Valores de referência (VVC)	Ciclo 1	
	Carregamento 1	Descarregamento 1
0,000	-0,008	-0,008
0,252	0,246	0,245
0,504	0,501	0,5
0,753	0,752	0,752
1,002	1,004	1,004
1,254	1,258	1,257
1,505	1,51	1,509
1,757	1,765	1,76
2,010	2,017	2,015
2,260	2,27	2,266
2,510	2,52	2,516
2,763	2,773	2,767
3,017	3,026	3,02
3,268	3,277	3,27
3,520	3,529	3,523
3,766	3,779	3,77
4,010	4,024	4,018
4,261	4,276	4,269
4,511	4,523	4,517
4,762	4,773	4,767
5,013	5,024	5,015
5,261	5,275	5,26
5,511	5,521	5,513
5,811	5,819	5,813
6,111	6,113	6,11
6,541	6,54	6,539

Fonte: Autor (2023).

Na Tabela 6 foram registrados os valores dos cálculos dos erros relativos entre o valor medido e o valor de referência.

Tabela 6 – Cálculo dos erros relativos

Erro Relativo (%)		
Ciclo 1		
Carregamento 1	Descarregamento 1	Δ Erro
-2,381	-2,778	-0,397
-0,595	-0,794	-0,198
-0,133	-0,133	0,000
0,200	0,200	0,000
0,319	0,239	-0,080
0,332	0,266	-0,066
0,455	0,171	-0,285
0,348	0,249	-0,100
0,442	0,265	-0,177
0,398	0,239	-0,159
0,362	0,145	-0,217
0,298	0,099	-0,199
0,275	0,061	-0,214
0,256	0,085	-0,170
0,345	0,106	-0,239
0,349	0,200	-0,150
0,352	0,188	-0,164
0,266	0,133	-0,133
0,231	0,105	-0,126
0,219	0,040	-0,180
0,266	-0,019	-0,285
0,181	0,036	-0,145
0,138	0,034	-0,103
0,033	-0,016	-0,049
-0,015	-0,031	-0,015

Fonte: Autor (2023).

Com os valores obtidos nas Tabelas 5 e 6 por meio das medições foi possível calcular e estabelecer a histerese e a acurácia.

A Histerese estabelecida foi de 0,397% e a Acurácia de 99,88%. Ambas representadas com excelente valor, assim, o sistema calibrado apresentou bons resultados do ponto de vista da instrumentação. O dinamômetro apresentou bons resultados, a seguir será apresentada a precisão.

6.1.5 Precisão

Nas Tabelas 7 e 8, têm-se as medições em dois diferentes pontos para encontrar a precisão.

Tabela 7 – Valores para 1 kg

Valor de referência (kgf)	Valor Medido (kgf)	Erro (%)
1,002	1,004	0,00143
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,004	0,00002
1,002	1,004	0,00002
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003
1,002	1,005	0,00003

Fonte: Autor (2023).

Tabela 8 – Valores com 3 kg

Valor de referência (kgf)	Valor Medido (kgf)	Erro (%)
2,922	2,938	0,01147
2,922	2,939	0,00017
2,922	2,939	0,00017
2,922	2,939	0,00017
2,922	2,939	0,00017
2,922	2,939	0,00017
2,922	2,940	0,00018
2,922	2,940	0,00018
2,922	2,940	0,00018
2,922	2,940	0,00018

Fonte: Autor (2023).

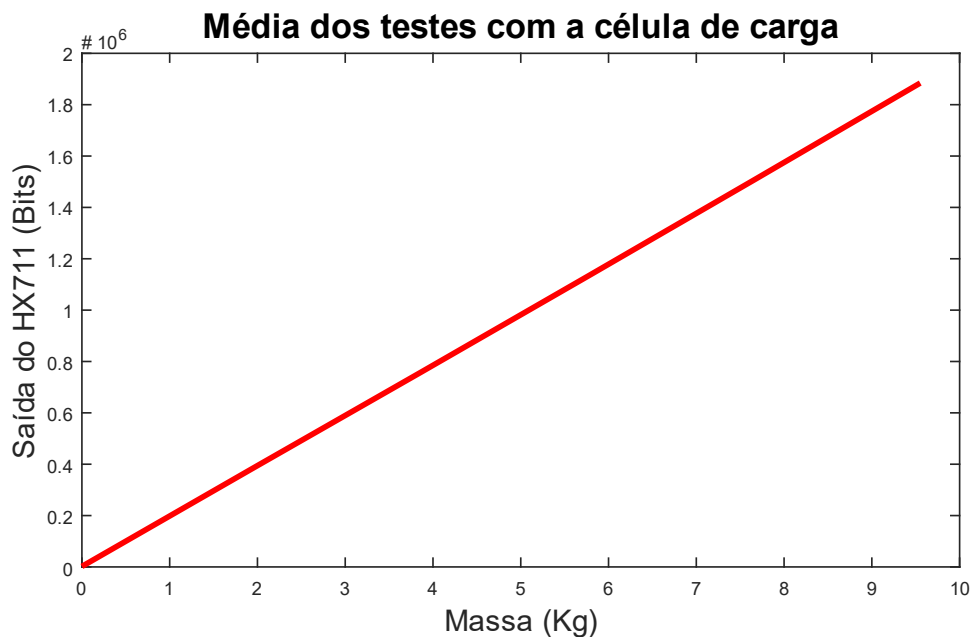
Com os valores das medições a precisão alcançada foi de 99,99987% para 1,002kgf e de 99,99983% para 2,992kgf.

6.1.6 Resolução

Neste projeto não foi verificada a resolução mínima do sistema, mas a mínima necessária para realizar os testes que neste caso era de 0,1kgf. Desta forma foram

adicionadas, e depois retiradas, massas de 0,1kgf. Tem-se a resposta do sistema que foi inicialmente adicionado uma massa de 1,002kgf e na sequência fez-se um carregamento com massas de 0,1kgf, e depois foi feito o descarregamento das mesmas (Figura 58).

Figura 58: Aplicação de massa



Fonte: Autor (2023).

Os procedimentos instaurados no LIEB também seguem os consagrados protocolos de caracterização para sensores e qualifica o funcionamento. E desta forma autores de outros estudos também utilizam da mesma metodologia para ancorar a eficiência de construção, estes são: Kurillo *et al.*, (2003), Ryu *et al.* (2010), Kudrna, *et al.* (2017).

Os autores mencionados também utilizaram de massas conhecidas para calibrar os dinamômetros de mão, dando confiabilidade ao instrumento, e validando o seu uso. Indubitavelmente estes itens (precisão, histerese, acurácia, etc) são importantes para justificar o bom funcionamento do equipamento e findando a validação.

Desta forma observa-se que diversos autores utilizam esse protocolo. Outra forma de validar o equipamento construído, é a utilização de outro equipamento já existente considerado padrão ouro como no estudo de Noh (2015).

Ao desenvolver um dinamômetro para teste de força de preensão manual, comparou com o dinamômetro Jamar® então obteve-se que características de resposta precisas obtidas e foram comprovadas teoricamente, pois o erro percentual médio para o dinamômetro manual desenvolvido variou dentro do critério padrão ouro.

6.2 INSTRUTIVOS PARA APLICAÇÃO DO ESTUDO PESQUISA.

O teste de força extensora constituirá futuramente em um estudo populacional voltado, inicialmente, para homens com idades entre 18 e 45 anos. É importante destacar que esse projeto recebeu a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UNESP de Presidente Prudente - SP, sob o número CAAE: 67977023.3.0000.5402. O parecer circunstanciado emitido pela devida aprovação na plataforma Brasil que encontra-se no Anexo A.

Este estudo possui potencial para se estender a outras áreas, podendo englobar investigações de patologias específicas, estudos comparativos e análises mais aprofundadas.

Para qualificar a futura pesquisa será feita com uma amostra de 100 participantes do sexo masculino. Foi feito inicialmente um estudo piloto por se tratar de uma tecnologia inovadora e pela necessidade de conhecer o equipamento em uso.

6.3 ESTUDO PILOTO

A utilização de um estudo piloto preliminar, demonstra ser uma abordagem altamente proveitosa para desenvolver ou avaliar a aplicação do protocolo de pesquisa. Um estudo piloto pode ser considerado a partir da perspectiva do investigador (CANHOTA, 2008).

Segundo Canhota (2008), a elaboração e implementação de um estudo preliminar, frequentemente é referido como uma versão em escala reduzida do estudo abrangente e desempenha o papel de: avaliar a eficácia de um instrumento específico de avaliação.

Para isso reveste-se de significativa importância, pois possibilita a avaliação de diversos elementos metodológicos e etapas de implementação delineados no

protocolo de pesquisa. O estudo-piloto deve incorporar a metodologia planejada para ser empregada no projeto final de pesquisa e executar todos os procedimentos estipulados.

De acordo com Bailer (2011) e Canhota (2008), se a intenção é envolver 100 participantes na sua pesquisa, apenas 10 deles são suficientes para o seu estudo piloto, pois é utilizado apenas 10%. Portanto, o estudo piloto desempenha o papel de testar os instrumentos, assegurando que cada um produza resultados pertinentes para abordar as questões de pesquisa; antecipar possíveis desfechos; avaliar a praticabilidade e eficácia dos métodos de coleta em cada etapa do processo; revisar e aperfeiçoar os pontos necessários. Em última análise, o estudo piloto se revela como uma ferramenta de grande valor, pois capacita o pesquisador a enfrentar o contexto da pesquisa com maior experiência e escolhas metodológicas mais precisas.

Canhota (2008) ainda aponta que, deve-se observar se existe alguma dificuldade com o equipamento utilizado.

Os resultados do estudo piloto são muito úteis nas indicações que nos dão, mas estes não têm base estatística para poderem ser totalmente fiáveis e são quase sempre baseados numa amostra pequena.

Contaminações podem surgir, exigindo atenção. Especialmente ao incorporar dados do estudo piloto nos resultados finais, pois podem não coincidir totalmente. Incluir participantes do estudo piloto na amostra final também pode ser necessário, apesar de restrições como origem em grupos limitados.

Para Bailer (2011) embora muitos pesquisadores acreditem que um planejamento cuidadoso e a preparação adequada garantam o êxito da pesquisa, a importância do estudo piloto é fundamental. Têm-se um extrato do que se pode visualizar, tendo o potencial de identificar imperfeições sutis na estruturação e implementação do projeto, frequentemente não visíveis no plano inicial. Devido à capacidade de aprimorar decisões metodológicas e facilitar a compreensão prática das etapas de coleta e análise de dados.

Os testes para este estudo piloto foram realizados sob supervisão do Pesquisador Elcio Alteris dos Santos (Terapeuta Ocupacional / CREFITO 10972-TO), que fez uma explanação do projeto, informou e orientou sobre os testes, fornecendo aos participantes o Termo Livre e Esclarecido como garante os aspectos éticos exigidos pelo comitê.

Foi feita uma avaliação inicial à procura de possíveis patologias ou deficiências nos participantes, ou algo que dentro dos critérios que não impedisse o mesmo de realizar o teste requerido neste momento do estudo piloto. Atentamente foram vistos os critérios de inclusão e exclusão neste estudo piloto.

Em seguida o participante foi posicionado para a realização do teste. É importante informar que foram seguidos protocolos de biossegurança para higienização das mãos após o uso, com disposição de álcool gel.

6.4 AVALIAÇÃO DE FORÇA

De acordo com Nascimento (2022) estudos demonstram que os resultados dos testes de força de preensão manual podem ser influenciados por variações na posição do corpo. Assim, os testes foram realizados na posição recomendada pela Sociedade Norte Americana de Terapeutas da Mão como descrito anteriormente.

Os participantes foram convidados a ficar sentados confortavelmente em uma cadeira sem braços, com os pés apoiados no chão, quadril e joelho posicionados a aproximadamente 90 graus de flexão.

O ombro do membro testado ficou aduzido e em rotação neutra, cotovelo em flexão de 90 graus, antebraço na posição neutra e punho entre 0 e 30 graus de extensão e entre 0 a 15 graus de adução. A mão do membro não testado ficou em repouso sobre a coxa. Os participantes foram instruídos a manter o posicionamento durante os testes e foram corrigidos pelo examinador quando necessário.

Foram orientados a retirar acessórios tais como relógios, pulseiras e anéis de ambos os membros antes do início dos testes. Todos os participantes foram avaliados individualmente em um local reservado e durante o dia.

Foi realizado um teste de força (Piloto), para melhor compreensão do voluntário e foi respeitado o intervalo de um período de 1 minuto de descanso antes do início dos testes oficiais de força, afim de evitar qualquer influência de cansaço ou fadiga.

Os participantes não verificaram o valor na tela do computador, este estava posicionado em outro lugar para evitar qualquer retorno (*feedback*) visual. Foram feitos três esforços de pico máximo. O maior valor das três coletas é de interesse para a pesquisa.

Os dados referentes aos testes foram armazenados pelo pesquisador responsável, sem a necessidade neste momento de análise, mas foi realizada.

Os dados foram coletados no LIEB como laboratório principal da execução do projeto, no Campus III da UNESP, em Ilha Solteira – SP.

6.5 RISCOS

Inicialmente se fez uma avaliação e acolhimento para esclarecimento dos testes para garantir a segurança e a integridade dos participantes, bem como o bom desenvolvimento do teste.

Por outra parte, considerando que o equipamento não é conectado diretamente à rede elétrica, o mesmo não apresenta risco de descarga elétrica, ou quaisquer outros riscos de choque elétrico, isso foi também informado ao participante. Além disso, o voluntário avaliado não esteve em contato direto com fios ou materiais condutores, esteve em contato com materiais plásticos (polímeros) considerados isolantes elétricos, reforçando a segurança do teste. Ressalta-se, que o principal equipamento utilizado foi uma célula de carga comercial fixada no interior das peças 3D.

Desta forma, o desenvolvimento da metodologia de avaliação proposta na presente pesquisa, não envolveu riscos aos participantes, e este está relacionado à fadiga muscular dos membros superiores, que a qualquer momento de desconforto do voluntário, ou mesmo na percepção do profissional que conduz, foi informado ao participante que o teste poderia ser encerrado.

6.6 BENEFÍCIOS

O objetivo deste estudo piloto foi verificar os procedimentos da pesquisa e observar os valores máximos do comportamento da força extensora dos dedos da mão. Isso proporcionou uma visão preliminar do que pode ser esperado no futuro.

A futura coleta de pesquisa será importante para que se obtenha o conhecimento da força total da extensão de todos os dedos em um estudo populacional inicialmente com 100 participantes do gênero masculino em seguida do gênero feminino. O objetivo será estabelecer melhores valores referenciais de uma

população, visando conduta terapêutica e raciocínio clínico para tratar as patologias que promovem fraqueza muscular e *déficits* funcionais.

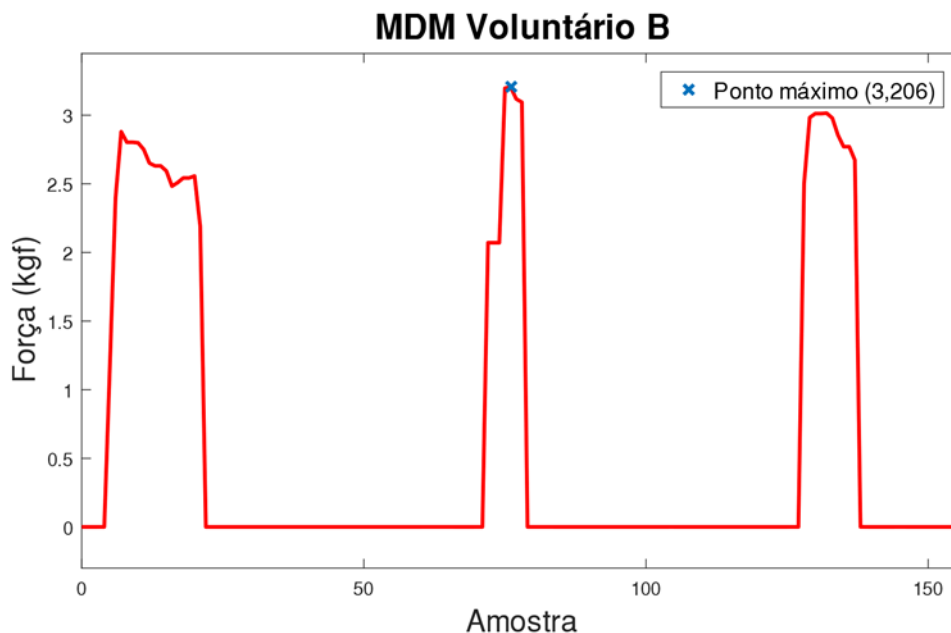
O estudo piloto, possibilitou praticar a pesquisa de forma a observar os elementos da coleta. A partir deste estudo foi possível, ajustar e padronizar o teste de maneira confiável, e além disso criar um roteiro para auxiliar uma rotina para a futura pesquisa.

6.7 RESULTADOS DE TESTES COM VOLUNTÁRIOS

Foram realizados testes com 17 voluntários, sendo 10 testes com as mãos esquerda e direita e 7 com as pinças esquerda e direita. Em todos os voluntários foram realizados três testes de aplicação de força.

Na Figura 59 tem-se o resultado do teste com a mão direita do voluntário B. Foi utilizado o dinamômetro para a mão direita média.

Figura 59 – Resultado do teste com a mão direita do voluntário B



Fonte: Autor (2023).

Praticamente todos os testes foram conduzidos desta forma, sempre aplicando força por três vezes e depois, registrando testes e evidenciando o maior valor alcançado.

Na Tabela 9 tem-se os resultados dos testes de pinça com a mão direita. Foi destacado o maior valor de cada voluntário. Nestes voluntários avaliados os maiores valores de força ocorreram na primeira ou na última tentativa, em nenhuma das vezes na segunda tentativa.

Tabela 9 – Resultado dos testes de pinça com a mão direita

Dinamômetro de Extensão do: PD			
Voluntário	Teste 1	Teste 2	Teste 3
	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
K	1.495	1.245	1.543
L	1.491	1.369	1.212
M	1.075	1.076	1,14
N	0,919	0,852	0,696
O	0,779	0,714	0,878
P	1.206	1.192	1.187
Q	1.017	1.102	1.175

Fonte: Autor (2023).

Na Tabela 10 têm-se os resultados dos testes de pinça com a mão esquerda.

Tabela 10 – Resultado dos testes de pinça com a mão direita

Dinamômetro Extensão: PE			
Voluntário	Teste 1	Teste 2	Teste 3
	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
K	1.108	1.00	1.166
L	1.716	1.683	1.695
M	1.179	1.442	1.066
N	0.700	0,747	1.067
O	1.106	1.074	1.101
P	1.001	1.012	1.116
Q	1.094	0.992	1.025

Fonte: Autor (2023).

A Tabela 11 apresenta os resultados que incluem os valores médios obtidos a partir dos testes de pinça realizados com ambas as mãos, abrangendo tanto o lado direito quanto o esquerdo. Através desses resultados, é possível obter uma visão abrangente do desempenho das mãos em atividades que envolvem movimentos de pinça em avaliação no dinamômetro. A comparação dos valores médios obtidos para ambas as mãos permite avaliar possíveis diferenças de força entre o lado direito e o lado esquerdo, contribuindo assim para uma compreensão mais completa das capacidades envolvidas.

A faixa etária para este teste foi de 18 a 25 anos.

Tabela 11 – Resultado com os valores médio dos testes de pinça com a mão direita e esquerda

Valores Máximos		
Voluntário	PD	PE
	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
K	1.543	1.166
L	1.491	1.716
M	1.140	1.442
N	0.919	1.067
O	0,878	1.106
P	1.206	1.116
Q	1.175	1.094
Valor Médio	1.311	1.244

Fonte: Autor (2023).

A próxima etapa consistirá na apresentação dos testes de força extensora dos dedos da mão. Esses testes visam avaliar a capacidade dos músculos extensores dos dedos em gerar força, fornecendo *insights* valiosos sobre a resistência e a potência muscular dessa região específica.

Através desses testes, é possível compreender melhor a funcionalidade e a saúde dos músculos extensores, assim como identificar possíveis desequilíbrios, ou variações na força entre diferentes dedos.

Esses resultados são cruciais para a caracterização abrangente da destreza e da capacidade motora das mãos, fornecendo informações úteis para diversas áreas,

como reabilitação, ergonomia e esportes. A Tabela 12 apresenta resultados com a mão direita.

Tabela 12 – Resultado dos testes da extensão da mão direita

Dinamômetro mão direita			
Voluntário	Teste 1	Teste 2	Teste 3
	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
A	2,905	2,515	2,461
B	2,803	3,206	3,015
C	3,720	3,826	4,470
D	4,305	4,753	4,309
E	2,058	1,854	2,737
F	4,354	2,751	3,161
G	2,353	2,367	2,387
H	2,388	2,357	2,536
I	2,024	2,044	2,064
J	2,612	2,808	2,411

Fonte: Autor (2023).

A Tabela 13 apresenta os resultados do teste com a mão esquerda.

Tabela 13 – Resultado dos testes com a mão esquerda

Dinamômetro mão esquerda			
Voluntário	Teste 1	Teste 2	Teste 3
	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
A	2,213	2,077	2,260
B	2,444	2,222	2,218
C	1,821	2,083	2,120
D	2,415	2,634	2,923
E	2,025	1,957	1,478
F	2,871	3,023	3,096
G	2,347	2,532	2,244
H	1,381	1,442	1,189
I	1,796	1,861	2,151
J	2,494	1,985	2,245

Fonte: Autor (2023).

A Tabela 14 apresenta o resultado com os valores médios dos testes com a mão direita e esquerda dos voluntários, todos eram destros.

Tabela 14 – Resultado dos testes com a mão esquerda

Valores Máximos		
	MD	ME
Voluntário	Fmax (kgf)	Fmax (kgf)
A	2,905	2,260
B	3,206	2,444
C	4,470	2,120
D	4,753	2,634
E	2,737	2,025
F	4,354	3,096
G	2,387	2,532
H	2,388	1,442
I	2,064	2,151
J	2,808	2,494
Valor Médio	3,2072	2,3198

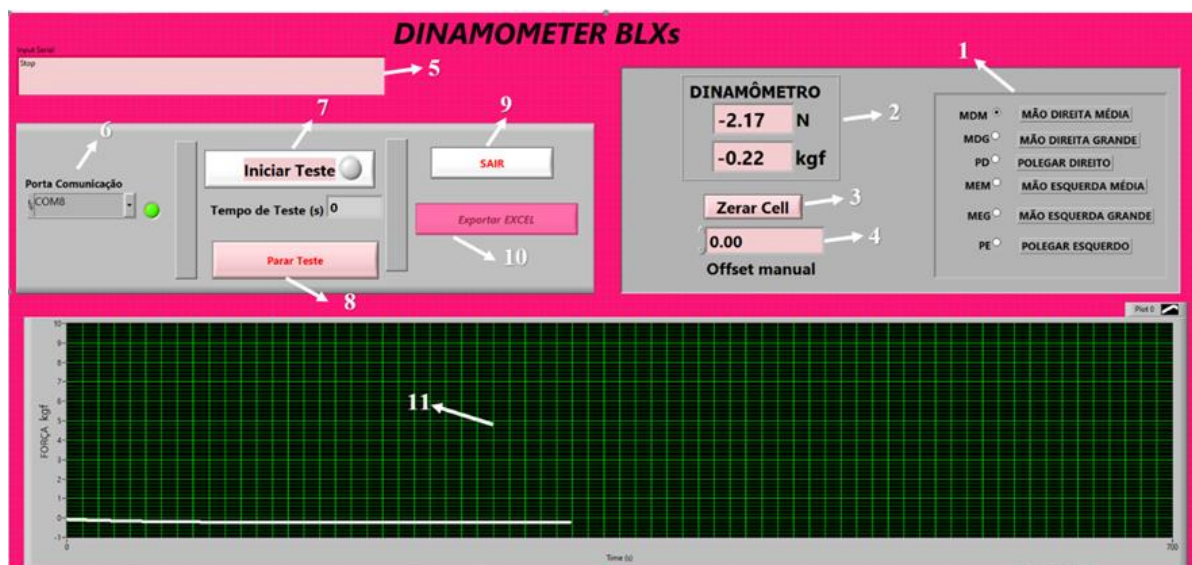
Fonte: Autor (2023).

Os participantes voluntários abrangeram homens com idades entre 18 e 45 anos, selecionados para os testes de extensão da mão. Ao observar a diversidade etária, verificou-se que indivíduos na faixa dos 40 anos exibiram menor força. Diante dessa observação, foi decidido restringir a faixa etária para 18 a 25 anos, visando estabelecer uma comparação mais precisa entre as faixas etárias. Os resultados revelaram valores consistentes e parecidos dentro dessa nova faixa etária. Esta será uma abordagem para o estudo populacional.

Além disso foi possível estabelecer a metodologia de coleta de forma positiva, e aos poucos foi surgindo uma rotina que facilitou os testes por meio da padronização como sugerem os estudos.

Durante os testes o colaborador que trabalhou com os dados posicionou-se distante dos participantes da pesquisa para operar a tela que iria gravar e armazenar os testes. Esta tela foi desenvolvida no LabVIEW™. A Figura 60 ilustra esta tela que grava e transporta os dados para o Excel.

A Figura 60 – Tela de teste



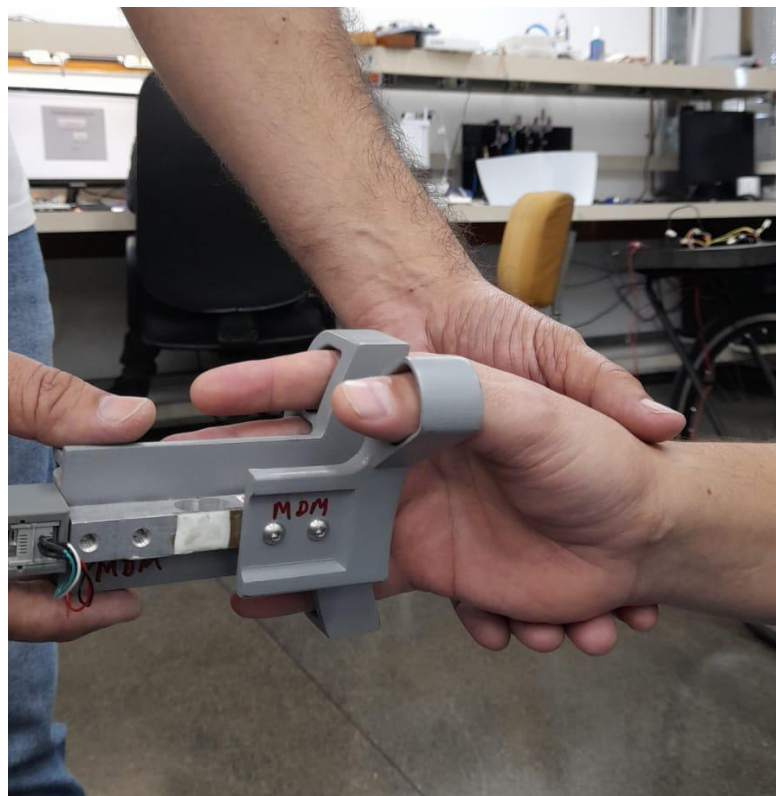
Fonte: Autor (2023).

As funções da interface de controle servem para controlar o processo de aquisição das medidas dos testes, todas as funções da interface demonstrada na tela estão descritas a seguir:

- 1 - Escolha do dinamômetro de extensão;
- 2 - Plotar os resultados em Newtons e Kgf;
- 3 - Zerar célula de carga;
- 4 - *Offset* manual (ajuste manual);
- 5 - Comunicação serial;
- 6 - Escolha da porta de comunicação;
- 7 - Iniciar teste;
- 8 - Encerrar teste;
- 9 - Sair do programa;
- 10 - Exportar dados para planilha em Excel;
- 11 - Plotagem em tempo real dos dados.

A Figura 61 representa um teste piloto como os voluntários que foram posicionados adequadamente para realizar antes das três coletas subsequentes.

Figura 61 – Teste de extensão dos dedos da mão



Fonte: Autor (2023).

7 CONCLUSÃO

Este trabalho foi de fundamental importância para buscar informações e aplicar conhecimentos acerca de dinamômetros de mão, em especial o desenvolvimento de um dinamômetro que avaliasse a extensão da mão. Desta forma verificou-se escassez na literatura nas medidas de avaliação de um dinamômetro de mão para extensão.

Dentre os equipamentos que são utilizados comercialmente no mercado não é oferecido (vendido) um dinamômetro que possa avaliar a extensão da mão e muito menos com as características versáteis que este equipamento que foi construído no LIEB apresenta (extensão dos dedos e pinça).

É importante salientar que medidas de avaliação para a extensão da mão é tão fundamental como a força flexora (preensão), pois a extensão é imprescindível antes de agarrar e depois para soltar objetos. Então, o fato de ter desenvolvido um equipamento que tem condições de avaliar a abertura da mão de pessoas é de fundamental importância para os profissionais da saúde e reabilitação.

No contexto do desenvolvimento mecânico do dinamômetro, foi possível projetar peças que fossem compatíveis com a força aplicada pela mão. Essas peças trabalharam em conjunto com a célula de carga, além dos adaptadores e modelos que foram produzidos por manufatura, utilizando impressão 3D.

O projeto eletrônico contou com um circuito com célula de carga junto dos componentes HX711, ESP32 e ainda com a interface com recursos do LabVIEW™. Foi feito um estudo piloto em teste com voluntários para ter uma organização com a futura coleta de campo para isso o projeto foi submetido ao comitê de ética e pesquisa com seres humanos na UNESP campus de presidente prudente

Como resultados, além do término de todos os projetos mecânico e eletrônico foi realizado um protocolo de validação em laboratório para verificar o funcionamento prático do dinamômetro. Com a caracterização do dinamômetro, o mesmo apresentou histerese desprezível, uma boa resolução, acurácia e excelente precisão. Ao que tudo indica que o equipamento está pronto para a fase de estudo populacional.

Sugerindo um escopo maior com versatilidade em pesquisa então, para trabalhos futuros, sugere-se:

Realização de um estudo populacional com homens e mulheres por faixa etária;

Inclusão de recursos que permitam o treino da força por meio de jogos em tela;

Organização de dados de força por meio de inteligência artificial;

Realização de diversos estudos sobre força com patologias mencionadas.

REFERÊNCIAS

- AULA DE ANATOMIA. **Sistema muscular**. [S. l.: s. n.], 2019. Disponível em: <https://www.auladeanatomia.com/sistemas/195/sistema-muscular>. Acesso em: 5 dez. 2019.
- BABIUCH, M.; FOLTÝNEK, P.; SMUTNÝ, O. Using the ESP32 Microcontroller for Data Processing. *In: INTERNATIONAL CARPATHIAN CONTROL CONFERENCE (ICCC) IEEE, 20th, 2019 [s. l.]. Proceedings [...]* [S. l.: s. n.], 2019.
- BAILER, C.; TOMITCH, L. M. B.; D'ELY, R. C. S. F. Planejamento como processo dinâmico: a importância do estudo piloto para uma pesquisa experimental em linguística aplicada. **Revista Intercâmbio**, São Paulo, v. 24, p. 129-146, 2011. ISSN 2237-759x, 2011.
- BECERRA, V.; PERALES, F. J.; ROCA, M.; BUADES, J. M.; MIRÓ-JULIÀ, M. A wireless hand grip device for motion and force analysis, **Applied Sciences**, Bucharest, v. 11, n. 13, p. 1-20, 2021. DOI: 10.3390/app11136036.
- BRORSSON, S. **Ultrasound evaluation in combination with finger extension force measurements of the forearm musculus extensor digitorum communis in healthy subjects**. [S. l.]: BMC Med Imaging, 2008. Disponível em: <https://camatsystem.com/produto/myometer-bfg-1000/>. Acesso em: 9 dez. 2019.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, J. V. **Instrumentação e fundamentos de Medidas**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2010.
- BARBOSA, A. R. *et al.* Relação entre estado nutricional e força de preensão manual em idosos do município de São Paulo, Brasil. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 11, n. 8, p. 37-44, 2006.
- BORGES, J. N. G. *et al.* Estudo comparativo da força de preensão isométrica máxima em diferentes modalidades esportivas. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 11, n. 3, p. 292-298, 2009.
- CANHOTA, C. Qual a importância do estudo piloto? *In: SILVA, E. E. Investigação passo a passo: perguntas e respostas para investigação clínica*. Lisboa: APMCG, 2008. p. 69-72.
- CAPORRINO, F.A. *et al.* Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar®. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 2, p. 1, 1998.
- CARLO, M. R. P. **Terapia ocupacional: reabilitação física e contextos hospitalares**. São Paulo: Roca, 2004.
- CAURAUGH, J. *et al.* Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. **Stroke**, Philadelphia, v. 31, n. 6, p. 1360-1364, 2000

CAVALCANTI, A. **Terapia ocupacional fundamentação e prática**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2007.

MK CONTROLE E INSTRUMENTAÇÃO. **Célula de carga CSA/ZL-10**. São Paulo, 2020. Disponível em: <http://www.mkcontrole.com.br/celulas-de-carga/140-celulas-de-carga-csa-zl>. Acesso em: 6 ago. 2020.

MK CONTROLE E INSTRUMENTAÇÃO. <http://www.mkcontrole.com.br/celulas-de-carga/152-celulas-de-carga-pwzl-2f>. Acesso em: 6 ago. 2020.

CHANG, H.; CHEN, C.-H.; HUANG, T.-S.; TAI, C.-Y. Development of an integrated digital hand grip dynamometer and norm of hand grip strength. **Bio-Medical Materials and Engineering**, v. 26, sup. 1, p. S611-7, 2015. DOI: 10.3233/BME-151352.

COOPER, C. Deficiências da mão. *In.*: TROMBLY, C.A.; RADOMSKI, M.V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas**. São Paulo: Santos, 2005. p. 927-949.

CECATTO, R. B. Acidente vascular encefálico. *In.*: CRUZ, D. M. C. **Terapia Ocupacional na reabilitação pós-acidente vascular encefálico**. Santos: [s. n.], 2012. p. 12.

FERRIGNO, I. S. V. **Terapia da mão**: fundamentos para a prática clínica. São Paulo: Santos, 2007.

FREITAS, P. P. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2004.

FRY, A. C. Anthropometric and performance variables discriminating elite American junior men weightlifters. **J. Strength. Cond. Res.**, Philadelphia, v. 20, n. 4, p.861-866, 2006.

GODOY, J. R. P. Força de aperto da preensão palmar com o uso do dinamômetro Jamar: revisão de literatura. **Revista Digital**, Buenos Aires, v. 10, n. 79, 2004.

GREENE, D. P.; ROBERTS, S. L. **Cinesiologia**: estudo dos movimentos nas atividades de vida diárias. Rio de Janeiro: Revinter, 2002.

HAGEDORN, R. **Fundamentos para a prática em terapia ocupacional**. 3.ed. São Paulo: Roca, 2003.

HIBBELER, R. C. **Estática**. 12. ed. São Paulo: Pearson, 2010.

IRWIN, C. B.; TOWLES, J. D.; RADWIN, R. G. Development and application of a multi-axis dynamometer for measuring grip force. **Ergonomics**, Abingdon, v. 56, n. 12, p. 1841–1849, 2013. DOI: 10.1080/00140139.2013.847212.

JABER, R.; HEWSON, D. J.; DUCHÊNE, J. Design and validation of the Grip-ball for measurement of hand grip strength. **Medical Engineering & Physics**, London, v. 34, n. 9, p. 1356–1361, 2012. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.07.001.

JENSEN, T. R.; RADWIN, R. G.; WEBSTER, J. G. A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 9, p. 851-853, 1991. DOI: 10.1016/0021-9290(91)90310-J.

LIDA, I. **Ergonomia projeto e produção**. 2. ed. São Paulo: Blucher, 2005. p. 97-101.

LUO, K.; HUANG, B.; MA, Y.; CHEN, W.; LAI, Z.; LI, J. A Web Service and Embedded System Based hand dynamometer for Grip strength Assessment. *In*: CHINESE AUTOMATION CONGRESS (CAC), 2019. **Proceedings [...]** [S. l.: s. n.], 2019. DOI: 10.1109/CAC48633.2019.8997021.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**: esquemas comentados de mecânica humana. v. 1. 5. ed. Rio de Janeiro: Panamericana, 2000.

KUDNA, P TEJKL, L ROŽÁNEK, M. Electronic hand grip dynamometer. *In*: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON E-HEALTH AND BIOENGINEERING, 6th, 2017. **Anais [...]** [S. l.: s. n.], 2017.

KRUMM, D.; and ODENWALD, S. Development of a dynamometer to measure grip forces at a bicycle handlebar. *In*: ENGINEERING OF SPORT, 10., 2014, [s. l.]. **Proceedings [...]** [S. l.: s. n.], 2014. DOI: 10.1016/j.proeng.2014.06.017. v. 72, p. 80–85.

KURILLO, G.; BAJD, T. **Analysis of human grasping using robotic force sensor** [S. l.]: ICIT, 2003.

MATTER-PARRAT, V. *et al.* Establishing a reproducible protocol for measuring index active extension strength. **The Journal of Hand Surgery**, London, v. 42, n. 2, p. 165-169, 2016. DOI: 10.1177/17531934166662427. 2016.

MOHAN, A. *et al.* An instrumented object for hand exercise and assessment using a pneumatic pressure sensor. **Review of Scientific Instruments**, Melville, v. 89, n. 5, p. 55004, 2018. DOI: 10.1063/1.5020348.

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF J.; ALTMAN, D.G. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. **PLoS Medicine**, San Francisco, v. 6, n. 7, p. 339, 2009.

MONTESSANTI, L.T.; ANJOS, S. M. Instrumentos e métodos de avaliação de desempenho. *In*: CRUZ, D.M.C. **Terapia ocupacional na reabilitação pós-acidente vascular encefálico**. Santos: [s. n.], 2012. p. 49-64.

NASCIMENTO, M. F. Valores de referência de força de preensão manual em ambos gêneros e diferentes grupos etários: um estudo de revisão. **Revista Digital**, Buenos Aires, n. 151, 2010. Disponível em: www.EFDeportes.com. Acesso em: 03 fev. 2023.

NOH, N. M. D.; KADRI, N. A; USMAN, J. Development of arduino-based hand dynamometer assistive device. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, Singapore, v. 16, n. 3, p. 1650033-1- 1650033-13, 2015.

NORTON, R. L. **Projetos de engenharia mecânica**. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.

OLANDERSSON, S.; BENGTSSON, M.; LUNDAHL, M.; LUNDQVIST, H.; BAERVELDT, A. J.; HILLIGES, M. Finger-force measurement-device for hand rehabilitation. *In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS*, 9th., 2005 [s. l.]. **Proceedings** [...] [S. l.: s. n.], 2005.

PARRAT, M. V. *et al.* Establishing a reproducible protocol for measuring index active extension strength. **The Journal of Hand Surgery**, v. 42, n. 2, p. 165-169, 2016.

PASCHOARELLI, L. C.; MENIN, M.; SILVA, D. C.; CAMPOS, L. F. DE A.; DA SILVA, J. C. P. Antropometria da mão humana: influência do gênero no design ergonômico de instrumentos manuais. **Revista da Associação Brasileira de Ergonomia**, London, v. 5, n. 2, 2010. Disponível em: <http://www.abergo.org.br/revista/index.php/ae/article/view/83>. Acesso em: 31 jan. de 2020.

PAULO, D. P. **Desenvolvimento de um dinamômetro biomédico ergonômico com comunicação com dispositivos móveis**. 2017. 109 f. Dissertação ((Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira, 2017.

PAULO, J. V. **Desenvolvimento de um aplicativo Android e uma interface bluetooth para um dinamômetro biomédico**. 2014. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira - SP, 2014.

PEREIRA, I. M. O. **Princípios e conceitos de traumatologia, biomecânica, cinesiologia aplicada e goniometria para terapia ocupacional**. Curitiba: CRV, 2021.

QUAGLIARELLA, L. *et al.* Dynamometric assessment of the upper extremity in upholstered furniture workers, *In: 2011 IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON MEDICAL MEASUREMENTS AND APPLICATIONS*, 2011, [s. l.]. **Proceedings** [...] [S. l.: s. n.]. DOI: 10.1109/MeMeA.2011.5966759. p. 575–578.

RADWIN, R. G; MASTERS, G P; LUPTON, F. W. A linear force-summing hand dynamometer independent of point of application. **Applied Ergonomics**, Oxford, v. 22, n. 5, p. 339–345, 1991. DOI: 10.1016/0003-6870(91)90393-v.

RHEAULT, Wendy *et al.* Intertester reliability of the hand-held dynamometer for wrist flexion and extension. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 70, n. 13, p. 907-910, 1989.

RIDDLE, M. *et al.* Wearable strain gauge-based technology measures manual tactile forces during the activities of daily living. **Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies**, London, v. 5, p. 2055668318793587, 2018. DOI: 10.1177/2055668318793587.

RYU, W. S. *et al.* Design of a hand dynamometer for testing and analysis of hand functions. Published in BIODEVICES 2010. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ELECTRONICS AND DEVICES, 3rd, 2010, **Proceedings** [...] [S. l.: s. n.], 2010. Available: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77956336652&partnerID=40&md5=1141a4797cc8b8b7313fb4e2287f5d66>

RODRIGUES, A. V. N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e prótese. *In*: CAVALCANTI, A. **Terapia ocupacional Fundamentação e prática**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2007. 436 p.

RODRIGUES, A. V. N.; ALVES, G. B. O. Métodos e técnicas de avaliação em componentes de desempenho. *In*: CAVALCANTI, A. **Terapia ocupacional: fundamentação e prática**. São Paulo: Guanabara Koogan, 2007. 74 p.

SANCHES, M. A. A. **Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes**. 2007.132 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira-São Paulo, 2007.

SANTOS, E. A. **Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos**. 2009. 104 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Ilha Solteira – São Paulo, 2009.

SCHREUDERS, T. A. R.; SELLES, R. W.; ROEBROECK, M. E.; STAM, H. J. Strength measurements of the intrinsic hand muscles: a review of the development and evaluation of the Rotterdam intrinsic hand myometer.. **Journal of Hand Therapy**, v. 19, n. 4, p. 393–401, 2006. DOI: 10.1197/j.jht.2006.07.024.

SILVA, J. D.; CARVALHO A. A.; DA SILVA D. D. A strain gauge tactile sensor for finger-mounted applications. **IEEE Transaction on instrumentation and measurement**, Piscataway, v. 51, n.1, p. 18-22, 2002.

SILVA, S. N. P. *et al.* Measurement of the flexing force of the fingers by a dynamic splint with a dynamometer. **Clinics**, Sao Paulo, v. 60, p. 381–388, 2005.

TROMBLY, C. A.; RADOMSKI, M. V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas**. São Paulo: Santos, 2005.

YANG, C. H. *et al.* Hand motion assessment and rehabilitation system. **Bio-Medical Materials and Engineering**, Amsterdam, v. 10, n. 3–4, p. 131–139, 2000. Available: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0033637033&partnerID=40&md5=80d5c982562f7a5e08673e12cb312159>.

YANG, C. H.; CHUNG, P. C.; YANG, C. H. Improved measurement of grip strength through use of a pressure sensitive hand dynamometer. **Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications**, Singapore, v. 14, n. 4, p. 157–163, 2002, DOI: 10.4015/S1016237202000231.

APÊNDICE A - Artigos obtidos pela Revisão Bibliográfica

Autores e título	Objetivo	Proposta Primária	Tipo/Sensor utilizado/ material de construção	Sistema de aquisição de dados	Aferição do equipamento (Padrão ouro)
<i>A Portable Hand-Grip Dynamometer.</i> PEARN, J; BULLOCK, K (1979)	Descrição e construção de um dinamômetro de mão para discriminar fraqueza muscular real ou putativa, relação mão dominante x maior força.	Construção	Preensão, Strain-gauge, Aço e PVC	----	----
<i>A conductive polymer sensor for measuring external finger forces.</i> Jensen, T R; Radwin, R G; Webster, J G (1991)	Construção e o uso de um sensor de força durável e fino que pode ser anexado à superfície palmar dos dedos e mãos para estudar a biomecânica da preensão e para uso em reabilitação de lesões nas mãos.	Construção	Sensor construído com folhas de polímero condutivo pelos autores com cúpula de epoxi de 1 mm de altura, sensores independentes nos 5 dedos, diretamente na mão	----	Dinamômetro de strain gauge
<i>A linear force-summing hand dynamometer independent of point of application.</i> Radwin, R G; Masters, G P; Lupton, F W (1991)	Apresentar a teoria, design e detalhes de construção de um versátil dinamômetro de mão com extensômetro.	Construção	Preensão, Strain gauge (Extensômetro) Micro-Measurements tipo N2A-13-T031H-350, alumínio	----	Realizada com pesos de cargas conhecidas
<i>Hand motion assessment and rehabilitation system.</i> Yang, C.-H. Chung, P.-C. Yang, C.-H. (2000)	Construção de um sistema de avaliação e reabilitação do movimento da mão utilizando dinamômetro pneumático.	Construção,	Preensão SCC (Pneumático) Não citou material utilizado	----	----
<i>Improved measurement of grip strength through use of a pressure sensitive hand dynamometer.</i> Yang, C.-H. Luo, C.-H. Yang, C.-H (2002).	Apresentar um sistema de avaliação e reabilitação da força de preensão baseado em computador, projetado para ajudar médicos e pacientes a compreender e avaliar o grau das lesões.	Preensão Construção Não citou material utilizado	Preensão Célula de carga	Circuito analógico - digital para um chip 8051, posteriormente transmitido para um LCD, e/ou PC, com software programado em linguagem C++.	----
<i>Analysis of human grasping using robotic force sensor.</i> Kurillo, G Bajd, T (2003)	Apresentar um sistema de rastreamento da força de preensão para avaliação da funcionalidade da mão e controle da força de preensão.	Construção	Preensão e pinça Célula de carga (JR3, Inc., Woodland, CA, EUA) Metal	Medidores de tensão de folha dispostos em pontes de Wheatstone; saídas analógicas; microcomputador equipado com placa de aquisição de dados de 12 bits PCI-DAS1002 (Measurement Computing, Middleboro, MA, EUA); frequência de amostragem de 100 Hz.	Pesos diferentes foram colocados no centro do sensor e na extremidade distal do dispositivo e as forças medidas foram comparadas.
<i>Strength measurements of the intrinsic hand muscles: a review of the development and evaluation of the Rotterdam intrinsic hand myometer</i> Schreuders, Ton A R Selles, Ruud W Roebroek, Marij E Stam, Henk J (2006)	Desenvolvimento um dinamômetro de mão, com nome Rotterdam Intrinsic Hand Myometer (RIHM), para medir força muscular intrínseca.	Construção	Preensão e pinça Sensor de força; célula de carga do botão (tipo BC301 da DS Europa). Plástico	----	MMT usando classificação MRC de força muscular entre 0 e 5.

<i>Design of a hand dynamometer for testing and analysis of hand functions.</i> Ryu, W.-S. Ahn, S.-J. Kang, S.-Y. Chung, S.-T. Kang, H.-S. Kim, H.-J. (2010)	Desenvolvimento de um dinamômetro digital de mão para medir o parâmetro de preensão manual quantitativamente e implementação uma interface de usuário para avaliar as funções das mãos.	Construção	Preensão Transdutor de célula de carga	----	1, 2, 5, 10, 20, 40kg de pesos balanceados
<i>Dynamometric assessment of the upper extremity in upholstered furniture workers.</i> Quagliarella, L; Sasanelli, N Nicoletti, S; Rubino, G; Attimonelli, R (2011)	Desenvolver um método de avaliação para o monitoramento do funcionamento da empunhadura em trabalhadores de móveis estofados, com o objetivo de prevenir o aparecimento de disfunções em membros superiores.	Construção	Preensão Célula de carga Estrutura metálica rígida	Datalogger de 8 bits, com software escrito em Matlab	----
<i>Design and validation of the Grip-ball for measurement of hand grip strength</i> Chkeir, Aly Jaber, Rana Hewson, David J Duchêne, Jacques (2012)	A validação utilizando o sensor de pressão sem bola para confirmar a precisão do sensor Grip Ball.	Validação	Preensão Sensor de pressão (MS5535C, RoHS, Intersema Sensorielle SA, Bevaix Suíça) Bola de plástico	Conversão analógico-digital de 15 bits. O sensor é gerenciado por um controlador (PIC 18LF13K22 Microchip transmissor Bluetooth ARF32 Adeumis, Crolles, França)	Vigorímetro Martin
<i>Development and application of a multi-axis dynamometer for measuring grip force.</i> Irwin, C B; Towles, J D; Radwin, R G (2013)	Desenvolvimento e a aplicação de um novo dinamômetro de mão multieixo para quantificar a magnitude e a direção da força de preensão 2D no plano de flexo-extensão dos dedos.	Construção	Preensão Strain gauge Viga cantilever (alumínio)	----	----
<i>Development of a dynamometer to measure grip forces at a bicycle handlebar</i> Krumm, Dominik Odenwald, Stephan (2014)	Desenvolver um dinamômetro para registrar as forças de preensão na interface homem-máquina em estudos biomecânicos.	Construção	Preensão Strain gauge Alumínio	----	Via estudo biomecânico
<i>Development of an integrated digital hand grip dynamometer and norm of hand grip strength.</i> Chang, Ho Chen, Chih-Hao Huang, Tung-Sun Tai, Chun-Yen (2015)	Projetar e fabricar um novo dinamômetro digital integrado de preensão manual e analisar os dados coletados.	Construção	Preensão Célula de carga LMD500 (Futek, Inc., EUA) Alumínio	(DAQ) da National Instruments (NI) que transmite sinais para o computador. O sistema operacional é projetado usando LabView	Jamar
<i>Development of arduino-based hand dynamometer assistive.</i> device Noh, N.Md.; Kadri, N A; Usman, J (2015)	Desenvolver um dinamômetro de mão que possa atuar como um dispositivo de reabilitação por meio da aquisição/armazenamento de dados de força de preensão manual.	Construção	Preensão Strain gauge - extensômetro tipo N Alumínio	Arduino Uno R3	Jamar
<i>Electronic hand grip dynamometer.</i> KUDNA, P TEJKL, L ROŽÁNEK, M. (2017)	Projetar, implementar e testar de forma prática um sistema dinamométrico eletrônico para teste de força isométrica de mão com avaliação avançada de mecanogramas.	Construção	Preensão Sensor de força LUKAS S39S (desenvolvido pelos autores) Não citou material	Unidade HW, amplificador operacional OP27 (Analog Devices, Norwood, Massachusetts), conversor A/D de 14 bits NIDAQ USB 6009 (National Instruments, Austin, Texas) e um computador com software desenvolvido em LabView (National Instruments, Austin, Texas)	Com pesos de laboratório
<i>Wearable strain gauge-based technology measures manual tactile forces during the activities of daily living.</i> Riddle, Michael MacDermid-	Desenvolver um sistema de medição de força aprimorado que pudesse ser usado durante várias atividades da vida diária.	Construção	Força de toque - Sensores independentes em 4 dedos (unhas)	Transceptor de aquisição de dados sem fio (V-Link LXRS, LORD MicroStrain Inc., Williston, VT) para uma estação base (WSDA-Base-104-LXRS, Lord MicroStrain	Célula de carga de pressão de dedo clínica (modelo PF002, NK Upper Extremity

Watts, Kevin Holland, Sara MacDermid, Joy C Lalone, Emily Ferreira, Louis (2018)			Sensores de extensômetro (strain gauge) (CEA -13-062UW, 350, Omega Inc., Wendall, NC)	Inc., Williston, VT) conectada a um computador laptop executando o software SensorConnect (Lord MicroStrain Inc., Williston, VT) via USB.	Assessment System, NK Biomechanical Corp., Minneapolis, MN)
<i>An instrumented object for hand exercise and assessment using a pneumatic pressure sensor</i> Mohan, A Tharion, G Kumar, R K Devasahayam, S R (2018)	Analisar um sensor de pressão pneumática para avaliação de preensão manual e também descrever uma fácil fabricação do sensor de preensão.	Construção	Preensão Sensor de pressão absoluta, sensores inerciais (Magnético, Taxa Angular e Gravidade - MARG), sensor de pressão digital (MPL3115A2) e um sensor MARG (MPU9250). Borracha	Microcontrolador (dsPIC33FJ128GP802), enviado sem fio, usando um dispositivo Bluetooth (Bluegiga WT12) para um computador a cada 40 ms.	Simulando forças de contato de três pontos com objetos de massa conhecida.
<i>A Web Service and Embedded System Based hand dynamometer for Grip strength Assessment.</i> Luo, K Huang, B Ma, Y Chen, W Lai, Z Li, J (2019)	Descrever um novo serviço da Web e um dinamômetro de mão baseado em sistema integrado para teste de força de preensão.	Construção	Preensão Sensor de força de ponte ZNHH-III (Strain Gauge) Não citou material	Microcontrolador STM32 e módulo Bluetooth ICL7660	CAMRYEH101 com objetos de massa de 2,5 a 40 kg
<i>A wireless hand grip device for motion and force analysis.</i> Becerra, V Perales, F J Roca, M Buades, J M Miró-Julià, M (2021)	Projetar um dispositivo de preensão manual sem fio multimodal que mede e avalia a interação manual com aplicativos de computador para fins de reabilitação lúdica ou médica.	Construção	Preensão e orientação Sensores inerciais (acelerômetros 3D e giroscópios incorporados em um único chip (ST LSM330DLC)) e sensores de força (célula de carga) Alumínio e PVC	Um PIC para converter os dados A/D e enviá-los por RF ao PC; comunicação sem fio, módulo RF (Bluetooth).	Takei modelo 5101 TTK e Constant 14192-709E

ANEXO A – Parecer Circunstanciado

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 DA MÃO POR MEIO DE UMA CÉLULA DE CARGA: UM ESTUDO COM SUJEITOS NORMAIS

Pesquisador: Elcio Alteris dos Santos

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 87877023.3.0000.5402

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 8.020.958

Apresentação do Projeto:

O presente projeto de pesquisa visa explorar a avaliação da força extensora da mão por meio de uma célula de carga em indivíduos saudáveis. No contexto geral, a presente proposta apresenta todos critérios éticos muito bem estabelecidos. Será conduzido estudo com grupo único, em laboratório coordenado pelo supervisor do estudo.

Objetivo da Pesquisa:

Explorar a avaliação da força extensora da mão por meio de uma célula de carga em indivíduos saudáveis.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O presente estudo não indica benefícios diretos aos participantes, mas é justificado como meio de obter importantes informações para melhor auxiliar terapeutas e pacientes no processo de reabilitação.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Proposta muito bem delineada no ponto de vista ético.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos estão de acordo com as exigências do CEP.

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp - Prédio da Administração - SI 04
 Bairro: Centro Educacional CEP: 19.060-900
 UF: SP Município: PRESIDENTE PRUDENTE
 Telefone: (18)3229-5315 Fax: (18)3229-5300 E-mail: cep.fct@unesp.br

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



Continuação do Parecer: 6.020.958

Recomendações:

Utilização do email institucional pelo pesquisador.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências, parecer favorável.

Considerações Finais a critério do CEP:

Em reunião realizada no dia 25.04.2023, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia - Unesp - Presidente Prudente, em concordância com o 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_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2083079.pdf	15/02/2023 13:40:57		Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	15/02/2023 13:08:46	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Outros	termoderesponsabilidade.pdf	15/02/2023 13:05:28	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termodecompromissoPesquisadores.pdf	15/02/2023 13:03:42	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Declaração de concordância	concordancia.pdf	08/02/2023 21:16:29	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Solicitação Assinada pelo Pesquisador Responsável	autorizacao.pdf	08/02/2023 21:06:59	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Cronograma	cronograma.pdf	08/02/2023 21:05:27	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	08/02/2023 20:37:26	Elcio Alteris dos Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	08/02/2023 20:37:10	Elcio Alteris dos Santos	Aceito

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp - Prédio da Administração - SI 04
 Bairro: Centro Educacional CEP: 19.060-900
 UF: SP Município: PRESIDENTE PRUDENTE
 Telefone: (18)3229-5315 Fax: (18)3229-5300 E-mail: cep.fct@unesp.br

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



Continuação do Parecer: 6.020.958

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PRESIDENTE PRUDENTE, 25 de Abril de 2023

Assinado por:

Edna Maria do Carmo
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Roberto Simonsen, 305 - Faculdade de Ciência e Tecnologia da Unesp - Prédio da Administração - SI 04
Bairro: Centro Educacional **CEP:** 19.060-900
UF: SP **Município:** PRESIDENTE PRUDENTE
Telefone: (18)3229-5315 **Fax:** (18)3229-5300 **E-mail:** cep.fct@unesp.br