

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DAS
MÃOS**

ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

ILHA SOLTEIRA/SP, fevereiro de 2009.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DAS
MÃOS**

ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

Defesa de dissertação de Mestrado da
Universidade Estadual Paulista – UNESP,
Campus de Ilha Solteira, para a obtenção do
título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

ILHA SOLTEIRA/SP, fevereiro de 2009.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

S237d Santos, Elcio Alteris dos.
Dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos / Elcio Alteris dos Santos. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2009.
104 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2009

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Bibliografia: p. 89-91

1. Dinamômetro. 2. Extensômetro. 3. Engenharia biomédica.
4. Reabilitação.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DAS MÃOS

AUTOR: ELCIO ALTERIS DOS SANTOS

ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA ELÉTRICA, Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

A. A. Carvalho

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Alexandre Cesar Rodrigues da Silva

Prof. Dr. ALEXANDRE CÉSAR RODRIGUES DA SILVA

Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Josivaldo Godoy da Silva

Prof. Dr. JOSIVALDO GODOY DA SILVA

Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Data da realização: 20 de fevereiro de 2009.

*AGRADEÇO AOS MEUS PAIS, AMIGOS E PACIENTES
PELA CONFIANÇA ESTABELECIDADA*
DEDICO

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Professor Aparecido Augusto de Carvalho pela confiança, dedicação, amizade e principalmente por acreditar no meu potencial. Obrigado por defender-me de unhas e dentes em todas as circunstâncias onde tudo parecia difícil. Obrigado também Professor pelo auxílio e paciência.

Dedico aos meus pais Áurea e Alteris, por ter me apoiado todos estes anos, principalmente minha mãe que sempre vibrou positivamente em todas as minhas dificuldades, auxiliando e ajudando com palavras de conforto. Ao Taro e a Vera.

Aos meus amigos Marcelo Sanches e Wesley Pontes pela coragem e dedicação, foram os exemplos dessas duas pessoas que me fizeram tornar uma pessoa melhor.

Aos amigos Soneca, Crá, Wander, Carlos Peruano, Fabiano Alves, Mazão, Pardal e Rodrigo Cardim pelo companheirismo por esses anos.

A família Estremote e, em especial, ao Mário Marcio pelo auxílio destes anos em Ilha Solteira.

À família Pizolato.

Aos amigos Silvia, Dona Maria, Renata pela amizade.

Aos amigos de Três Lagoas Sandra, Nelci, Luciana Marques, Odair, Márcio, Cida, Marcelo, Matheus, Natasha, João Flávio, Antônio, Thiago e Nando.

Aos novos Amigos Delmiro, Cris, Gabi e Angela.

Aos amigos do Associação Shaolin Norte Kung FU Wushu e ao Prof Thiago

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica, Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira, Edvaldo Assunção, Alexandre César Rodrigues da Silva, Ailton Akira Shinoda, Carlos Roberto Minussi, Cláudio Kitano, Nobuo Oki, Ricardo Tokio Higuti, Rubén Augusto Romero Lázaro, Suely Cunha Amaro Mantovani.

Ao funcionários da Seção de Pós-graduação Onilda, Márcia e Adelaide por auxiliar sempre que necessário.

Aos técnicos José Augusto Hernandes (Torno Arte) e Gilberto.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Elétrica, Valdemir Chaves, Adilson Antônio Palombo, Everaldo Leandro de Moraes, José Aderson Anhussi e Hidemassa Oikawa, por me ajudarem.

Ao Josivaldo Godoy por sempre se disponibilizar e ajudar. Também aos amigos Tony Inácio, Ruberlei, Douglas e Lucas pela dedicação amizade e ajuda nas horas difíceis.

Ao amigo Ricardo Freitas pela ajuda e colaboração no projeto. Também dedico as amigas Luciana e Carol pelas horas de distração e alegrias.

Aos amigos da APAE de Ilha Solteira de Sud Menuci, em especial à Elaine Nitopi Siqueira.

Aos terapeutas ocupacionais Grace Cláudia Gasparini, minha orientadora e estrela guia, ao Ronaldo Zopelaro meu grande amigo, Rafaela Tirintan e Simone Bastos.

Aos pacientes que esperam por um tratamento melhor e mais justo e a toda humanidade necessitada de recursos para amenizar o sofrimento físico e psíquico.

À CAPES pela bolsa concebida.

*“A MARCA DA SABEDORIA É LER CORRETAMENTE O PRESENTE E
MARCHAR DE ACORDO COM A OCASIÃO”*

HOMERO

RESUMO

O teste de força de aperto das mãos tem como finalidade detectar eventuais patologias nos membros superiores e avaliar a força exercida pelas mãos de pacientes. Neste trabalho é descrito o desenvolvimento de um dinamômetro biomédico projetado para efetuar a avaliação funcional das mãos, através da utilização de moldes específicos. O equipamento é constituído basicamente por sensores com extensômetros metálicos, um circuito de condicionamento de sinais, um circuito de interfaceamento e por um *display* digital. O circuito de condicionamento de sinais foi implementado com um amplificador de instrumentação, um amplificador com ganho programável e por um filtro passa-baixas. O principal componente do circuito de interfaceamento é o microcontrolador ATMEGA8. O equipamento é robusto, apresenta resposta linear na faixa de 0 a 500 N, precisão de 0,54%, resolução de 0,70 N e histerese desprezível. O valor da força pode ser lida em um *display* e também na tela de um computador. Pode ser útil em Engenharia de Reabilitação, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Palavras-chave – Dinamômetro biomédico. Avaliação funcional das mãos. Força das mãos. Força dos dedos. Extensômetro.

ABSTRACT

In this work we describe the development of a biomedical dynamometer. It was designed with the goal of performing the functional evaluation of hands with specific shapes. The equipment is constituted by force sensors, a signal conditioning circuit, an interface circuit and a digital display. Metallic strain gages were used as sensors. The signal conditioning circuit is constituted by an instrumentation amplifier, a programmable gain amplifier and a low-pass filter. The main component of the interface circuit is an ATMEGA8 microcontroller. The instrument can measure forces with resolution of 0.70 N and precision of 0.54% in the range of 0 to 500 N. It is rugged, presents linear response and very small hysteresis. The value of the force can be read in a display and in a computer screen. The device can be useful in Rehabilitation Engineering, Physiotherapy and Occupational Therapy.

Key-words – Biomedical dynamometer. Functional evaluation of hands. Hand force. Finger force. Strain-gage.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Ossos da mão vista palmar.	23
Figura 2.2	Músculos do antebraço e mão da camada média (vista palmar).	24
Figura 2.3	Topografia da mão.	26
Figura 2.4	Arcos palmares, longitudinal e distais.	27
Figura 2.5	Oponência do polegar na forma geométrica.	29
Figura 2.6	Coordenadas da oponência.	29
Figura 2.7	Mão agarrando um cilindro.	31
Figura 2.8	Preensão digito palmar.	35
Figura 2.9	Preensão palmar plena.	36
Figura 2.10	Preensão término pulposa.	37
Figura 2.11	Preensão polpa a polpa.	38
Figura 2.12	Preensão pulpo-lateral.	38
Figura 2.13	Preensão palmar cilíndrica.	39
Figura 2.14	Preensão da colher.	40
Figura 2.15	Dinamômetro Jamar.	41
Figura 2.16	Dinamômetro Pinch Gauge.	42
Figura 2.17	Dinamômetro Raizamed.	44
Figura 3.1	Diagrama de tensão-deformação.	49
Figura 3.2	Barra prismática submetida a um esforço P.	49
Figura 3.3	Momento de inércia.	51
Figura 3.4	Flexão normal composta.	52
Figura 3.5	Ponte de <i>Wheatstone</i>	54
Figura 3.6	Anel submetido a uma força.	57
Figura 3.7	Seção do anel e posicionamento do extensômetro.	59
Figura 4.1	Estrutura mecânica do dinamômetro.	63
Figura 4.2	Anel dinamométrico.	63
Figura 4.3	Moldes para medição da força de preensão.	64
Figura 4.4	Moldes para avaliação da oponência do polegar e pinçamento amplo.	65
Figura 4.5	Moldes para teste da flexão do polegar no dinamômetro.	65
Figura 4.6	Moldes para o teste da flexão da metacarpofalangeana e integridade dos músculos lumbricais.	66
Figura 4.7	Moldes para avaliação da força flexora do polegar.	66
Figura 4.8	Dinamômetro utilizado para avaliação da musculatura flexora profunda dos dedos.	67
Figura 4.9	Extensômetro utilizado no dinamômetro.	68
Figura 4.10	Circuito de condicionamento de sinais.	69
Figura 4.11	Esquema do PGA do PSoC.	70
Figura 4.12	Circuito de interfaceamento.	72
Figura 4.13	Foto do circuito de condicionamento de sinais e interfaceamento.	73
Figura 5.1	Resposta do dinamômetro.	77
Figura 5.2	Determinação da precisão do dinamômetro.	78

Figura 5.3	Tela principal do programa.....	79
Figura 5.4	Tela de cadastro de pacientes.	80
Figura 5.5	Tela de busca de paciente cadastrado.	81
Figura 5.6	Tela de exames de testes de força muscular com força máxima e média.	82
Figura 5.7	Tela de exame com menu de opções.	83
Figura 5.8	Tela de evolução do estado do paciente.	84
Figura 5.9	Dinamômetro submetido a uma força peso de uma anilha de 4,9 kg.....	84
Figura 5.10	Demonstração do armazenamento de dados com data e valor da força da anilha.	85

LISTA DE SIGLAS

ADP	Difosfato de Adenosina
ATP	Trifosfato de Adenosina
AVD	Atividade de vida diária
AVP	Atividade de vida prática
CMRR	Modo de rejeição comum
CPU	Unidade Central de Processamento
CI	Circuito Integrado
kgf	Kilograma força
PGA	Amplificador de ganho programável
PROTEFORM	Programa de teste de força muscular
SNC	Sistema nervoso central
UNESP	Universidade Estadual Paulista

LISTA DE SIMBOLOS

Símbolo	Descrição	Símbolo	Descrição
σ	Tensão normal.	σ_{adm}	Tensão normal admissível.
A	Seção transversal de uma barra.	δ	Flecha. Alongamento relativo.
A_e	Seção transversal de um fio.	I	Momento de inércia.
ε	Deformação	T_e	Espessura.
l	Comprimento de uma barra.	φ	Ângulo.
μ	Coeficiente de Poisson.	x, y	Distância, raio.
a	Distância, diâmetro.	l_e	Comprimento do fio.
l_e	Comprimento do fio.	K	Fator numérico
V_e	Volume de um fio.	N	Força normal a uma superfície.
I_x, I_y	Momento de inércia de uma figura plana em relação aos eixos dos x e dos y.	σ_x, σ_y	Tensões normais nos planos perpendiculares aos planos perpendiculares aos eixos dos x e dos y.

SUMÁRIO

	<i>CAPÍTULO 1</i>	15
1	<i>INTRODUÇÃO GERAL</i>	16
1.1	INTRODUÇÃO.....	16
1.2	OBJETIVOS.....	18
1.3	JUSTIFICATIVA	18
1.4	ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS.....	19
	<i>CAPÍTULO 2</i>	20
2	<i>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA DE ANATOMIA, FISIOLOGIA E TOPOGRAFIA FUNCIONAL DA MÃO</i>	21
2.1	ESTRUTURA ANATÔMICA E FUNCIONAL DO MEMBRO SUPERIOR.....	21
2.1.1	Aspectos Históricos, Antropológicos e Funcionais da Mão e o Respetivo Desenvolvimento da Preensão.	21
2.2	ANATOMIA DA MÃO	22
2.3	MUSCULATURA DE ANTEBRAÇO E MÃO	23
2.4	TOPOGRAFIA DA MÃO.....	25
2.5	POSIÇÃO FUNCIONAL DA MÃO E ARCOS PALMARES.....	26
2.6	POLEGAR.....	27
2.6.1	Geometria de oposição do polegar	28
2.6.2	Articulação metacarpofalangeana do polegar.....	30
2.6.3	Articulação interfalangeana do polegar.....	31
2.7	MOVIMENTOS ATIVOS E PASSIVOS DO MEMBRO SUPERIOR	32
2.8	AVALIAÇÃO FUNCIONAL	32
2.9	PREENSÕES.....	33
2.9.1	Fases da Preensão	33
2.9.2	Preensão de Força.....	34
2.9.3	Preensão de Precisão	34
2.9.4	Preensões Palmares e de Força.....	35
2.9.5	Outras Formas de Preensão	37
2.10	DINAMÔMETROS	40
2.11	DINAMÔMETRO DA MARCA JAMAR.....	41
2.12	PINCH GAUGE	42
2.13	DINAMÔMETRO KRATUS.....	43
2.14	DINAMÔMETRO RAIZAMED.....	43
2.15	DINAMÔMETRO ERGONÔMICO MICROCONTROLADO E ELETRÔNICO COM EXTENSÔMETROS CAPACITIVOS	44
2.16	AVALIAÇÃO DOS COMPONENTES DE DESEMPENHO DA FORÇA MUSCULAR	45

	<i>CAPÍTULO 3</i>	46
3	<i>ESTRUTURAS MECÂNICAS</i>	47
3.1	LEI DE HOOKE.....	47
3.2	DIAGRAMA DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO	48
3.3	COEFICIENTE DE POISSON	49
3.4	MOMENTO DE INÉRCIA	50
3.5	FLEXÃO NORMAL COMPOSTA	51
3.6	EXTENSÔMETROS METÁLICOS.....	52
3.6.1	Princípios de Funcionamento	52
3.6.2	Ligação dos Extensômetros	54
3.7	ANEL SUBMETIDO A UM ESFORÇO.....	56
	<i>CAPÍTULO 4</i>	61
4	<i>MATERIAIS E MÉTODOS</i>	62
4.1	DINAMÔMETRO BIOMÉDICO	62
4.1.1	Estrutura do Dinamômetro e Moldes.....	62
4.1.2	Extensômetro Metálico.....	67
4.1.3	Circuito de Condicionamento de Sinais	68
4.1.4	Circuitos de Interfaceamento.....	71
4.1.5	Circuito de interfaceamento com microcontrolador.....	71
4.1.6	Circuito de interfaceamento com placa de aquisição de dados	73
4.1.7	Banco de Dados	74
	<i>CAPÍTULO 5</i>	75
5	<i>RESULTADOS E DISCUSSÃO</i>	76
5.1	CARACTERIZAÇÃO DO DINAMÔMETRO.....	76
5.2	PROGRAMA DE TESTE DE FORÇA MUSCULAR (PROTEFORM).....	78
5.2.1	Tela de cadastro e busca de pacientes	79
5.2.2	Exames	81
5.2.3	Tela para avaliação da evolução do estado do paciente	83
	<i>CAPÍTULO 6</i>	86
6	<i>CONCLUSÕES</i>	87
	<i>REFERÊNCIAS</i>	89
	<i>GLOSSÁRIO</i>	92
	<i>ANEXO A – DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA MEDIÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO</i>	96

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO GERAL

Neste capítulo são apresentados revisões bibliográficas sobre dinamômetros biomédicos, conceitos teóricos que fundamentam a implementação dos mesmos e conceitos relacionados à força de aperto das mãos, assim como os objetivos e a justificativa para a execução deste trabalho.

1.1 INTRODUÇÃO

A mão compreende a porção mais distal do membro superior. É um órgão complexo com diversas finalidades: como órgão preênsil é capaz tanto de imprimir força, como segurar e manipular objetos delicados; como órgão tátil relaciona o organismo com o meio ambiente; possuindo ainda grande importância na comunicação verbal.

Desde épocas remotas a mão desempenhou papéis importantes na construção e execução de tecnologias. Durante a evolução da humanidade a mão assumiu um importante papel para o desenvolvimento do cérebro, associada à coordenação, sensibilidade e principalmente à criação.

A mão proporciona ao homem inúmeras ações dentre elas a função de AVD (atividades da vida diária), como alimentação, higiene, vestuário e ações de AVP (atividades da vida prática) específicas, como dirigir um automóvel, escrever, etc.

Para verificar a força de aperto das mãos é importante o estudo anatomoarticular, muscular e fisiológico para verificar o músculo, sua inserção e desenvolvimento da força (onde é aplicada).

A força de preensão não é simplesmente uma medida da força da mão ou simplesmente à avaliação do membro superior. Ela tem muitas aplicações clínicas diferentes, sendo utilizada, por exemplo, como um indicador da força total do corpo, e neste sentido é empregada em testes de aptidão física (BALOGUM, 1991).

A força muscular é um dos componentes fundamentais para a avaliação da forma física. A preensão palmar pode ser considerada como um dos parâmetros do estado de força

geral dos indivíduos. O teste de preensão palmar tem sido utilizado de maneira sistemática no Japão (TERAOKA, 1979).

A determinação das forças exercidas pelos dedos e pelas mãos é de grande valia em estudos de biomecânica. É útil para documentar a recuperação de pacientes submetidos à cirurgia nas mãos ou de pacientes que tiveram a perda da mobilidade das mãos devido à doença ou acidente. Assim sendo, o acompanhamento do processo de recuperação destas pessoas podem ser realizados de forma quantitativa por médicos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais.

Bartalotti e Carlo (2001), afirmam que para o Terapeuta Ocupacional obter informações fidedignas sobre seu cliente e possa informá-lo, realisticamente e com segurança, sobre suas possibilidades futuras, ele deve desenvolver procedimentos consistentes de avaliação, como etapa importante do processo terapêutico e para o delineamento do melhor tratamento a ser desenvolvido. Atualmente, a avaliação subjetiva superficial da condição clínica e evolução do paciente não é mais aceitável, pois o conhecimento científico e a existência de equipamentos e técnicas de observação e medição possibilitam uma avaliação profunda e objetiva do paciente em processo de reabilitação. Assim, o dinamômetro biomédico ganha um destaque para avaliação da mão.

A mão exerce dois tipos de força de preensão: a preensão de força e a preensão de precisão. A preensão de força ocorre quando há necessidade da força completa, como em atividades que geram a ação dos dedos e do polegar contra a palma da mão, com o propósito de transmitir força para um objeto. A preensão de precisão envolve o uso dos dedos para formar as chamadas pinças funcionais (NAPIER, 1956). Na preensão de precisão o objeto é pinçado entre as superfícies flexoras de um ou mais dedos com o polegar em oposição, sendo usada quando necessária exatidão e refinamento do tato (MOREIRA, 2001).

Instrumentos para medição das forças exercidas pelos dedos e pelas mãos são necessários em pesquisas biomédicas, avaliações clínicas funcionais e em mecanismos de reabilitação das mãos. Vários instrumentos diferentes foram projetados para mensurar a força de preensão, desde simples adaptações de equipamentos de pressão sanguínea até sistemas computadorizados sofisticados (BALOGUM, 1991).

Silva e Carvalho (1998) implementaram um dinamômetro que podia medir a soma das forças exercidas pelos dedos. Esse equipamento consiste de duas hastes de duralumínio, suportadas em um trilho de aço. Cada haste possui dois bolsos onde há uma membrana com

dois extensômetros resistivos colocados em cada um de seus lados. Os extensômetros foram posicionados sobre o eixo neutro da haste formando um ângulo de quarenta e cinco graus com o eixo neutro, de forma a garantir a sensibilidade somente à tensão de cisalhamento. O dinamômetro apresentou resposta linear, excelente repetibilidade, resolução de 0,8 N, faixa dinâmica de 100 N e resposta independente do ponto de aplicação da força na haste.

Silva (2004) implementou um dinamômetro biomédico utilizando dois sensores que operam segundo princípios físicos diferentes: tensão normal e tensão de cisalhamento. Os transdutores são constituídos por extensômetros resistivos conectados em duas pontes de *Wheatstone* independentes. A ponte que opera sob efeito da tensão de cisalhamento constitui um sensor de referência para a que opera sob da tensão normal. O dinamômetro apresentou resposta linear, histerese desprezível, resolução de 0,4 N, faixa dinâmica de 100 N, tempo de resposta inferior a 12 ms e insensibilidade ao ponto de aplicação da força

Nenhum dos equipamentos mencionados, porém, mede a força do polegar de forma isolada (o dedo mais importante devido seu grau de funcionalidade para a maioria das preensões) e outras preensões funcionais.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi implementar um dinamômetro biomédico para avaliação funcional das mãos.

1.3 JUSTIFICATIVA

A ausência ou perda da força preensora causa no homem dependência, frustração e mesmo problemas psicológicos relacionados à função e estética.

Há necessidade de um equipamento que realize de forma eficaz a avaliação funcional das mãos e possa medir as forças de preensão exercidas por pacientes normais e com patologias nos membros superiores. Os equipamentos disponíveis não medem de forma correta as forças de preensão, por não considerarem as força exercidas pelos músculos

flexores profundos dos dedos. O desenvolvimento do equipamento descrito neste trabalho visa superar esta importante limitação.

1.4 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS

O trabalho foi organizado em seis capítulos.

No Capítulo 2 são abordados conceitos relacionados às estruturas anatômicas e funcionais dos membros superiores, assim como, a topografia das mãos e estudos de antropometria para verificar os tipos de contração muscular, preensões de força e de precisão, e os tipos de dinamômetros existentes.

No Capítulo 3 são apresentados conceitos de resistência dos materiais que fundamentam o projeto das estruturas mecânicas do dinamômetro ergonômico funcional implementado.

No Capítulo 4 são descritos os materiais e métodos empregados utilizados na implementação do dinamômetro .

Os resultados obtidos para caracterizar o equipamento são descritos no Capítulo 5.

As principais conclusões do trabalho são expostas no Capítulo 6.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA DE ANATOMIA, FISIOLOGIA E TOPOGRAFIA FUNCIONAL DA MÃO

No presente capítulo são apresentados conceitos relacionados à estrutura anatômica e funcional dos membros superiores, seus aspectos históricos e antropológicos, fisiologia, topografia da mão e tipos de dinamômetros existentes no mercado.

2.1 ESTRUTURA ANATÔMICA E FUNCIONAL DO MEMBRO SUPERIOR

A mão humana é um utensílio eficaz, capaz de executar inúmeras ações graças a sua função essencial: a preensão. Através da sua funcionalidade proporciona diversas posições, movimentos, ações e atos gestuais (CASTAÑEDA, 1997).

Do ponto de vista fisiológico, a mão representa a extremidade efetora do membro superior, que constitui o suporte e permite apresentar numa posição mais favorável possível para uma determinada ação. Assim, não é somente um órgão de execução, mas também o receptor sensorial extremamente sensível e preciso cujos dados são indispensáveis à sua própria ação (KAPANDJI, 1990).

Indubitavelmente sendo a porção mais móvel do membro superior, a mão, é a menos protegida; visto ser extremamente vulnerável e exposta à grande incidência de lesões que a acometem (HOPPENFELD, 1993).

2.1.1 Aspectos Históricos, Antropológicos e Funcionais da Mão e o Respetivo Desenvolvimento da Preensão

Descobertas magníficas apontam que hominídeos à 3.750.000 anos caminhavam eretos como fazemos hoje, então, caminhar sobre os membros inferiores liberando os

superiores para a realização de outras tarefas deve ser observado como um dos principais passos na evolução. Uma vez adotada a postura ereta, muitas coisas associadas ao modo de ser humano tornam-se possíveis, como a delicada destreza preensora manual que se desenvolvia para transporte de alimentos (LEAKEY, 1981).

Dentre os achados fósseis dos primeiros hominídeos, foram descobertos machados manuais bem trabalhados, datados por volta de um milhão de anos que foram desenvolvidos para o corte de carnes, onde iniciou a manipulação adequada da mão explorando as primeiras preensões de força para tal atividade: desenvolvimento do ato preensor. Outros achados de artefatos pré-históricos são do *homo erectus*, datado de 2,5 milhões de anos, estes confeccionavam utensílios menos detalhados em relação aos hominídeos posteriormente citados, assim, se percebe a relação estética de objetos e seus modelos em relação à evolução, tudo isso em favor da preensão e seu desenvolvimento com o cérebro para a realização de artefatos líticos.

2.2 ANATOMIA DA MÃO

A mão compreende 27 ossos que formam três grupos:

O carpo possui oito ossos dispostos em duas fileiras. A primeira fileira é composta pelos ossos: escafoíde, semilunar, piramidal, e pisiforme; a segunda fileira compõe: trapézio, trapezóide, capitato e hamato. A metacarpo possui cinco ossos, numerados a partir do polegar.

As falanges são de número quatorze e dispostas em três fileiras, sendo que a proximal e a distal contêm cinco ossos cada uma, a falange da segunda fileira contêm quatro, porque o polegar não possui esta falange. Podemos observar esses ossos na figura 2.1 na seguinte ordem: (1) rádio, (2) processo estilóide do rádio, (3) osso escafoíde, (4) osso capitato, (5) trapézio, (6) osso trapezóide, (7) osso metacarpo I, (8) ossos metacarpos II-IV, (9) falange proximal do polegar, (10) falange distal do polegar, (11) base da falange proximal II, (12) falanges proximais, (13) cabeça da falange proximal II, (14) falanges médias, (15) falange distal, (16) ulna, (17) processo estilóide da ulna, (18) osso lunato, (19) osso pisiforme, (20) osso triquetrum, (21) osso Hamato, (22) Hámulo do osso Hamato, (23) base do osso metacarpo III, (24) cabeça do osso metacarpo, (25) tuberosidade da falange distal (ROHEN et al, 1993).

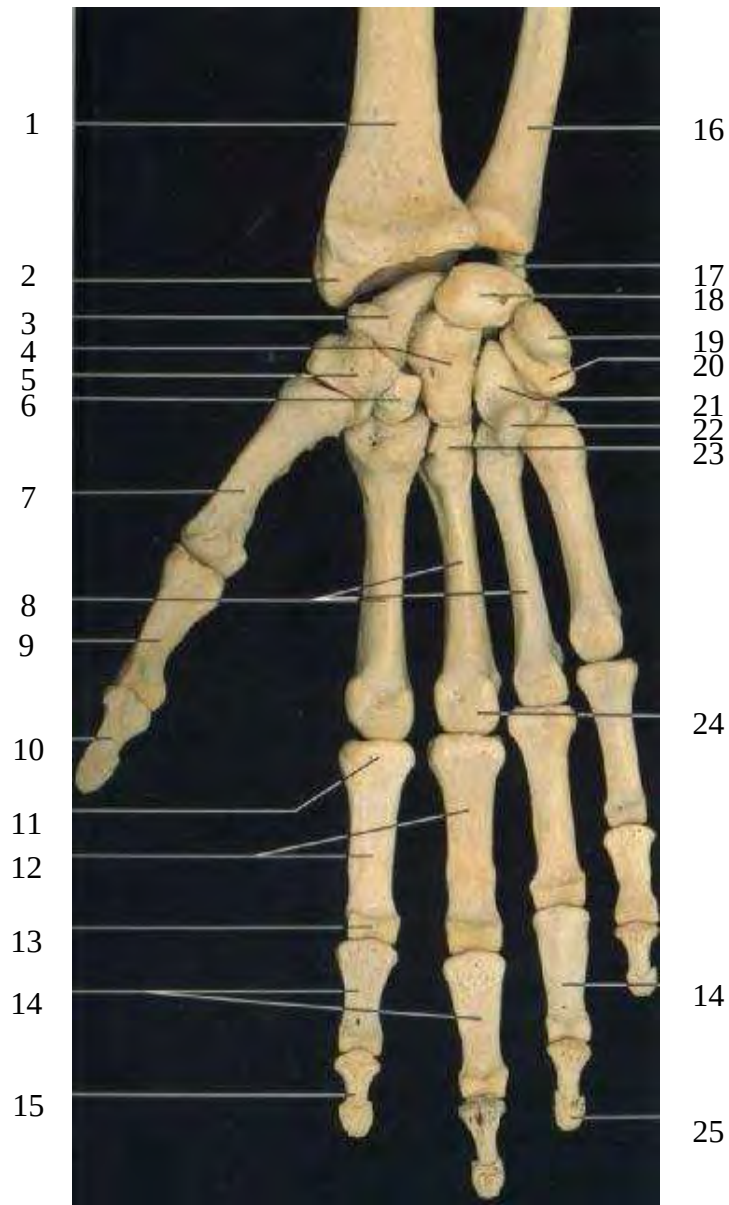


Figura 2.1 - Ossos da mão vista palmar.

2.3 MUSCULATURA DE ANTEBRAÇO E MÃO

A musculatura que faz parte do membro superior, especificamente do antebraço e mãos age de forma precisa para a realização de movimentos funcionais e atividades da vida diária, desta forma estes músculos são divididos em intrínsecos e extrínsecos, estes músculos podem ser vistos na figura 2.2 sendo organizados na seguinte ordem: (1) músculo bíceps, (2) músculo braquial, (3) músculo supinador, (4) músculo extensor radial breve do carpo, (5)

músculo braquio-radial, (6) músculo flexor longo do polegar, (7) tendão do flexor radial do carpo, (8) tendão do abductor longo do polegar, (9) tendão do flexor longo do polegar, (10) músculo abductor breve do polegar, (11) cabeça superficial do flexor breve do polegar, (12) septo intermuscular medial, (13) epicôndilo medial do úmero, (14) cabeça umeral do pronador teres, (15) músculo pronador teres (inserção no rádio), (16) músculo flexor profundo dos dedos, (17) tendão do flexor ulnar do carpo, (18) músculos lumbricais, (19) tendões do flexor profundo dos dedos, (20) tendões do flexor superficial dos dedos, (21) tendões do flexor profundo dos dedos, atravessando os tendões do flexor superficial dos dedos (ROHEN et al,1993).

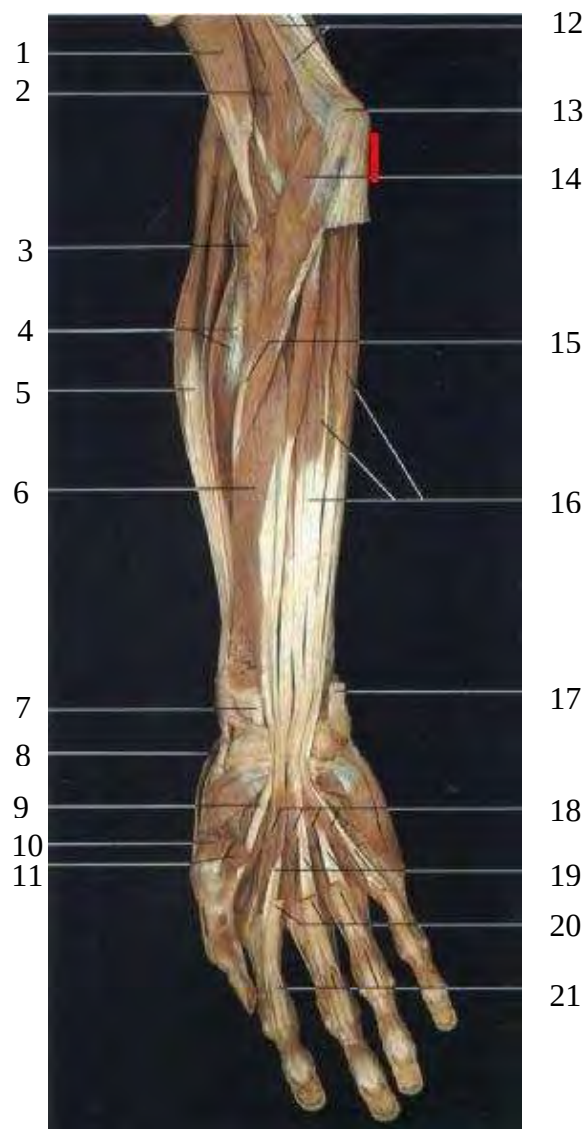


Figura 2.2 - Músculos do antebraço e mão da camada média (vista palmar).

Os músculos intrínsecos originam-se dentro da mão e inserem dentro da mão já os músculos extrínsecos originam no antebraço e inserem-se dentro da mão. É de fundamental importância salientar e compreender a atitude contrátil dos músculos flexores e sua ação para preensão correta, ao complementar esse mecanismo se faz necessário também à integridade dos extensores para a abertura da mão que posteriormente irá envolver o objeto para agir a força preensora.

2.4 TOPOGRAFIA DA MÃO

Para realizar inspeção patológica, criar dispositivos para testes, tratamentos ou mesmo equipamentos ergonômicos para o trabalho, há uma enorme necessidade de compreender a mão em sua anatomia osteo-muscular, fisiologia articular, aspectos funcionais (tipos de preensão) e principalmente a topografia. A topografia da mão pode ser observada na figura 2.3 (KAPANDJI, 1990).

A mão pode ser estudada em relação as suas duas faces: a palmar e a dorsal.

A face palmar (1) é constituída pela loja palmar média com os tendões flexores, os vasos e os nervos traçados por duas pregas transversais: a prega palmar inferior (2) que corresponde as três ultimas articulações metacarpofalangeana e a prega palmar média (3) que corresponde a articulação metacarpofalangeana do indicador (KAPANDJI, 1990).

Na região externa fortemente convexa, carnuda localizada na base do polegar é a eminência tênar (4) limitado por dentro pela prega palmar superior (5) ou ainda pela prega de oposição. Na região (6) temos base do polegar, a eminência hipotênar se localiza no item (7), (8) consiste na saliência dura do pisciforme, (9) temos a importante prega de flexão do punho, (10) o tendão do grande palmar, (11) corredeira do punho, (12) prega digito palmar, (13) terceira e quarta comissuras, (14) prega de flexão da articulação interfalangeana proximal, (15) primeira falange, (16) segunda falange, (17) prega de flexão da articulação interfalangeana distal, (18) limite superior da polpa, (19) primeira comissura, (20) pregas de flexão palmo-polegar, (21) primeira falange, assim podemos analisar, estas importantes estruturas na figura 2.3 (KAPANDJI, 1990).

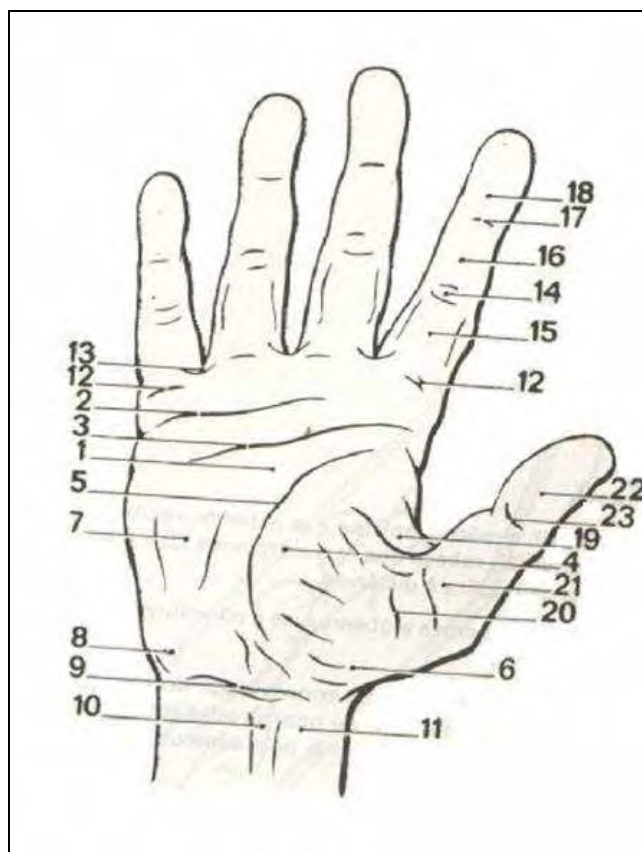


Figura 2.3 - Topografia da mão.

2.5 POSIÇÃO FUNCIONAL DA MÃO E ARCOS PALMARES

A posição da mão é muito importante para avaliar outros aspectos como posicionamento seguido de força e testes funcionais. A posição funcional da mão em estado normal é caracterizada pelo punho em ângulo de vinte graus de flexão dorsal, as articulações metacarpofalangeana a quarenta e cinco graus de flexão, as interfalangeanas distais permanecendo em vinte graus. Formam-se assim, o arco longitudinal da mão, o arco transverso proximal que juntamente com o distal facilita o processo de preensão.

Na realidade esta forma da mão é dada por três arcos, dois dos quais atravessam a mão; um no nível dos carpos, o outro na projeção distal dos metacarpos e o terceiro arco atravessa o centro da palma da mão e o faz no sentido longitudinal (HOPPENFELD, 1993), observa-se na figura 2.4 (KAPANDJI, 1990).

A estrutura do arco longitudinal é mantida pelos músculos intrínsecos da mão que quando atrofícos fazem com que a palma perca seu contorno normal (HOPPENFELD, 1993).

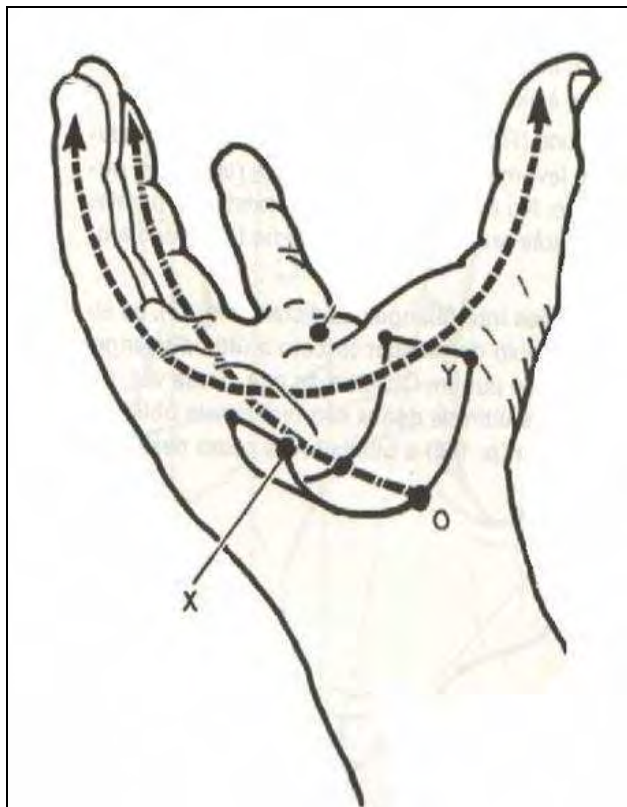


Figura 2.4 - Arcos palmares, longitudinal e distais.

2.6 POLEGAR

O polegar está mais distante do indicador do que os outros dedos entre si. O seu movimento de flexão se dá no primeiro metacarpiano através da palma da mão, em um plano paralelo a este. O movimento oposto, que resulta na separação entre o primeiro e o segundo metacarpianos denomina-se extensão. Abdução é o movimento de separação entre o primeiro e o segundo metacarpianos, num plano perpendicular à palma da mão. Adução é o seu movimento de retorno.

A oposição do polegar é um movimento complexo reunindo extensão, abdução, flexão, rotação e adução se localizam essencialmente na articulação em sela, trapézio-metacarpiana, o movimento de retorno é denominado de reposição (LIANZA, 1998).

O polegar ocupa uma posição e faz uma fusão à parte na mão, porque ele é indispensável na formação de pinças “polegar-dedos” com cada um dos dedos e em especial, o indicador, e também na formação de uma preensão de força com os outros quatro dedos (KAPANDJI, 1990).

Sem o polegar, a mão perde a maior parte de suas possibilidades. Esse papel de destaque é devido a sua posição antes da palma e dos outros dedos que permite fazer o movimento de oposição, ou ainda sua separação (extensão) para o movimento de contra-oposição para afrouxar a preensão.

A grande mobilidade funcional que permite várias posições funcionais inclusive a força preensora e oposição com os dedos é devida à organização extremamente peculiar de seu apoio ósteo-articular e seus movimentos musculares (HALL, 2005).

O polegar não comporta anatomicamente mais que duas falanges. Seu apoio é articulado com a mão em um ponto mais proximal que os outros dedos, sendo, portanto menor.

As articulações de apoio do polegar são quatro:

- O trapézio metacarpiano é dotado de um grau maior de mobilidade
- O metacarpo falangeano possui pouca mobilidade
- O interfalangeano que não possui mobilidade

São ao todo cinco graus de mobilidade necessários e suficientes para realizar a oposição do polegar (KAPANDJI, 1990).

2.6.1 Geometria de oposição do polegar

Analisando os movimentos do polegar de forma geométrica, a oposição do polegar consiste em formar uma tangente, em um determinado ponto A', a polpa do polegar sobre a polpa de um outro dedo, por exemplo, o indicador, em um ponto A: quer dizer, fazer coincidir no espaço em um só ponto A + A' temos então os planos populares tangentes A e A' como é mostrado na figura 2.5 (KAPANDJI, 1990).

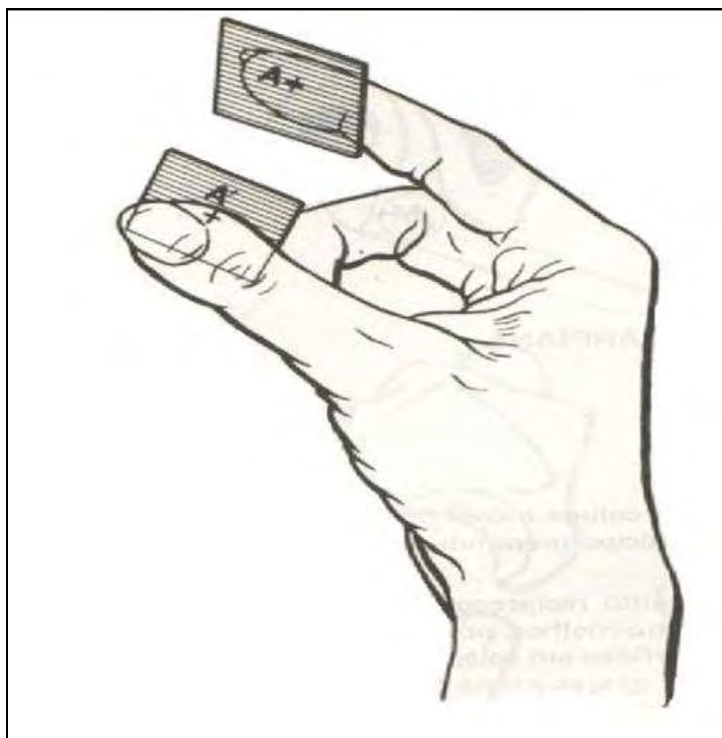


Figura 2.5 - Oponência do polegar na forma geométrica.

O polegar em relação à mão para coincidir dois pontos no espaço, é necessário utilizar três graus de liberdade, segundo as coordenadas x , y , z que podem ser vistas na figura 2.6 (KAPANDJI, 1990).

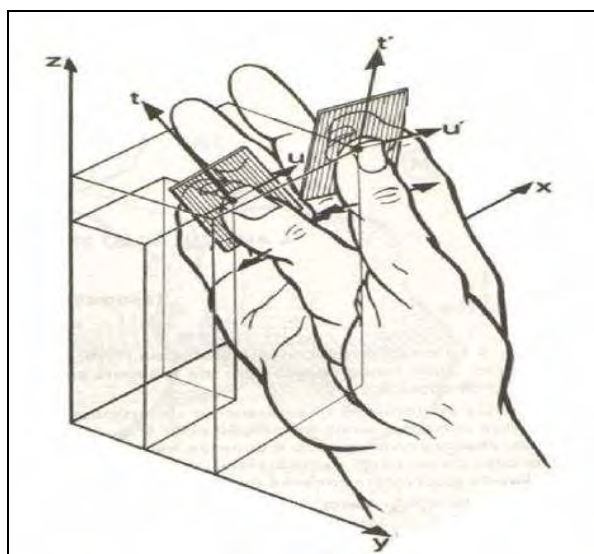


Figura 2.6 - Coordenadas da oponência.

Dois outros graus de liberdade são necessários em seguida para fazer coincidir os planos pulpaes (plano sobre direção) pela rotação ao redor dos eixos t e u (as polpas não podem virar-se dorso a dorso). Assim sendo, a coincidência dos planos pulpaes necessita cinco graus de liberdade:

- Três para coincidência dos pontos de contato,
- Dois para coincidências dos planos pulpaes,

Conclui-se que os cinco graus de liberdade da coluna do polegar são necessários e suficientes para realizar a oposição.

2.6.2 Articulação metacarpofalangeana do polegar

Esta articulação condileana possui dois graus de liberdade, a flexão-extensão e a lateralidade. Na realidade, sua biomecânica complexa associa um terceiro grau de liberdade, a rotação da primeira falange sobre seu eixo longitudinal em supinação ou pronação, movimento não somente passivo, mas principalmente ativo indispensável na oposição.

As preensões cilíndricas plenas da palma é a ação dos sessamóides externos na metacarpofalangeana que assegura o fechamento da preensão. Quando o polegar não intervém e fica paralelo ao eixo do cilindro, a preensão não se fecha e o objeto pode facilmente escapar pelo espaço deixado livre entre a extremidade dos dedos e a eminência tênar vista na figura 2.7 (KAPANDJI, 1990).

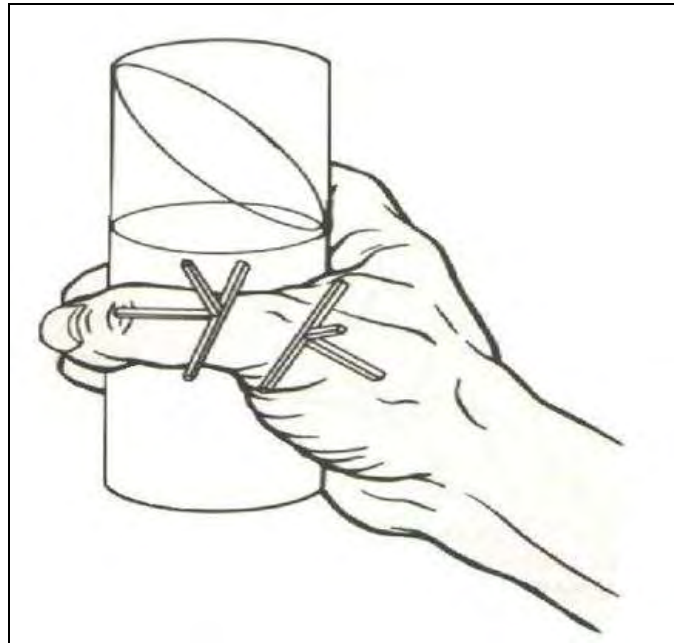


Figura 2.7 - Mão agarrando um cilindro.

O polegar se coloca em direção aos outros dedos, assim o cilindro não pode mais escapar, então se pode ver nitidamente a inclinação radial da primeira falange assim, percorre em torno do cilindro o caminho mais curto, isto é, o círculo gerador enquanto que, sem a inclinação radial, ele seguiria um trajeto elíptico mais longe. (KAPANDJI, 1990).

A inclinação radial é, portanto, indispensável ao fechamento da preensão. A fisiologia particular da metacarpofalangeana do polegar e de seus músculos motores é desta forma, notadamente adaptada à função de preensão.

2.6.3 Articulação interfalangeana do polegar

À primeira vista, a articulação interfalangeana do polegar não tem mistério; do tipo gínglimo possui um só eixo transversal e fixo, passando pelo centro de curvatura dos côndilos da cabeça da primeira falange, em torno do qual se efetuam os movimentos de flexão-extensão, a flexão ativa é de setenta e cinco a oitenta graus e a passiva em noventa graus. Já a extensão ativa de cinco a dez graus passivamente trinta graus.

2.7 MOVIMENTOS ATIVOS E PASSIVOS DO MEMBRO SUPERIOR

Os movimentos ativos são às vezes denominados movimentos fisiológicos ou anatômicos. Se houver patologia em somente uma área da mão ou punho, apenas essa área necessita ser avaliada desde que o examinador tenha certeza de que a patologia não está afetando a função das demais regiões do antebraço punho e mão. Se o paciente sofreu uma lesão do punho por queda sobre a mão estendida, o examinador poderá gastar a maior parte do tempo ou exame analisando o punho; assim sabemos que, uma vez que o posicionamento do punho pode afetar o resto da mão e antebraço, o examinador tem que determinar o efeito funcional das lesões sobre estas outras áreas (CHERN, 2006).

Os movimentos mais dolorosos são feitos por último. A flexão de punho diminui à medida que os dedos são flexionados, e os movimentos de flexão e extensão são limitados, usualmente pelos músculos e ligamentos antagonistas. O paciente deve realizar ativamente os vários movimentos, inicialmente os movimentos ativos de antebraço, punho e mão fechando o punho e abrindo a mão simultaneamente. É importante saber que quando há lesões neuromotoras as articulações ficam comprometidas dificultando assim, os testes funcionais e dinamometria, pois estas articulações apresentam juntamente com a musculatura padrão anormal de movimento e espasticidade (UMPHRED, 1994).

Já os movimentos passivos movimentos são testados pelo examinador onde o paciente não exercerá força. Para isso é muito importante conhecer o padrão capsular para aplicar o teste e mesmo para iniciar a avaliação funcional seguida de dinamometria.

2.8 AVALIAÇÃO FUNCIONAL

Tendo completado os testes de movimentos básicos constituídos dos movimentos ativos, passivos e isométricos resistivos, o examinador então avalia os movimentos funcionais do paciente. Para esses testes existem equipamentos específicos para força total ou específica do músculo, um dos equipamentos utilizados é o dinamômetro para pegada de força e pegada de precisão através da contração isométrica. O teste de provas e funções na área de Ortopedia

tem por finalidade verificar a fora dos músculos de forma isolada e para isso conta com o bom senso do avaliador de forma qualitativa.

As provas e funções musculares não dão fidedignidade ao diagnóstico, portanto faz-se necessário um aparelho de mensuração.

Funcionalmente o polegar é o dedo mais importante. Em virtude da sua relação com os demais dedos, sua mobilidade e a força que é capaz de exercer, sua perda pode afetar grandemente a função da mão. O indicador é o segundo dedo mais importante, em virtude da sua relação com os demais dedos e com o polegar, sua mobilidade e a força que é capaz de exercer, sua perda pode afetar grandemente a função da mão. Sua perda afeta muito a pinça lateral e de polpa com polpa e a pegada de força. Na flexão o dedo médio é o mais forte e muito importante para preensões de precisão e força, o anular possui pouco papel funcional e o mínimo, em virtude da sua posição periférica aumenta grandemente a pegada de força segurando objetos contra a eminência hipotênar (MAGEE, 2002).

2.9 PREENSÕES

Existem duas posturas básicas da mão humana: a preensão de força e a preensão de precisão. A preensão de força ocorre quando é necessária a força completa em atividades que geram a ação dos quatro dedos e polegar de encontro com a palma da mão, com o propósito de transmitir força para um objeto, a de precisão envolve o uso dos dedos para formar as pinças funcionais (NAPIER, 1956).

2.9.1 Fases da Preensão

- Abertura da mão, o que exige a ação simultânea dos músculos intrínsecos da mão e músculos extensores longos.
- Fechamento dos dedos e polegar para agarrar o objeto e adaptar-se à sua forma, o que envolve músculos flexores e de oposição intrínsecos e extrínsecos.

- Força exercida, a qual varia dependendo do peso, características de superfície, fragilidade e uso do objeto, novamente envolvendo os músculos flexores e de oposição extrínsecos e intrínsecos.

- Liberação, na qual a mão se abre para largar o objeto, envolvendo os mesmos músculos utilizados para abertura da mão (extensores).

2.9.2 Preensão de Força

Uma pegada de força exige controle firme e a assimetria flexora à mão; ela é uma função principal do lado ulnar da mão. Os dedos ulnares tendem a trabalhar juntos para fornecer suporte e controle estático. Esta preensão é usada toda vez que resistência ou força constitui a principal consideração. Com esta pegada os dedos mantêm o objeto contra a palma; o polegar pode ou não ser envolvido, e os músculos extrínsecos do antebraço são mais importantes. O efeito combinado da posição das articulações traz a mão para o alinhamento do antebraço e para formar uma pegada de força, os dedos são flexionados e o punho fica em desvio ulnar estendido.

2.9.3 Preensão de Precisão

A pegada de precisão é uma atividade que é limitada principalmente às articulações metacarpofalângicas e envolve principalmente o lado radial da mão. Os dedos radiais (indicador e médio) proporcionam controle operando em concerto com o polegar para formar um tripé dinâmico visando assim, às manipulações de precisão. Nas pegadas de precisão, o polegar e os demais dedos são utilizados, a palma pode ou não estar envolvida, há contato de polpa a polpa entre o polegar e os dedos, assim, o polegar se opõe com os dedos. Os músculos intrínsecos são mais importantes nas pegadas de precisão que nas de força. O polegar é essencial para as pegadas de precisão, porque ele fornece controle de direção e pode atuar como uma escora, fornecendo força à preensão (SANDE, 1998).

2.9.4 Preensões Palmares e de Força

Para Durward (2001), força de preensão não é simplesmente uma medida da força da mão ou mesmo limitada à avaliação do membro superior. Ela tem muitas aplicações clínicas diferentes, sendo utilizada, por exemplo, como um indicador da força total do corpo, e neste sentido é empregada em testes de aptidão física.

Neste tipo de preensão, além dos dedos, a palma da mão também intervém. Para estes tipos de preensões existem duas formas:

A preensão digito palmar: opõe a palma aos últimos quatro dedos e é uma forma de preensão acessória. O objeto de diâmetro muito pequeno (3 a 4 cm) é agarrado entre os dedos fletidos, a palma e o polegar não intervêm, ou seja, a preensão não é fechada, pode servir para agarrar também um objeto mais volumoso como um copo. Esta preensão é apresentada na figura 2.8 (KAPANDJI,1990).



Figura 2.8 - Preensão digito palmar.

Preensão palmar plena: é a preensão de força para objetos pesados e relativamente volumosos literalmente, a mão se envolve em torno de objetos cilíndricos, o eixo do objeto toma a mesma direção que o eixo da corredeira palmar, isto é, direção oblíqua da base da eminência hipotênar à base do indicador. Esta obliquidade, em relação ao eixo da mão e do antebraço encontra sua correspondência na inclinação do cabo de utensílios, que forma um

ângulo de cem a cento e dez graus. É fácil observar que se pode compensar mais facilmente um ângulo muito aberto de cento e vinte a cento e trinta graus graças à inclinação ulnar do punho, do que um ângulo muito fechado em noventa graus, pois a inclinação radial é bem menos ampla.

O volume do objeto segurado condiciona a força de preensão, é ótimo quando ele permite ao polegar manter contato (ou quase) com o indicador. De fato, o polegar forma o apoio único, oposto à força dos quatro outros dedos.

A forma do objeto apanhado não é indiferente e, atualmente, realizam-se as empunhaduras apresentando o formato dos dedos. Pode ser observado na figura 2.9 (KAPANDJI, 1990).



Figura 2.9 - Preensão palmar plena.

Os músculos essenciais para a preensão palmar plena são:

- os flexores superficiais e profundos dos dedos e, sobretudo os interósseos, para a flexão potente da primeira falange dos dedos.
- todos os músculos da eminência tênar, o adutor principalmente, e o flexor longo para fechar a preensão, graças à flexão da segunda falange.

2.9.5 Outras Formas de Preensão

As preensões digitais dividem-se em dois subgrupos: bidigitais e as pluridigitais.

A preensão bidigital constitui a clássica pinça polegar dedos e a partir desta temos três formas:

- A preensão por oposição terminal ou término pulposa: destinada a pegar um fio de cabelo. Pode ser vista na figura 2.10 (KAPANDJI, 1990).

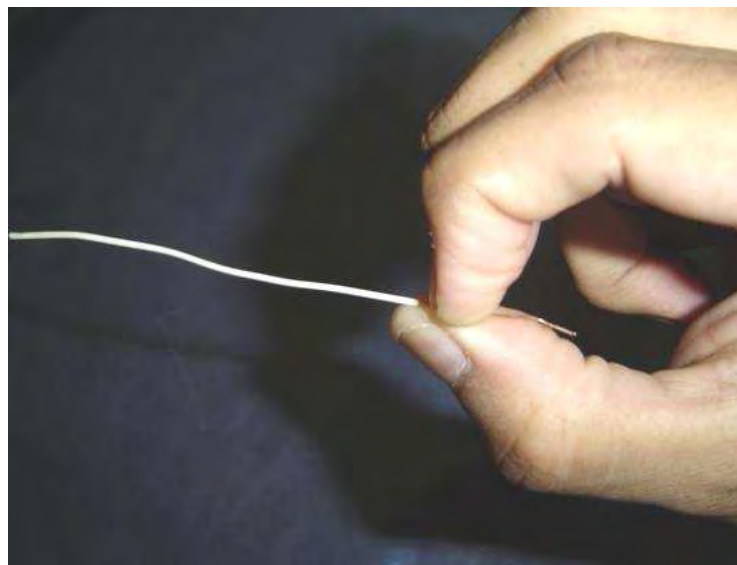


Figura 2.10 - Preensão término pulposa.

- A preensão por oposição subterminal ou polpa a polpa: que permite segurar objetos mais espessos como lápis e folha de papel ou ainda grãos, vista na figura 2.11:



Figura 2.11 - Preensão polpa a polpa.

- A preensão por oposição subterminal lateral ou pulpo-lateral: que permite pegar uma chave, podemos conferir esta preensão na figura 2.12.



Figura 2.12 - Preensão pulpo-lateral.

- Preensão palmar cilíndrica: é aplicada a objetos de diâmetro importante. A preensão é tanto menos firme quanto maior for o diâmetro do objeto conforme ilustra a figura 2.13 (KAPANDJI, 1990).



Figura 2.13 - Preensão palmar cilíndrica.

- Preensão palmar esférica: faz contato palmar com o objeto e o objeto se encontra preso, esta preensão é usada para segurar uma bola.

Preensões centradas: realizam de fato uma simetria em torno de um eixo longitudinal, que se confunde geralmente com o eixo do antebraço. Isto é evidenciado pela batuta do maestro que só faz o prolongamento da mão e representa uma extrapolação do indicador na sua função de indicar. A preensão da chave de fenda é parecida com esta preensão, porém o indicador se prolonga estendendo-se, que se confunde, então, com o eixo de prono-supinação no ato de parafusar e desparafusar, sendo evidente também ao segurar uma colher, esta preensão está ilustrada na figura 2.14 (KAPANDJI, 1990).



Figura 2.14 - Preensão da colher.

Estas preensões centradas necessitam da integridade de flexão dos três últimos dedos, da extensão completa do indicador, cujos flexores devem ser eficazes, de um mínimo de oposição do polegar. A partir destes pré-requisitos podemos então aplicar e desenvolver os conceitos que envolvem o dinamômetro de mão empregado para testes de força e funcionais.

2.10 DINAMÔMETROS

A força muscular é um dos componentes fundamentais para a avaliação da forma física. A preensão palmar pode ser considerada como um dos parâmetros do estado de força geral dos indivíduos. O teste de preensão palmar tem sido utilizado de maneira sistemática no Japão (TERAOKA, 1979).

Os dinamômetros biomédicos são dispositivos que visam a medida de forças exercidas pelos membros superiores com a finalidade de avaliar a força preensora de mãos normais e acometidas por seqüelas patológicas. Para a aplicação e desenvolvimento deste equipamento é necessário um estudo detalhado da mão a partir de suas características topográficas, anatômicas e fisiológicas para tornar-se viável a aplicação e mensuração da

força de preensão em indivíduos com estado de saúde normais ou pacientes com minimização funcional.

2.11 DINAMÔMETRO DA MARCA JAMAR

O dinamômetro da marca Jamar é um tipo de dinamômetro bastante usado para aferição da força preensora e tem sido descrito como o mais eficiente na literatura para força de preensão palmar.

Este dinamômetro deve ser utilizado com os cinco espaçamentos de mão ajustáveis com o paciente apertando com força máxima, a partir disto se forma um gráfico da força, deve-se testar ambas as mãos (CAPORRINO, 1998). Observa-se na figura 2.15.



Figura 2.15 - Dinamômetro Jamar.

Fonte: http://www.teida.lt/.../Jamar-Dinamometras01_b.jpg

Existem algumas limitações quanto ao uso desse equipamento encontradas a partir de pesquisa bibliográfica.

Segundo Magee (2002), no caso da mão lesionada deve-se tomar cuidado para que o paciente não se desgaste. Assim o paciente com lesão e fraqueza muscular poderá não chegar ao final do teste com o mesmo desempenho.

Blackweel, et al. (1999), investigaram a ocorrência de fadiga muscular durante a força de preensão. Concluíram que a forma e o tamanho de um instrumento apreendido podem afetar a força de preensão durante as diferentes tarefas. Segundo este estudo chegou-se a conclusão que o equipamento deveria ser mais leve.

Geralmente ao concluir o teste o paciente com fraqueza muscular entra em processo de fadiga. O polegar neste aparelho só tem a função de apoiar para o aperto, assim, os músculos motores do polegar não são testados.

2.12 PINCH GAUGE

Esse equipamento é utilizado para testar as pinças ou polpa-polpa dos dedos, porém o polegar é testado somente na pinça lateral. Em todas as recomendações utiliza-se a pinça com o polegar apoiado, neste aparelho não se testa o oponente do polegar, flexor superficial e nem o profundo. O teste que se realiza é apenas de preensão de precisão, não podendo ser testado de forma isolada os outros músculos como requer os exames de provas e funções na área de ortopedia. Este equipamento pode ser visto na figura 2.16.



Figura 2.16 - Dinamômetro Pinch Gauge.

Fonte: <http://www.nexgenergo.com/medical/jamar.html>

2.13 DINAMÔMETRO KRATUS

É um dinamômetro utilizado para testar a força de aperto, ou seja, agarrar e produzir uma força e em seguida aferir e verificar se os dados são considerados de grau confiável. Este equipamento possui algumas limitações do ponto de vista aplicativo; é pesado sendo inadequado ao uso em pacientes com fraqueza muscular e ou lesão da mão, e mesmo em mãos normais, o equipamento leva a mão para o excessivo desvio de punho para o lado ulnar onde não ocorre a estabilização de punho que segundo Magee (2002), é muito importante. Outra limitação visível é a área de apoio da mão que é consideravelmente pequena e nem todos os pontos de apoio da mão podem encostar e realizar a força necessária como requer os apoios da mão por meio da topografia.

2.14 DINAMÔMETRO RAIZAMED

Este dinamômetro é utilizado para a medicina do trabalho, trânsito, etc.

Não possui um sistema eletrônico eficaz (faixa dinâmica), só existem quatro faixas, ou seja, não capta pequenas variações ou mesmo o aumento gradual da força durante a terapia.

Outra limitação é a área de contato (área de pega) onde mãos de maior tamanho submetidas a testes terão dificuldade de se posicionar, onde o quinto dedo fica para o lado de fora. E como requer os estudos de topografia este equipamento também não possui área de pega adequada parte da mão fica fora da manopla.

Não possui molde ergonômico como se observa na figura 2.17.



Figura 2.17 - Dinamômetro Raizamed.
Fonte: <http://www.raizamed.com.br/page7.html>

2.15 DINAMÔMETRO ERGONÔMICO MICROCONTROLADO E ELETRÔNICO COM EXTENSÔMETROS CAPACITIVOS

Devido à observação em modelos de dinamômetros biomédicos e suas limitações, Silva (2004), projetou dois dinamômetros, o ergonômico microcontrolado e o eletrônico com extensômetros capacitivos, ambos com estruturas mecânicas idênticas, construídos com acrílico e duralumínio com circuito de condicionamento simples e de baixo custo. Verificou-se a importante preocupação com a segurança através da escolha de excelentes materiais e também algumas características como resposta linear, histerese inferior a um por cento, precisão e sensibilidades excelentes e resposta independente do ponto de aplicação da força. Observou-se também a preocupação de um prontuário eletrônico para aquisição de dados e evolução clínica do paciente.

Há uma dificuldade por parte do paciente para utilizar este equipamento devido à ergonomia e ao grau de dificuldade que uma pessoa com seqüela na mão possa se ajustar para testar o equipamento, as limitações do aparelho se ampliam na forma, tamanho e aplicação.

2.16 AVALIAÇÃO DOS COMPONENTES DE DESEMPENHO DA FORÇA MUSCULAR

A avaliação é um processo para obter dados, formular hipóteses e tomar decisões para orientar a ação. Todo processo de avaliação exige competência para estabelecer metas de tratamento. Com o uso do dinamômetro não é diferente.

Para isso, é necessário seguir algumas etapas:

- 1- Estabelecer os objetivos de tratamento e intervenções;
- 2- Demonstrar a eficácia das intervenções terapêuticas;
- 3- Documentar a necessidade de um programa específico.

A avaliação é um processo contínuo de coletar e interpretar os dados necessários para planejamento e modificação do tratamento.

Um componente de desempenho pode ser definido como uma habilidade ou subsistema específico que afeta a capacidade funcional de uma pessoa. A avaliação pode orientar um terapeuta quanto aos instrumentos específicos de exame e fornecer as supostas expectativas sobre a natureza dos problemas de desempenho e para isso o dinamômetro foi de grande valia para quantificar os testes.

CAPÍTULO 3

3 ESTRUTURAS MECÂNICAS

Neste capítulo serão abordados conceitos de resistência dos materiais que foram utilizados para o projeto de estruturas mecânicas do dinamômetro.

3.1 LEI DE HOOKE

A lei experimental de Hooke, para o caso de uma barra com seção transversal constante (Timoshenko, 1978) é expressa pela equação:

$$\delta = \frac{Pl}{AE} \quad (\text{mm}) \quad (3.1)$$

Onde: δ - Flecha ou alongamento Relativo.

P – Força vertical na barra.

l – Comprimento da barra.

A – Seção transversal de uma barra.

E – Módulo de Elasticidade.

O alongamento da barra é diretamente proporcional à força de tração e ao comprimento da barra, e inversamente proporcional à área da seção transversal e ao módulo de elasticidade da barra.

A força por unidade de área da seção transversal de uma barra (tensão normal) é dada por:

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (3.2)$$

O alongamento por unidade de comprimento (deformação) é determinado pela equação:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{l} \quad (3.3)$$

O módulo de elasticidade é dado por:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (\text{N/mm}^2). \quad (3.4)$$

As equações (3.1) a (3.4) podem ser usadas para o caso de ações axiais, tração ou compressão de barras prismáticas. Desta forma, δ denotará alongamento ou encurtamento longitudinal total, ε a deformação axial e σ a tensão axial. O módulo de elasticidade à compressão é, para a maioria dos materiais, o mesmo da distensão.

3.2 DIAGRAMA DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO

A proporcionalidade entre a força de tração e o alongamento só existe até determinado valor, chamado de limite de proporcionalidade, ou elasticidade, o qual depende das propriedades do material. Na Figura 3.1 é apresentado um diagrama de ensaios de tração (GERE ; TIMOSHENKO, 1994).

De **O** até **A**, a tensão e a deformação são diretamente proporcionais e o diagrama é linear. O ponto **A** é chamado de limite de proporcionalidade, porque além deste já não existe mais proporcionalidade, pois as deformações crescem mais rápidas que as tensões. O ponto **B** é o limite de elasticidade ou tensão de escoamento. Na região compreendida entre os pontos **B** e **C** diz-se que o material se tornou plástico. A tensão correspondente ao ponto **C** é chamada de limite de escoamento. Após o escoamento, o material adquire uma rigidez, ou seja, começa a oferecer resistência adicional, e novamente à força de tração cresce até o ponto **D**, onde a força atinge seu valor máximo. A tensão correspondente ao ponto **D** é chamada de tensão de ruptura do material. Além do ponto **D**, o alongamento da barra manifesta-se com a diminuição

de carga, ocorrendo finalmente à ruptura com uma carga correspondente ao ponto **E** do diagrama.

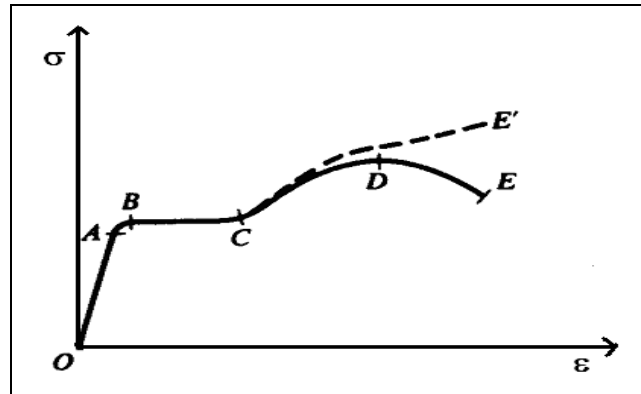


Figura 3.1 - Diagrama de tensão-deformação.

3.3 COEFICIENTE DE POISSON

Quando a barra prismática da Figura 3.2 é submetida a um esforço de tração ela sofre um alongamento, mas além deste alongamento ela sofre também uma contração lateral.

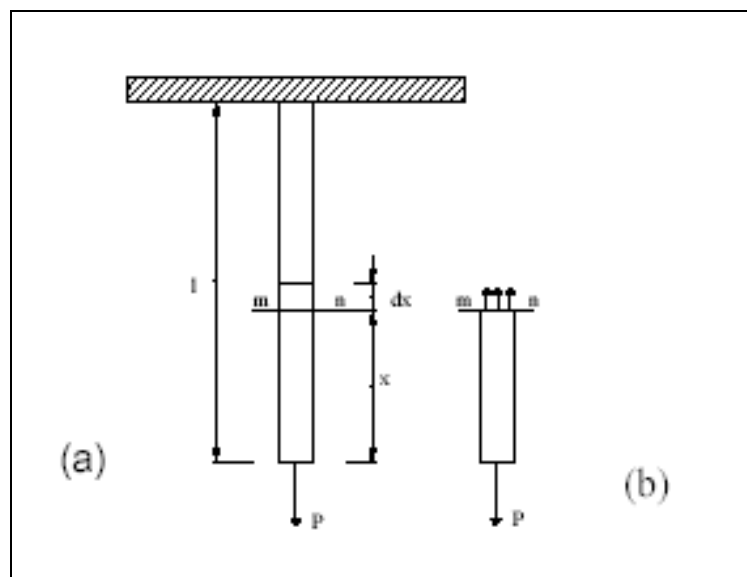


Figura 3.2 - Barra prismática submetida a um esforço P.

A relação entre a contração lateral relativa e o alongamento axial relativo é constante na região de proporcionalidade de certa barra prismática. Esta constante é dada por μ (SANCHES, 2007; TIMOSHENKO, 1994), e é chamada de coeficiente de Poisson.

$$\mu = \frac{\text{Contração lateral}}{\text{Alongamento axial relativo}} \quad (3.5)$$

3.4 MOMENTO DE INÉRCIA

O momento de inércia de um elemento de área, em relação a um eixo de seu plano, é o produto da área do elemento pelo quadrado da distância do eixo dado. De acordo com a notação da Figura 3.3(a) o momento de inércia dI_x do elemento dA em relação a O_x é :

$$dI_x = y^2 dA \quad (3.6)$$

e em relação O_y :

$$dI_y = x^2 dA \quad (3.7)$$

Desta forma, o momento de inércia de uma superfície de área finita em relação a um eixo situado no mesmo plano que a superfície considerada, é a integral dos momentos de inércia de todos os elementos de superfície contidos na superfície finita (SANCHES, 2007). Assim:

$$I_x = \int dI_x = \int y^2 dA \quad (3.8)$$

e

$$I_y = \int dI_y = \int x^2 dA \quad (3.9)$$

são os momentos de inércia da superfície de área A , em relação aos eixos O_x e O_y , respectivamente.

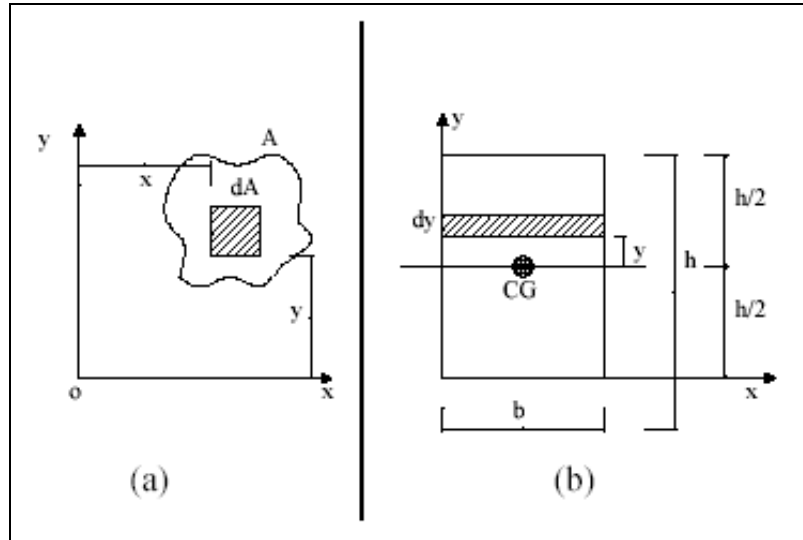


Figura 3.3 - Momento de inércia.

O momento de inércia da seção retangular, mostrada na Figura 3.3 (b) em relação ao seu centro de geométrico, é dado pelas equações (3.10) e (3.11).

$$I_{xcg} = \int y^2 dA = \int_{-0,5h}^{0,5h} y^2 b dy = \frac{bh^3}{12} \quad (3.10)$$

e

$$I_{ycg} = \int x^2 dA = \int_{-0,5h}^{0,5h} x^2 h dx = \frac{hb^3}{12} \quad (3.11)$$

3.5 FLEXÃO NORMAL COMPOSTA

A Figura 3.4 mostra uma barra prismática sendo solicitada por uma força axial e um momento fletor. Essas ações transferidas para uma seção qualquer mn, determinam esforços axiais, N e de flexão M. Cada um desses esforços desenvolve tensões normais cuja composição (TIMOSHENKO, 1978) é dada por:

$$\sigma = \pm \frac{My}{I} \pm \frac{N}{A} \quad (3.12)$$

A equação (3.12) representa a tensão total para a flexão normal composta.

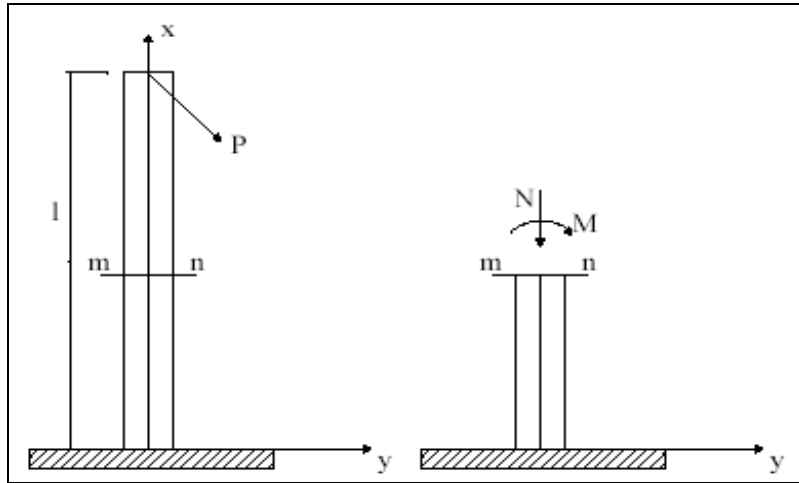


Figura 3.4 - Flexão normal composta.

3.6 EXTENSÔMETROS METÁLICOS

São utilizados para transformar uma energia mecânica em elétrica.

3.6.1 Princípios de Funcionamento

Extensômetros piezoresistivos são baseados na variação de resistência elétrica de um condutor quando submetido a uma tensão mecânica.

Para um fio de comprimento l_e , e seção transversal A_e , e resistividade ρ , a resistência R_e é dada por:

$$R_e = \frac{\rho l_e}{A_e} \quad (3.13)$$

Para uma tensão no sentido longitudinal tem-se que:

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl_e}{l_e} - \frac{dA_e}{A_e} \quad (3.14)$$

O aumento do comprimento resultante da aplicação de uma força $\mathbf{F}$ no fio dentro da região elástica (ver Figura 3.1) é dado pela lei de Hooke (FARIA, 2001):

$$\sigma = \frac{F}{A_e} = E\varepsilon = E \frac{dl_e}{l_e}. \quad (3.15)$$

Considerando que o fio tem um diâmetro t_e , quando aplicado um esforço axial tanto l_e quanto t_e variam longitudinalmente e transversalmente, cuja relação de variação é expressa por:

$$\mu = -\frac{dt/t_e}{dl_e/l_e} \quad (3.16)$$

Para um fio de seção circular tem-se

$$A_e = \frac{\pi t_e^2}{4} \quad (3.17)$$

Derivando a expressão (3.17) e considerando a expressão (3.16) tem-se que

$$\frac{dA_e}{A_e} = -2 \frac{\mu dl_e}{l_e} \quad (3.18)$$

A variação na resistividade devido a um esforço mecânico é chamado de efeito piezoresistivo. Nos metais a mudança de resistividade e volume são proporcionais:

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dV_e}{V_e} \quad (3.19)$$

Sendo V_e o volume e C a constante de *Bridgman*, então o volume para o fio, em questão, é dada pela equação:

$$V_e = \frac{\pi l_e t_e^2}{4} \quad (3.20)$$

Derivando a equação (3.20) e usando (3.18) tem-se:

$$\frac{dV_e}{V_e} = \frac{dl_e}{l_e} (1 - 2\mu) \quad (3.21)$$

Para materiais isotrópicos, dentro da região elástica e usando as equações (3.18) e (3.19), a equação (3.14) torna-se:

$$\frac{dR_e}{R_e} = \frac{dl_e}{l_e} [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)] = K \frac{dl_e}{l_e} = K\varepsilon \quad (3.22)$$

na qual **K** é o fator de *gage*, fator de calibração ou fator de sensibilidade.

3.6.2 Ligação dos Extensômetros

A ponte de *Wheatstone* completa é o circuito mais utilizado para a ligação dos extensômetros, devido ter uma maior sensibilidade.

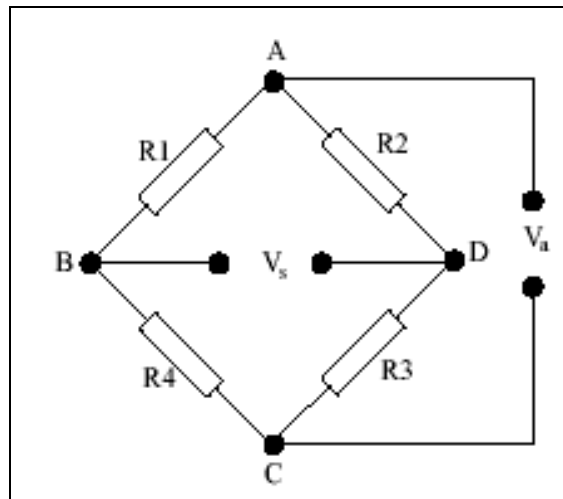


Figura 3.5 - Ponte de *Wheatstone*.

Considerando a Figura 3.5 (SANCHES, 2007), na qual **R₁**, **R₂**, **R₃** e **R₄**, são extensômetros com o mesmo valor de resistência, sendo este circuito alimentado por uma tensão constante **V_a**, a tensão de saída **V_s** pode ser obtida conforme mostrado a seguir.

A tensão entre os pontos **A** e **B** é:

$$V_{AB} = \frac{R_1}{R_1 + R_4} V_a \quad (3.23)$$

E entre A e D:

$$V_{AD} = \frac{R_2}{R_2 + R_3} V_a \quad (3.24)$$

Sabe-se que a tensão de saída V_s é a diferença de potencial entre V_{AB} e V_{AD} , portanto:

$$V_s = V_{AB} - V_{AD} \quad (3.25)$$

Substituindo (3.23) e (3.24) e (3.25):

$$V_s = \frac{(R_1 R_3) - (R_2 R_4)}{(R_1 + R_4)(R_2 + R_3)} V_a \quad (3.26)$$

Considerando uma ponte balanceada, tem-se:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 \quad (3.27)$$

portanto, a saída V_s da ponte será nula; É o caso em que não se produziram deformações, não havendo variação resistiva. Assim, não há diferença de potencial entre os terminais V_{AB} e V_{AD} .

Supondo que haja uma variação de resistência devido à deformação, cada extensômetro terá um acréscimo dR de resistência:

$$R_1 = R + dR_1 \quad (3.28)$$

$$R_2 = R + dR_2 \quad (3.29)$$

$$R_3 = R + dR_3 \quad (3.30)$$

$$R_4 = R + dR_4 \quad (3.31)$$

sendo $dR > 0$ para deformações de tração, $dR < 0$ para compressão.

Substituindo as equações (3.28), (3.29), (3.30) e (3.31) em (3.26), resulta em:

$$V_s = \frac{(R + dR_1)(R + dR_3) - (R + dR_2)(R + dR_4)}{(R + dR_1 + R + dR_4)(R + dR_2 + R + dR_3)} V_a \quad (3.32)$$

Desenvolvendo (3.32) temos

$$V_s = \frac{\frac{dR_1}{R} - \frac{dR_2}{R} + \frac{dR_3}{R} - \frac{dR_4}{R} + \frac{dR_1 dR_3}{R^2} - \frac{dR_2 dR_4}{R^2}}{4 + 2\left(\frac{dR_1}{R} + \frac{dR_2}{R} + \frac{dR_3}{R} + \frac{dR_4}{R}\right) + \frac{dR_1 dR_2}{R^2} + \frac{dR_1 dR_3}{R^2} - \frac{dR_2 dR_4}{R^2} + \frac{dR_3 dR_4}{R^2}} V_a \quad (3.33)$$

Substituindo a equação (3.22) em (3.33) e desprezando os termos de segunda ordem, obtém-se (SANCHES, 2007):

$$V_s = \frac{V_a}{4} K(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (3.34)$$

Analogamente temos:

$$E_0 = \frac{E}{4} K(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (3.35)$$

3.7 ANEL SUBMETIDO A UM ESFORÇO

A Figura 3.8 (a) (FARIA, 2001) ilustra um anel, denominado dinamométrico, sendo submetido a um esforço **F**. Efetuando um corte na seção **cc1**, como mostrado na parte b da Figura 3.8 (b), tem-se a representação das forças internas, como mostra a Figura 3.8 (c). Devido à simetria pode-se considerar somente o primeiro quadrante, ou seja, $\varphi=0$ até $\varphi=90^\circ$ (BELYAEV, 1979).

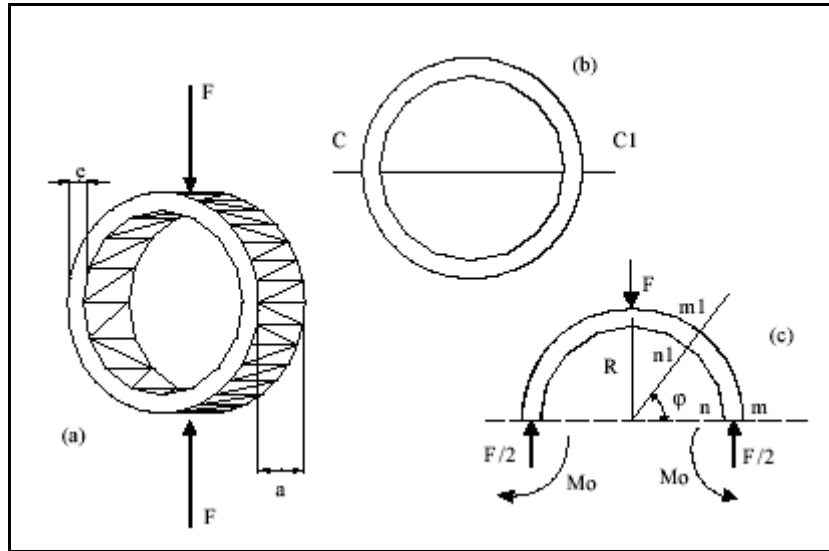


Figura 3.6 - Anel submetido a uma força.

A força cortante, força normal e o momento fletor que atuam em qualquer seção $\mathbf{m_1n_1}$ são dados respectivamente por (SANCHES, 2007):

$$V_{\varphi} = 0,5F_3 \sin \varphi \quad (3.36)$$

$$N_{\varphi} = 0,5F_3 \cos \varphi \quad (3.37)$$

$$M_{\varphi} = M_0 - 0,5F_3 R_0 (\sin \varphi) \quad (3.38)$$

Da Figura 3.7 verifica-se que a força cortante na seção mn é zero, consequentemente, a tensão de cisalhamento também é nula nesta seção, a força normal ou axial na mesma seção é igual a $F/2$ e o momento fletor que atua na seção mn é dado por (BELYAEV, 1979; SANCHES, 2007).

$$M_{\varphi} = M_0 = \frac{F}{2} R \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) \quad (3.39)$$

O momento de inércia da seção mn mostrada na Figura 3.6 (a) em relação ao eixo neutro é

$$I = \left(\frac{ae^3}{12} \right) \quad (3.40)$$

A distância da região de deformação ao eixo neutro é dada por:

$$c = \left(\frac{e}{2} \right) \quad (3.41)$$

A tensão normal na região da seção mn é dada por:

$$\sigma = \frac{M_o \cdot c}{I} + \frac{N}{A} \quad (3.42)$$

onde

$$N = \frac{F}{2} \quad (3.43)$$

e

$$A = a * e. \quad (3.44)$$

Substituindo as equações (3.39), (3.40), (3.41), (3.42) e (3.43) em (3.42), tem-se que a tensão normal máxima é:

$$\sigma_{\max} = \frac{F_3}{2ae} \left[\frac{6R_0}{e} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) + 1 \right] \quad (3.45)$$

Devido à configuração dos extensômetros na ponte como ilustra a figura 3.7, a tensão provocada pela força N pode ser desprezada, logo:

$$\sigma = \frac{M_o \cdot c}{I} \quad (3.46)$$

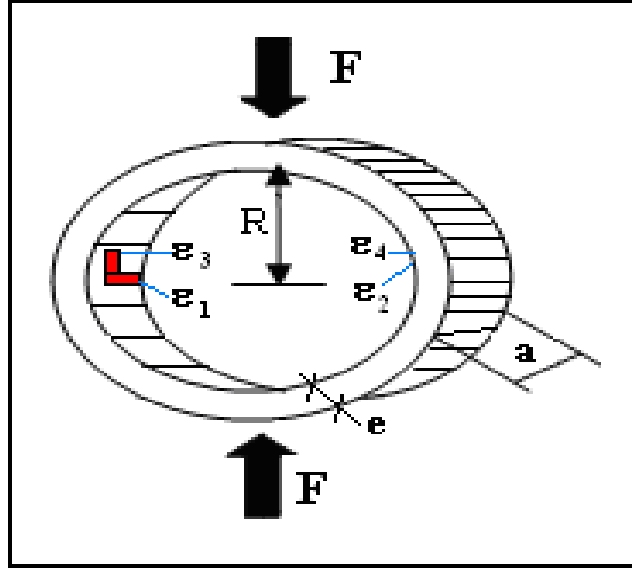


Figura 3.7 - Seção do anel e posicionamento do extensômetro.

Substituindo as equações (3.39), (3.40) e (3.41) em (3.46), tem-se que a tensão normal é dada por:

$$\sigma = \frac{3F_3 R_0}{ae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right). \quad (3.47)$$

Substituindo a equação (3.4) em (3.47) temos a deformação de cada extensômetro que está posicionado no sentido longitudinal,

$$\varepsilon_3 = \varepsilon_4 = -\frac{3F_3 R_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right), \quad (3.48)$$

e também no sentido transversal,

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \frac{3F_3 R_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) \mu. \quad (3.49)$$

Considerando a ligação dos extensômetros em ponte de *wheatstone* completa igual a figura 3.7 temos,

$$\varepsilon_T = 2 \left[\frac{3F_3 R_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) \right] (1 + \mu). \quad (3.50)$$

Fazendo

$$\varepsilon l = \frac{3F_3 R_0}{Eae^2} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) \quad (3.51)$$

temos

$$\varepsilon_T = 2\varepsilon l(1 + \mu). \quad (3.52)$$

Substituindo (3.52) em (3.34) e (3.35), tem-se:

$$V_s = \frac{V_a}{4} K\varepsilon_T \quad (3.53)$$

e

$$E_0 = \frac{E}{4} K\varepsilon_T. \quad (3.54)$$

Foram utilizados estes conceitos para desenvolver a parte mecânica do dinamômetro biomédico para que as medidas antropométricas e projeto eletrônico fossem coerentes e com excelente funcionamento, portanto, a partir desta etapa juntamente com o estudo anatomofisiológico foi possível desenvolver as outras etapas do projeto.

CAPÍTULO 4

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e métodos utilizados para implementar o dinamômetro biomédico ergonômico funcional.

4.1 DINAMÔMETRO BIOMÉDICO

O dinamômetro biomédico implementado consiste essencialmente de uma estrutura mecânica, circuitos de condicionamento de sinais, circuitos de interfaceamento e de um *display* digital.

4.1.1 Estrutura do Dinamômetro e Moldes

A estrutura mecânica foi projetada considerando os aspectos biomecânicos da mão. Realizou-se um estudo de antropometria com vinte voluntários normais e quinze indivíduos com seqüelas na mão, nas Associações de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE) das cidades de Ilha Solteira-SP, Três Lagoas-MS.

O dinamômetro foi projetado para medição de forças exercidas pelas mãos de jovens e adultos. Pode ser utilizado em indivíduos normais e com patologias, sendo leve e de fácil manipulação. Entretanto, no uso do equipamento em indivíduos com lesões no sistema nervoso central, há alguma limitação na aplicação do equipamento, devido existir um grau acentuado de hipertonia flexora e espasticidade quando se realiza a medição da força de preensão.

Na Figura 4.1 é mostrada uma foto da estrutura mecânica do dinamômetro (plataforma), construída em duralumínio, e constituída por duas partes: a superior composta por duas barras unidas em um anel dinamométrico e a inferior, uma barra regulável que serve de suporte para os dedos. A parte superior foi construída em uma única peça.



Figura 4.1 - Estrutura mecânica do dinamômetro.

Na Figura 4.2 pode-se observar o anel dinamométrico submetido a um esforço F , com uma largura a , um raio interno R e espessura e . Na parte interna do anel foram colados extensômetros e conectados na configuração de ponte completa de *Wheatstone*.

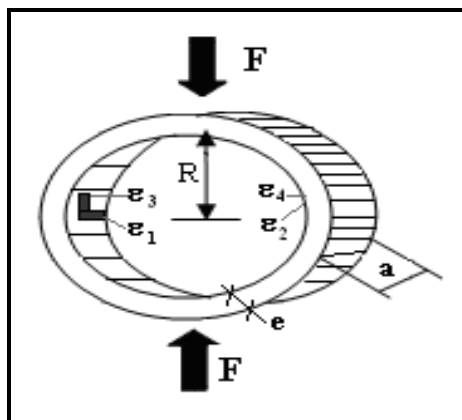


Figura 4.2 - Anel dinamométrico.

Definindo-se $a = 20$ mm, $R = 11,5$ mm e $F = 300$ N, utilizando conceitos de resistência dos materiais, determinou-se a espessura $e = 3$ mm, para o material da estrutura sempre operar na região elástica e proporcional.

Nas partes superior e inferior do dinamômetro podem ser acoplados moldes ergonômicos específicos que torna este instrumento inédito em termos de testes funcionais e de preensão, sendo possível ajustes para adequar o dinamômetro ao tamanho da mão.

A parte inferior do dinamômetro é uma barra móvel que pode ser ajustada, de acordo com o tamanho da mão do paciente.

Alguns moldes para utilização na medição de forças preensão e teste funcional podem ser observados na Figura 4.3. São ergonômicos e foram desenvolvidos a partir da topografia da mão.



Figura 4.3 - Moldes para medição da força de preensão.

Na Figura 4.4 podem ser visualizados moldes, acoplados na parte superior do dinamômetro, visando avaliação de pinçamento amplo funcional e oponência com os quatro dedos.

Na Figura 4.5 são ilustrados moldes para avaliação da flexão do polegar. O exame é feito com base na avaliação de provas e funções da área de Ortopedia e Traumatologia.



Figura 4.4 - Moldes para avaliação da oponência do polegar e pinçamento amplo.

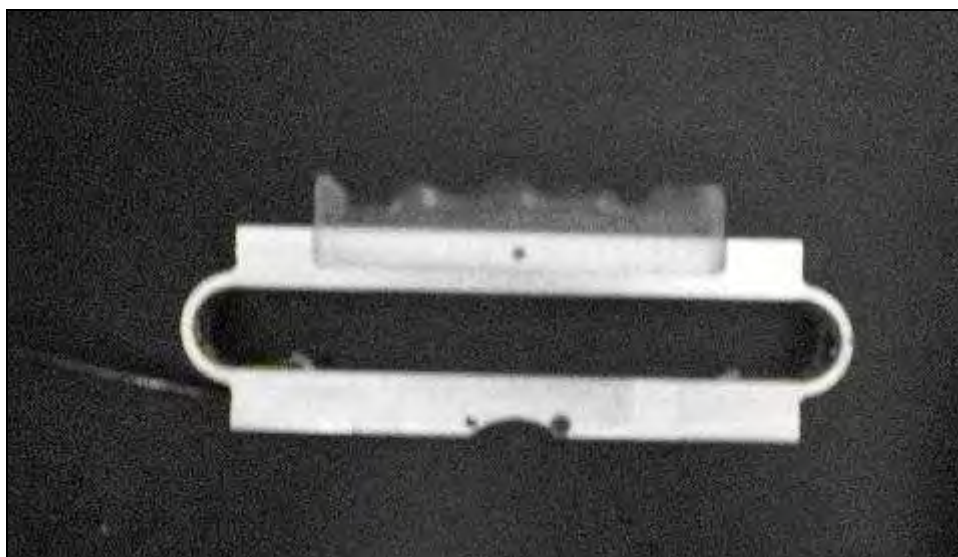


Figura 4.5 - Moldes para teste da flexão do polegar no dinamômetro.

Os moldes para avaliação da flexão da metacarpofalangeana e dos músculos lumbricais, também utilizados nas provas e funções de Ortopedia são ilustrados na Figura 4.6.

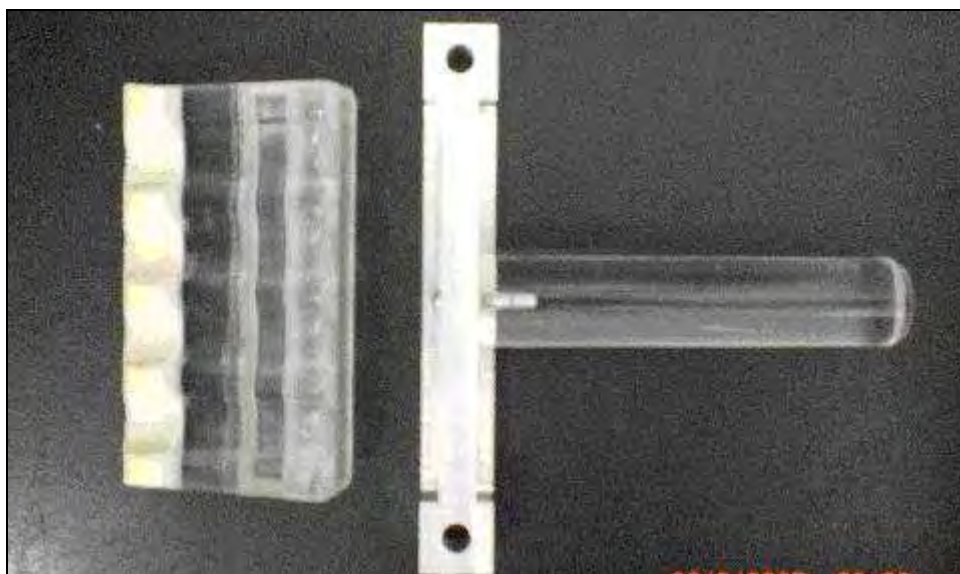


Figura 4.6 - Moldes para o teste da flexão da metacarpofalangeana e integridade dos músculos lumbricais.

Visando avaliação da força flexora do polegar, devido aos músculos superficiais e profundos, foram implementados os moldes mostrados na Figura 4.7.



Figura 4.7- Moldes para avaliação da força flexora do polegar.

Na Figura 4.8 é mostrada uma foto na qual o dinamômetro é utilizado com moldes idealizados para avaliar a integridade da musculatura flexora profunda dos dedos.

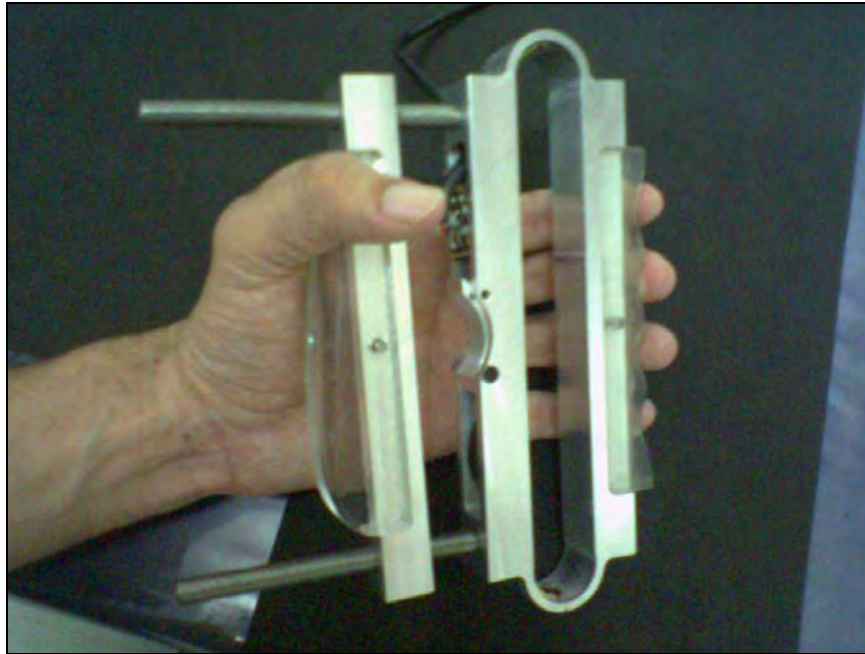


Figura 4.8 - Dinamômetro utilizado para avaliação da musculatura flexora profunda dos dedos.

4.1.2 Extensômetro Metálico

Para a escolha do extensômetro, levou-se em consideração a estrutura mecânica do dinamômetro, material do mesmo, tipo de deformação a ser captada, dentre outros detalhes. Os extensômetros utilizados foram do modelo KFG-2-D16-11, da empresa Kyowa. Este modelo apresenta formato biaxial tipo roseta e capta forças no eixo longitudinal e transversal, conforme ilustrado na Figura 4.9.

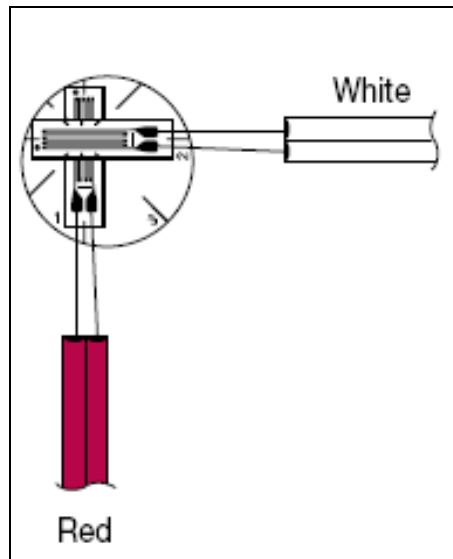


Figura 4.9 – Extensômetro utilizado no dinamômetro.

O extensômetro KFG-2-D16-11 é do tipo roseta, de uso geral, adequado para aço inoxidável, sendo sua grelha de 2 mm.

4.1.3 Circuito de Condicionamento de Sinais

O circuito de condicionamento de sinais é formado essencialmente por um amplificador. Seu diagrama é mostrado na Figura 4.10.

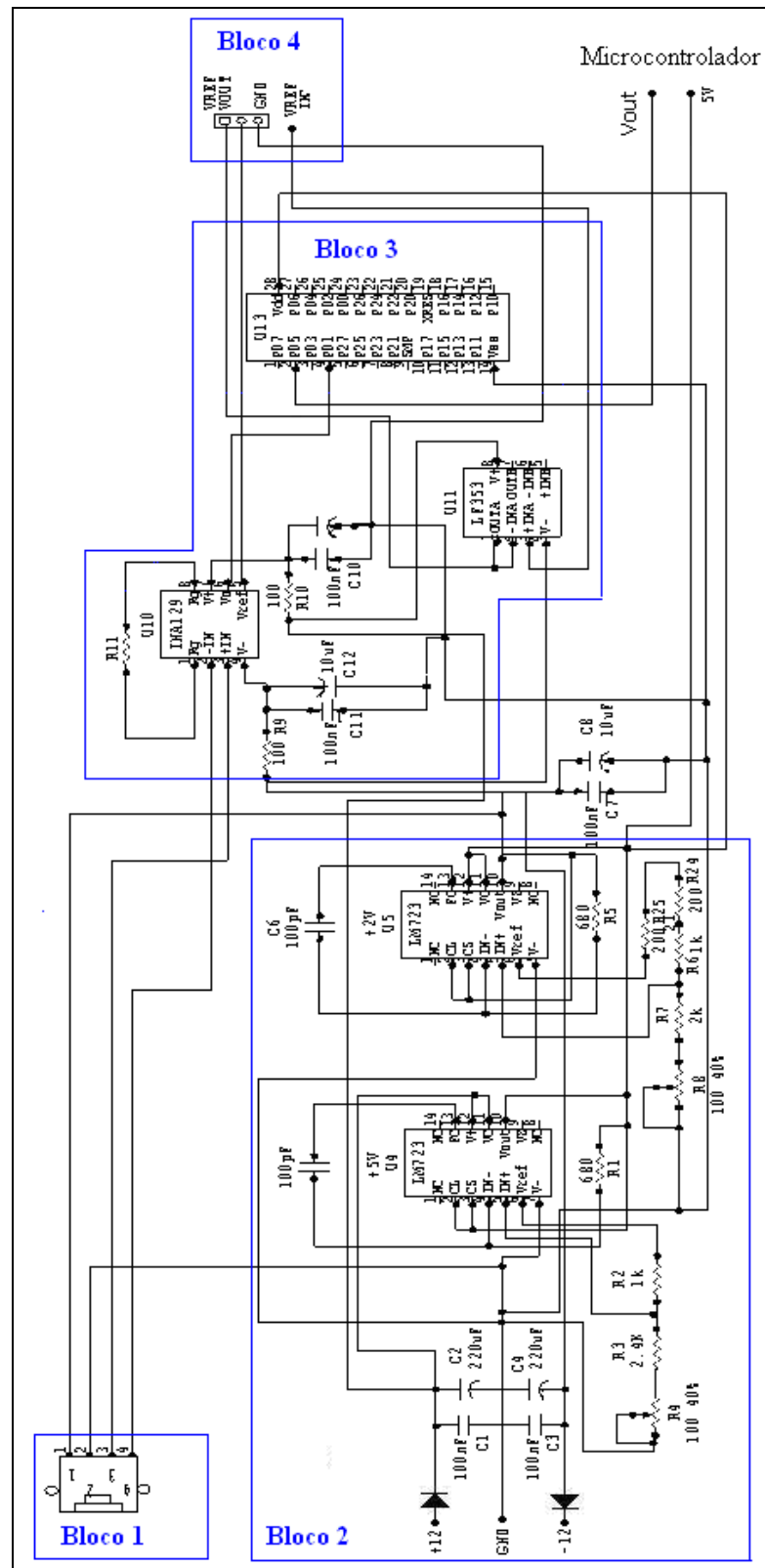


Figura 4.10 - Circuito de condicionamento de sinais.

O bloco 1 tem a função de acoplar os terminais dos extensômetros ao circuito de condicionamento de sinais. São 4 os terminais: alimentação da Ponte de *Wheatstone*, referência (GND) e dois para captar a diferença de potencial produzida pelos extensômetros.

O bloco 2 é o circuito de alimentação do circuito. Caso seja invertida a alimentação de entrada, existem dois diodos que servem para proteger os circuitos, evitando a queima de algum componente, pois os diodos ficam polarizados inversamente. Para filtrar ruídos provenientes da fonte externa, foram inseridos capacitores de cerâmica de 100 nF e eletrolíticos de 220 uF. Neste bloco também estão contidos dois CIs LM723, que são reguladores de tensão de precisão, sendo um regulado em 5 V_{DC} e o outro em 2 V_{DC}. Estes reguladores são de baixa potência e alimentam apenas o PSoC (*Programmable System on Chip*), o microcontrolador e a Ponte de *Wheatstone*.

O bloco 3 tem a função de amplificar os pequenos níveis de tensão dos extensômetros em níveis desejados e adequados para as leituras dos mesmos pelo microcontrolador. Este bloco é constituído basicamente por duas partes, sendo uma delas um amplificador de instrumentação e a outra um amplificador de ganho programável (PGA).

O amplificador de instrumentação foi implementado com o circuito integrado INA129, da Burr-Brown, que possui três amplificadores operacionais. Este C.I. tem baixo consumo, ganho elevado, alto CMRR, sendo facilmente ajustável, na faixa de 1 a 10.000 V/V, através do resistor R11.

O amplificador de ganho programável (PGA) foi implementado com o circuito integrado PSoC (*Programmable System on Chip*) CY8C29466. Este C.I. possui diversos blocos digitais e 12 blocos analógicos, sendo 4 reservados para amplificadores. Na Figura 4.11 é apresentado o diagrama de um PGA do C.I. mencionado. Toda a programação do PSoC foi feita através de um compilador C, fornecido pela *Cypress*.

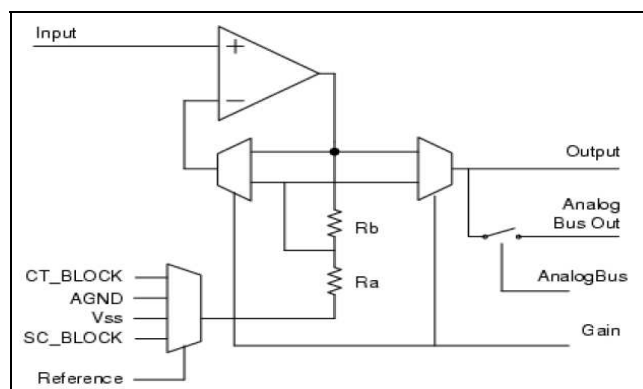


Figura 4.11 - Esquema do PGA do PSoC.

No bloco 3 está também inserido o circuito integrado LF353, que é configurado como um seguidor de tensão, pois, quando existir a necessidade de uma tensão externa para zerar algum nível de *offset*, o mesmo exercerá o papel de *buffer*, desacoplando o bloco 4 do amplificador de instrumentação.

O bloco 4 é um conector onde se faz a escolha da referência do amplificador de instrumentação, pois, dependendo do caso, a referência pode ser o próprio GND ou, se houver necessidade, um nível de tensão externo.

4.1.4 Circuitos de Interfaceamento

Foram implementados dois circuitos de interfaceamento: um utilizando um microcontrolador, como principal componente, e o outro construído com uma placa de aquisição de dados e o programa LabVIEW, da National Instruments. Os resultados das medições de força efetuadas com o dinamômetro podem ser visualizadas em um *display* digital ou na tela de um computador.

4.1.5 Circuito de interfaceamento com microcontrolador

O diagrama do circuito de interfaceamento, composto por um circuito de alimentação, um microcontrolador e um *display*, é mostrado na Figura 4.12.

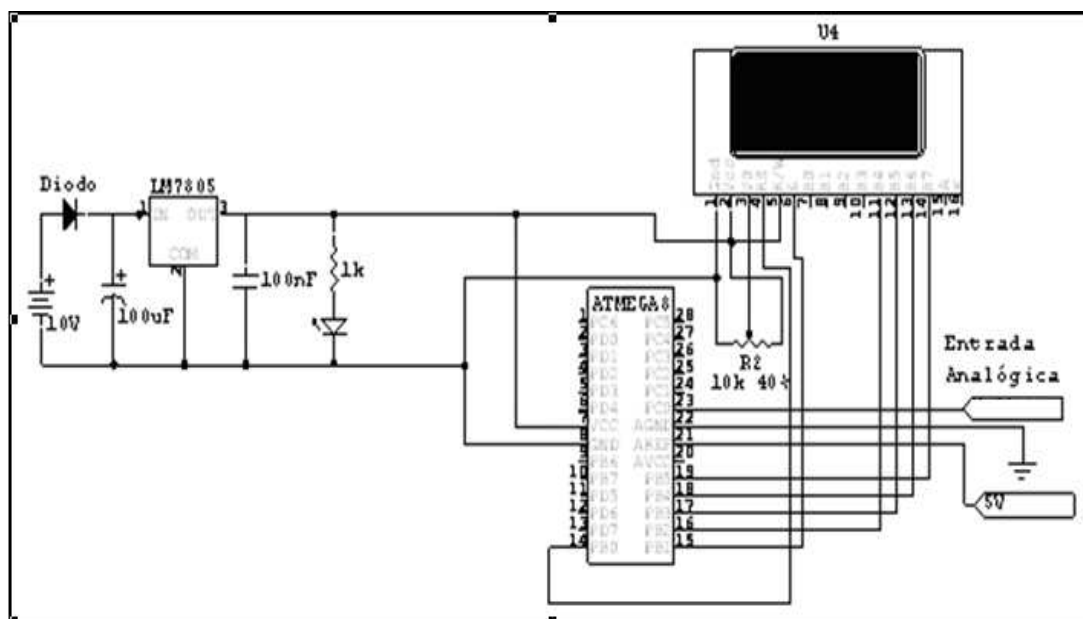


Figura 4.12 - Circuito de interfaceamento.

O circuito de alimentação é constituído pelo regulador de tensão positiva de 5 V, LM7805, um diodo de proteção e capacitores, estes visando diminuir o efeito de ruídos.

Através do microcontrolador ATMEGA8, da ATMEL, se realiza a conversão A/D do sinal analógico produzido na saída do circuito de condicionamento de sinais, e a comunicação com o *display* digital de cristal líquido.

O ATMEL ATMEGA8 é um microcontrolador CMOS de baixa potência, de 8 bits e arquitetura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*). É capaz de executar instruções poderosas em um único ciclo de *clock*. Todos os registradores são conectados diretamente à unidade lógica e aritmética (ULA), possibilitando que dois registradores independentes sejam acessados em uma única instrução, em um ciclo de *clock*. A arquitetura resultante é mais eficiente na sua codificação, realizando processamentos até dez vezes mais rápidos que os microcontroladores convencionais com arquitetura CISC (*Complex Instruction Set Computer*).

O dispositivo usa a tecnologia da ATMEL de memória não volátil de alta densidade. A memória integrada *flash* programável possibilita reprogramar a memória internamente por uma interface serial (SPI) ou por um programador de memória convencional não-volátil, combinando uma CPU avançada de 8-bits, da arquitetura RISC, com uma memória *flash* programável em um *chip* monolítico. O ATMEGA8 é um microcontrolador que pode prover soluções flexíveis levando em conta baixos custos e eficiência no controle de aplicações. O

ATMEL ATMEGA8 oferece uma vasta compatibilidade de programas e ferramentas de desenvolvimento de sistemas, dentre os quais se encontram compiladores C, macro *assemblers*, programas simuladores, emuladores internos e *kits* de avaliação.

Foi utilizado um *clock* interno de 8 MHz. Com esta frequência, pode-se conseguir velocidades altíssimas de processamento, considerando que o ATMEGA8 é capaz de alcançar 1 MIPS (um milhão de instruções por segundo). Isto gera 8 milhões de instruções por segundo.

Na Figura 4.13 é mostrada uma foto da placa onde foi montado o circuito de condicionamento de sinais e o de interfaceamento.

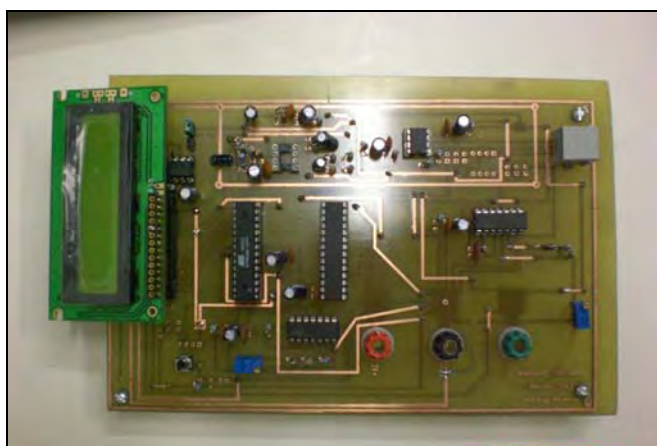


Figura 4.13- Foto do circuito de condicionamento de sinais e interfaceamento.

4.1.6 Circuito de interfaceamento com placa de aquisição de dados

Utilizou-se uma placa 6025-E da *National Instruments*. Esta placa possui recursos funcionais para aquisição de dados de sensores. Para gerenciar o funcionamento deste circuito de interfaceamento, utilizou-se o programa LabVIEW. Este programa possibilita que o programador utilize ferramentas gráficas, ou seja, programação em blocos, que torna o programa de fácil compreensão, de forma a incentivar a programação em seu ambiente.

A placa pode ser configurada para operar com canais de entrada e saída que trabalham com sinais analógicos e digitais, além de ser possível configurar a taxa de amostragem e os valores máximos de tensão suportados pelos canais. Após a configuração dos canais, os programas podem ser desenvolvidos com o uso de estruturas em laço, ferramentas matemáticas, além de confecção de telas gráficas e outras formas, para facilitar a visualização dos dados e/ou resultados pelo usuário do programa. Os dados também podem ser armazenados em memória, visando posterior análise.

4.1.7 Banco de Dados

Foi desenvolvido um banco de dados, com ferramentas do programa LabVIEW (*National Instruments*, EUA), onde são armazenados os dados dos pacientes, profissionais, avaliadores e os resultados dos testes de avaliação de forças exercidas pelas mãos de pacientes.

Foram criadas telas gráficas amigáveis visando facilitar para os médicos e terapeutas o trabalho de avaliação e análise dos resultados.

CAPÍTULO 5

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são descritos os resultados obtidos na caracterização do dinamômetro biomédico implementado e as telas construídas com a finalidade de apresentar para o profissional de saúde os resultados de testes funcionais.

5.1 CARACTERIZAÇÃO DO DINAMÔMETRO

A calibração estática do dinamômetro foi realizada aplicando-se pesos conhecidos, inicialmente em ordem crescente, e depois em ordem decrescente de pesos, na faixa de 0 a 500 N. Os pesos foram medidos com uma balança de precisão Marte, modelo AS500C, com carga máxima de 5 kg e resolução de 0,01 g e com uma balança Toledo, com carga máxima de 25 kg e resolução de 5 g. As medidas foram ajustadas para unidades de força, multiplicando pelo valor da aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$). Para cada peso foram realizadas três medições com o dinamômetro.

Na Figura 5.1 são apresentadas as respostas do dinamômetro para pesos crescentes, decrescentes e a curva média. Os valores foram lidos no *display* digital do equipamento. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se cinco segundos e depois se adquiria o valor. Observa-se que a resposta é linear e com histerese diminuta. O coeficiente de determinação é de 0,9999 e a histerese é de 0,79%. A sensibilidade do sistema é 7,0 mV/N.

A resolução do dinamômetro é limitada pela resolução do conversor A/D do microcontrolador utilizado que é de 10 *bits*. Como o fundo de escala de escala é 5 V, a resolução é de $5\text{V}/1023=4,89 \text{ mV}$. Portanto, a resolução do dinamômetro é de 0,70 N.

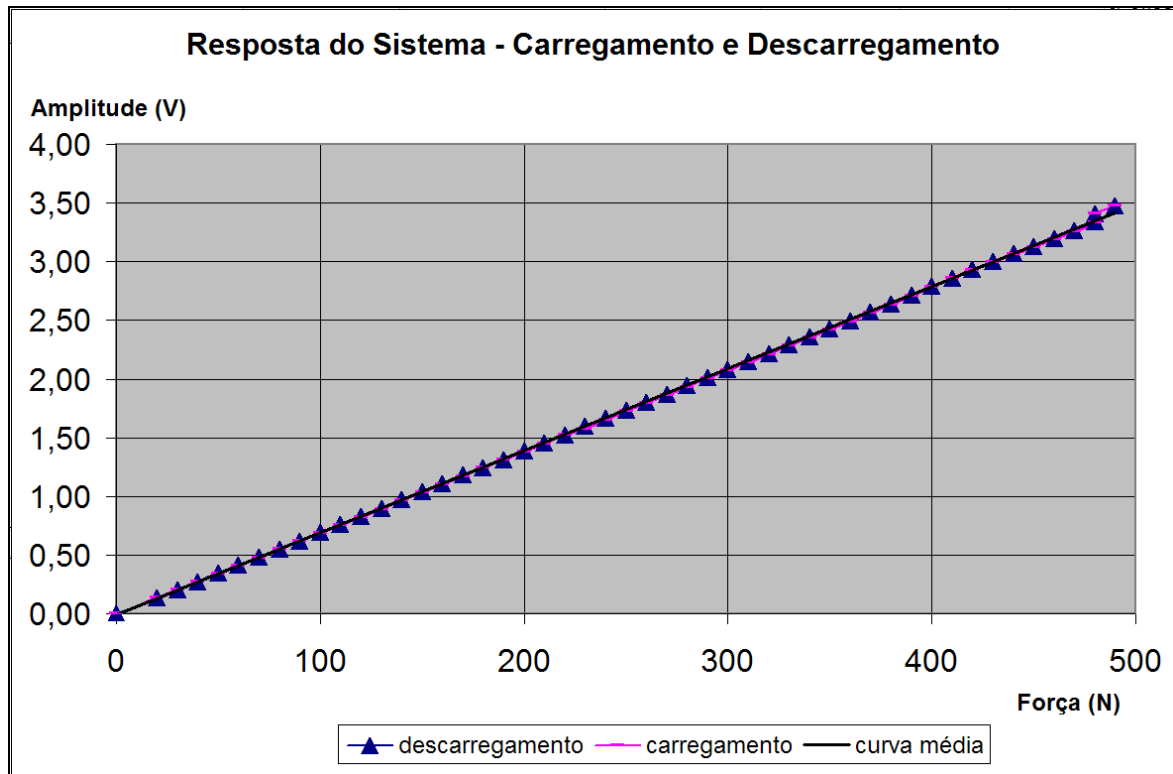


Figura 5.1 – Resposta do dinamômetro.

A curva resposta do dinamômetro pode ser representada pelas equações 5.1 e 5.2:

$$Y = 0,007X - 0,0187 \text{ (carregamento)} \quad (5.1)$$

$$Y = 0,007X - 0,012 \text{ (descarregamento)} \quad (5.2),$$

Nas quais X é dado em Volts e Y em Newton.

Na Figura 5.2 são apresentados resultados do experimento realizado para se determinar a precisão do dinamômetro. Na Figura aparecem apenas dois pontos, situados muito próximos. A precisão do equipamento na medição da força de 146,7 N foi de 0,54 %.

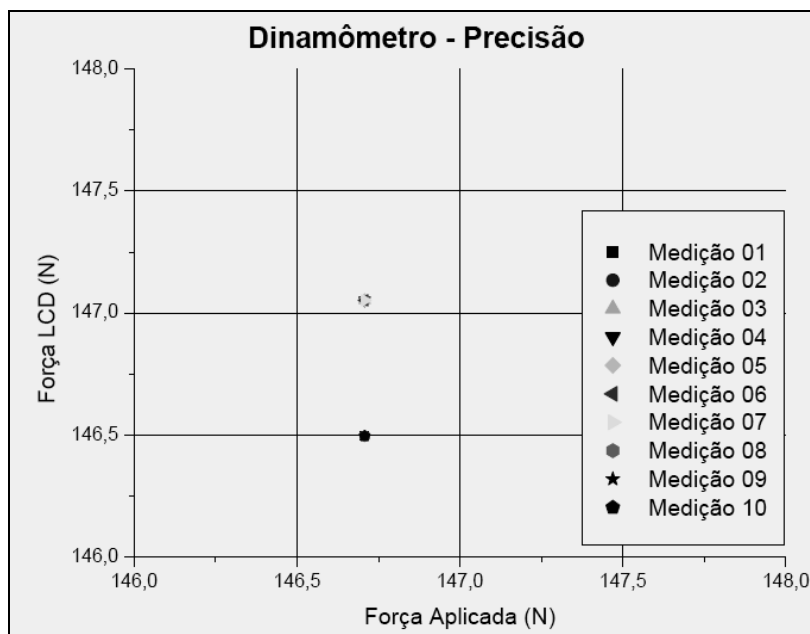


Figura 5.2 - Determinação da precisão do dinamômetro.

5.2 PROGRAMA DE TESTE DE FORÇA MUSCULAR (PROTEFORM)

Foi desenvolvido em LabVIEW um programa denominado de Programa de Teste de Força Muscular (PROTEFORM). Através deste programa o profissional de saúde pode cadastrar pacientes, realizar avaliações, gravar os testes de avaliação realizados, registrar como varia a força exercida em função do tempo, registrar a evolução do tratamento e do desempenho do paciente.

A primeira tela do programa desenvolvido é um *menu* de opções que fornece os seguintes *links* para acessar o programa:

- Cadastro do paciente;
- Busca (por meio deste recurso pode-se realizar a busca do nome de determinado paciente);
- Exames (pode-se realizar as avaliações propostas);
- Relatórios (para resgatar avaliações já realizadas com determinados pacientes);
- Evolução (armazena os valores da força muscular exercida pelo paciente).

Na Figura 5.3 é apresentada a primeira tela do programa PROTEFORM.

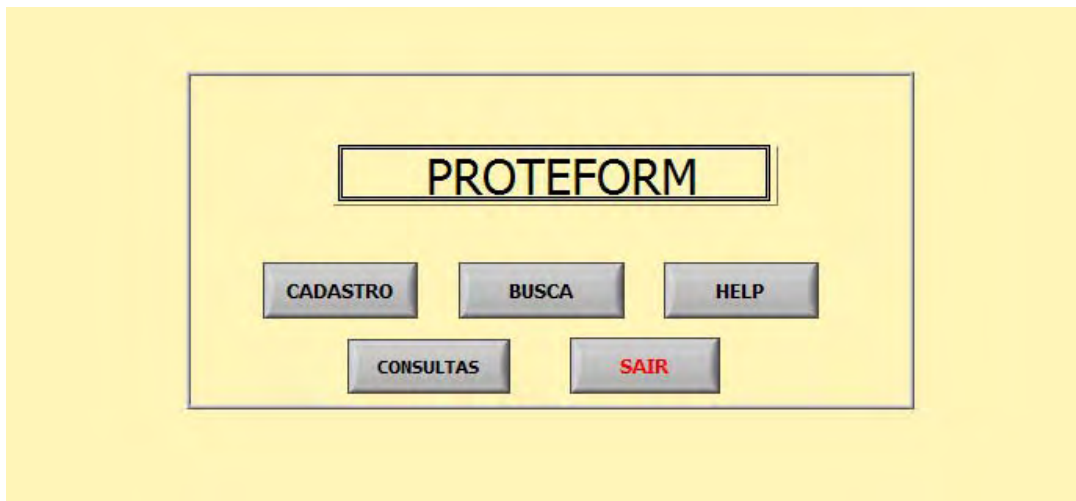


Figura 5.3 - Tela principal do programa.

5.2.1 Tela de cadastro e busca de pacientes

Esta tela possui as informações pessoais dos pacientes e tem como finalidade cadastrar o paciente, coletar dados, histórico e estabelecer metas. O profissional tem as seguintes funções disponibilizadas no programa:

- Cadastramento do paciente;
- Inclusão, alteração e exclusão de pacientes;
- Inclusão, alteração e exclusão de patologias.

A tela principal de cadastro de pacientes é mostrada na Figura 5.4.

Figura 5.4- Tela de cadastro de pacientes.

Na Figura 5.5 é apresentada a tela de busca de um paciente, anteriormente cadastrado, que pode ser solicitada a partir do *menu* inicial.

Figura 5.5 - Tela de busca de paciente cadastrado.

Na Figura 5.6 é apresentada uma tela denominada Exame, através da qual o profissional de saúde inicia o teste de avaliação da força de preensão ou de provas e funções.

DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DAS MÃOS

de até 5 s. Este tempo é adequado, não havendo risco da musculatura entrar em processo de fadiga, conforme estudos já realizados pela Fisiologia.

Nesta tela é também apresentada a força média exercida pela mão do paciente no período mencionado.

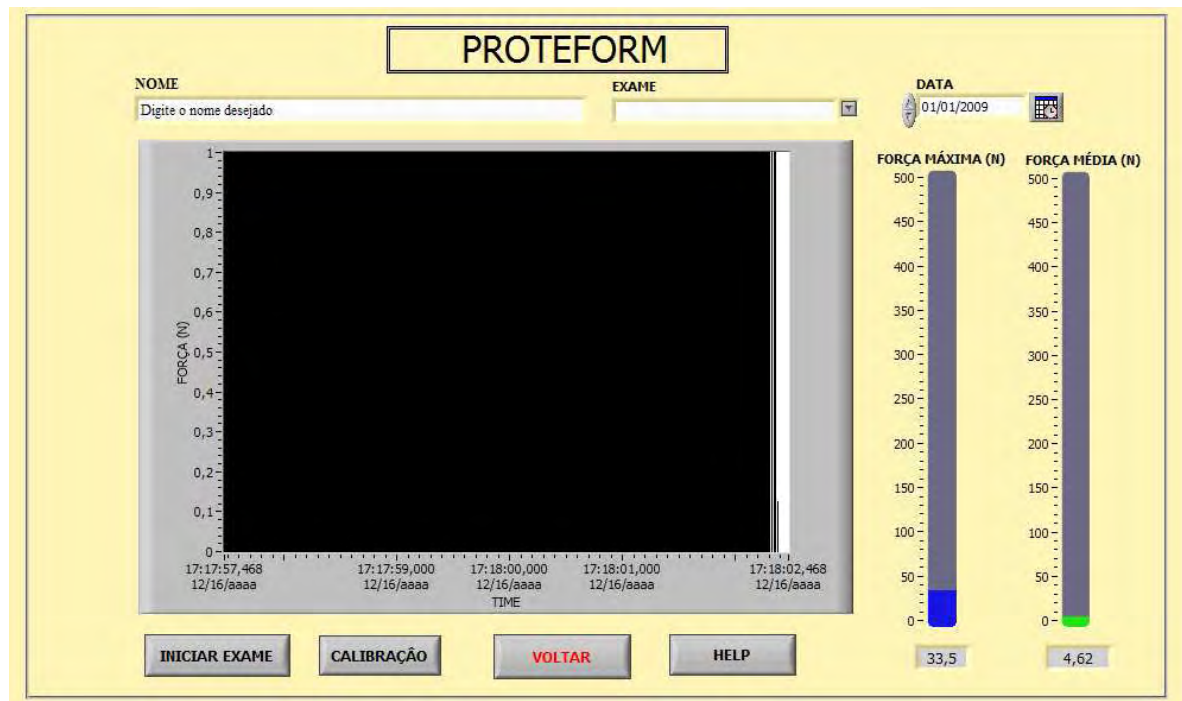


Figura 5.6 - Tela de exames de testes de força muscular com força máxima e média.

Através da tela ilustrada na Figura 5.7, o profissional de saúde pode escolher o tipo de força a ser avaliada, havendo opções de escolha para os exames da flexão da articulação metacarpo falangeana e músculos lumbricais, flexores profundos dos dedos, oponência do polegar, pinçamento amplo e preensão palmar. Para esta finalidade, deve-se conectar no dinamômetro os respectivos moldes conforme a opção escolhida.



Figura 5.7 - Tela de exame com menu de opções.

5.2.3 Tela para avaliação da evolução do estado do paciente

Nesta tela são mostrados dados referentes aos testes de avaliação já realizados pelo paciente. Os avaliadores poderão buscá-los e verificar os níveis de força durante os exames, assim como as datas das avaliações. A tela que mostra a evolução do estado do paciente está ilustrada na Figura 5.8.

PROTEFORM

QUADRO DE EVOLUÇÃO DO PACIENTE

NOME DO PACIENTE:

EXAME:

EVOLUÇÃO DO PACIENTE	
DATA	FORÇA MÁXIMA (N)

Figura 5.8 - Tela de evolução do estado do paciente.

Utilizando a placa de aquisição de dados e o programa PROTEFORM, o dinamômetro foi submetido a uma força exercida pelo peso de uma anilha de musculação de 4,9 kg. Na Figura 5.9 é mostrado como varia a força aplicada pela anilha em função do tempo. Conforme se pode observar, o registro foi iniciado antes da aplicação da força no dinamômetro. Na Figura 5.10 é mostrado como o resultado deste teste foi apresentado na tela Exame.

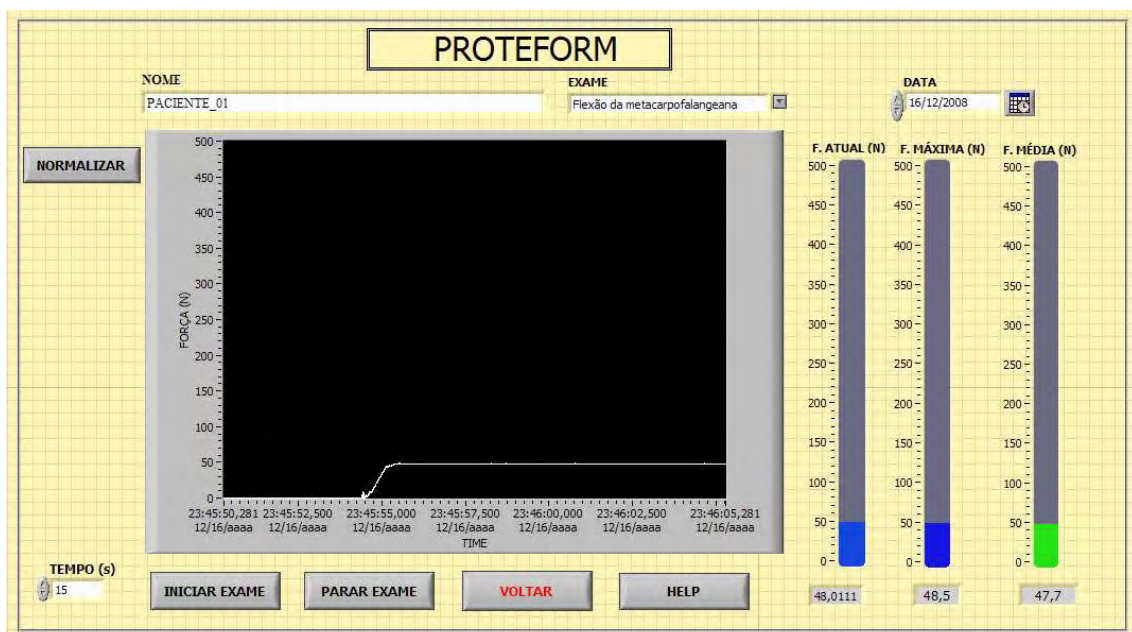


Figura 5.9-Dinamômetro submetido a uma força peso de uma anilha de 4,9 kg.

The screenshot displays the PROTEFORM software interface. At the top, the title 'PROTEFORM' is centered in a box. Below it, the main heading 'QUADRO DE EVOLUÇÃO DO PACIENTE' is centered. The interface is divided into three main sections. On the left, there is a form for patient information with two fields: 'NOME DO PACIENTE' containing 'PACIENTE_01' and 'EXAME' with a dropdown menu showing 'Flexão da metacarpofalangeana'. Below these fields are three buttons: 'VISUALIZAR', 'VOLTAR' (in red), and 'HELP'. On the right, there is a table titled 'EVOLUÇÃO DO PACIENTE' with two columns: 'DATA' and 'FORÇA MÁXIMA (N)'. The first row of the table contains the date '16 12 2008' and the value '48,734374'. The table has several empty rows below it, and a vertical scrollbar is visible on the right side of the table.

DATA	FORÇA MÁXIMA (N)
16 12 2008	48,734374

Figura 5.10- Demonstração do armazenamento de dados com data e valor da força da anilha.

Em relação ao dinamômetro foi escrito um artigo e apresentado no 21º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA – CBEB citado no anexo A, onde foi apresentado apenas os métodos e técnicas de construção e avaliação.

CAPÍTULO 6

6 CONCLUSÕES

Foi implementado um dinamômetro biomédico com o objetivo de contribuir para o aprimoramento do diagnóstico de pacientes com lesões nas mãos.

A estrutura mecânica do equipamento é adequada às condições da anatomia, topografia e antropometria das mãos.

O desenvolvimento deste equipamento é inédito no que diz respeito aos moldes para os testes, que o torna aplicável para a medição de forças exercidas por diferentes músculos da mão. Para a construção destes moldes, foram realizados estudos sobre estruturas anatômicas e topográficas das mãos de vários pacientes. Importantes aplicações do dinamômetro implementado são os testes de flexão do polegar e medições de forças de preensão com grande amplitude articular.

A resposta linear do dinamômetro, com histerese desprezível, está de acordo com a teoria dos extensômetros metálicos.

O microcontrolador utilizado possibilitou versatilidade ao dinamômetro. Através dele, forças exercidas pelos pacientes podem ser medidas diretamente em Newtons, em um *display* digital ou na tela de um computador.

O instrumento possui precisão de 0,54%, resolução de 0,70 N e faixa dinâmica de 500 N, o que o torna adequado para avaliação de forças exercidas por diferentes músculos da mão, como os lumbricais, oponente do polegar, flexores profundos dos dedos, flexores superficiais dos dedos e flexores do polegar.

Através de um programa, desenvolvido em LabVIEW, criou-se telas amigáveis, havendo possibilidade de armazenar, na memória de um computador, os resultados de testes de avaliação realizados em pacientes. Com o equipamento, o profissional de saúde pode cadastrar os pacientes, obter facilmente informações relativas aos exames de avaliação realizados e verificar se as terapias utilizadas estão sendo eficazes no tratamento dos pacientes.

Devido as suas características mecânicas e eletrônicas, o dinamômetro implementado possibilita medir forças de preensão com precisão, podendo ser usado com vantagem em relação aos equipamentos atualmente disponíveis no mercado.

Assim sendo, espera-se que este trabalho possa contribuir para o aprimoramento da avaliação de pacientes com patologias e seqüelas nas mãos.

REFERÊNCIAS

BALOGUM, J. A. et al. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 72, p. 280-283, 1991.

BELYAEV, N. M. **Strength of materials**. Moscou: Mir Publishers, 1979. p. 445-447.

BLACKWELL, J. R. et al. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. **Applied Ergonomics**, Maryland Heights, v. 30, p. 401-406, 1999.

CAPORRINO, F. A. et al. Estudo populacional da força de preensão palmar com o Dinamômetro Jamar. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 11, p. 258-260, 1998.

CARLO, M.M.R.P.; BARTALOTTI, C.C. **Terapia Ocupacional no Brasil: fundamentos e perspectivas**. São Paulo: Plexus, 2001.

CASTAÑEDA, L. D. R. **Las manos**. Santiago: Santos, 1997.

CHERN J.; YANG S.; WU C. (2006). whole-body reaching as a measure of dynamic balance in patients with stroke. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Indianapolis, v. 85, p. 201-208, 2006.

DURWARD, B. R. et al. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

FARIA, U. C. **Monitoramento informatizado de forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes**. 2001. 101 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2001.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HOPPENFELD, S. et al. **Propedêutica ortopédica coluna e extremidades**. São Paulo: Ateneu, 1993.

KYOWA SENSOR SYSTEM SOLUTIONS LTD. Disponível em: <http://www.kyowa-ei.co.jp/english/index_e.htm>. Acesso em: 30 abr. 2008.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1990.

LEAKEY, R. E. **A evolução da humanidade**. São Paulo: Editora Universal de Brasília, 1981.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

MAGEE, D. J. **Disfunção musculoesquelética**. 3. ed São Paulo: Manole, 2002.

MOREIRA, D. et al. Estudo sobre a realização da preensão palmar com a utilização do dinamômetro: considerações anatômicas e cinesiológicas. **Fisioterapia Brasil**, Brasília, v. 2, n. 5, p. 295-300, 2001.

NAPIER, J. The prehensile movements of human hand. **The journal of Bone and Joint Surgery**, Needham, v. 38, p. 902-913, 1956.

ROHEN, J. W.; YOKOCHI, C. **Anatomia humana**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1993.

SANCHES, M. A. A. **Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes**. 2007. 116 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SANDE, L. A. P.; COURY, H. J. C. G. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 5, n. 2. p. 71-82, 1998.

SILVA, G. J. **Implementações de sensores para aplicações industriais e biomédicas**. 2004. 106 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2004.

TERAOKA, T. Studies on the peculiarity of grip strength in relation to body positions and aging. **Kobe Journal of Medical Science**, Kobe, v. 25, p. 1-117, 1979.

TIMOSHENKO, S. P. **Resistência dos materiais**. Rio de Janeiro : Livros Técnicos e Científicos, 1978. vol. 1.

TIMOSHENKO, S. P.; GERE, J. E. **Mecânica dos sólidos**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1994. vol. 1

UMPHRED, DARCY A. **Fisioterapia neurológica**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1994.

GLOSSÁRIO

Abdução	Movimento do corpo humano para abrir e ganhar amplitude.
Acometimento	Relativo a atacar, investir.
Anamnese	Entrevista inicial que o profissional realiza com o paciente no momento da primeira avaliação.
Anatômicas	Condição em que um objeto é exposto para que o segmento corporal se posicione corretamente proporcionando conforto.
Anatomo articular	Anatomia da articulação
Antagonista	Que possui funcionalidade contrária ao músculo agonista, ou seja, permanece relaxado enquanto o agonista está contraído.
Antropometria	Medidas humanas
Atividade da vida diária	Atividades relacionadas a higiene pessoal, alimentação e vestuário.
Bidigitais	Atividade de encontro de dois dedos.
Biomecânica	É o estudo da mecânica dos organismos vivos..
Cápsula fibrosa	Material que reveste uma articulação.
Carpo	Região inferior da mão formada por ossos e conjunto.
Circundução	Movimento circular que algumas estruturas do corpo humano realizam.
Contrátil	Ato de contração do músculo.
Corredeira palmar	Região anatômica da mão.
Diafragma	Peça metálica capaz de perceber uma variação de força no aplicador.
Dinamômetro	Equipamento utilizado por profissionais da saúde destinado a teste de força muscular, preensão palmar.
Dinamometria	Exame para testar a força exercida pela mão.
Elasticidade	Propriedade dos corpos de voltar à forma inicial.
Eminência tênar	Região específica da mão situada na face palmar

Empunhaduras	Região de contato das mãos no objeto, formada ao objeto para a mão se posicionar em um contato adequando.
Engastado	Embutido.
Ereto	Coisas ou animais que se encontram numa posição vertical.
Esforço Axial	Força aplicada no eixo.
Espasticidade	Perda da movimentação seletiva.
Espasticidade Muscular	Perda da movimentação muscular.
Extensômetro	Sensores capazes de captar deformações em estruturas.
Exteroceptores	Receptores à distância, como o são vista e o ouvido.
Extrínseco	Situado na parte de fora de algo (mão).
Falanges	São os ossos que formam os dedos das mãos e pés dos vertebrados.
Fator de segurança	Valor numérico que diz o nível de segurança de resposta. Quanto mais próximo do 1 o fator de segurança será mais alto, sendo o reverso do 0.
Feixes musculares	Pequenos filamentos dos músculos.
Fibra tendinosa	Filamentos esbranquiçados que inserem os músculos nos ossos.
Fisiologia	Ramo da biologia que estuda as múltiplas funções mecânicas, físicas e bioquímicas nos seres vivos. De uma forma mais sintética, a fisiologia estuda o funcionamento do organismo.
Forças de Cisalhamento	Componente tangencial da força que age sobre a superfície.
Força preensora	Força exercida para prender algo.
Funcional	Que possui função.
Hemiplegia	Disfunção funcional que paralisa um lado do corpo, ocasionando um déficit sensorial e motor, podendo ocorrer outros sintomas incapacitantes, como afasia, disartria e defeitos do campo visual com comprometimento mental e intelectual.
Hemiplégico	Indivíduo que teve perda completa ou severa da função motora em um lado do corpo.
Hipotênar	Região da palma da mão.
Hominídeo	Espécie vivente na Terra durante o período pré-histórico.
Intrínseca	Dentro de alguma coisa, musculatura intrínseca da mão (dentro da mão).
Inércia	Propriedade física da matéria

Isotônico	Obtido através da contração muscular e movimento articular.
Isométrico	Obtido através da contração muscular apenas.
Lítico	De pedra, geralmente artefato criado na pré-história.
Loja palmar	Região dos músculos flexores e tendões da palma da mão
Materiais Isotrópicos	Materiais que apresenta as mesmas propriedades físicas em todas as direções.
Metacarpo	Ossos da mão.
Momento de Inércia	O Fornece uma medida de como a massa de um corpo está distribuída ao redor de um eixo de rotação.
Patologias	Parte da Medicina que estuda as doenças, seus sintomas e natureza das modificações que elas provocam no organismo.
Piezoresistivos	Material que quando dilatado ou contraído varia a resistência elétrica.
Pluridigitais	Envolve vários dedos.
Proprioceptiva	Sensação dada aos músculos articulações e tendões.
Proprioceptivo	Parte do sistema sensorio-motor com órgãos sensitivos que se utilizam da via sensorial, conjunto de neurônios sensoriais disparados em série, para desencadeamento do ato motor.
Resistividade	Resistência específica de uma substância condutora de eletricidade, ou seja, a resistência de um corpo (constituído por essa substância) cujo comprimento é igual à unidade, de seção reta uniforme e com área unitária.
Sensor	É um dispositivo tecnológico ou órgão biológico que detecta, ou sente um sinal ou condição física e compostos químicos.
Sessamóides	Ossos da mão.
Sentido Longitudinal	O mesmo sentido do eixo de referência.
Strain Gage	Fios que variam a resistência ao sofrer uma deformação.
Tensão de Escoamento	Limite até onde o material pode deformar e retornar ao estado inicial.
Tensão Máxima Admissível	Limite de escoamento.
Tensão Normal	Tensão em relação eixo em questão.
Terapeuta Ocupacional	Profissional da reabilitação física, mental e social.
Teste sensitivo	Teste realizado para observar a sensibilidade.
Transdutores Capacitivos	Transforma uma força em capacitância.

Transdutores Piezoelétricos	Transforma uma força em nível de tensão.
Transdutores Resistivos	Transforma uma força em resistência.
Tubérculo do escafoíde	Proeminência óssea do osso escafoíde.

ANEXO A

ANEXO A

DINAMÔMETRO BIOMÉDICO PARA MEDIÇÃO DA FORÇA DA PRENSÃO¹

Elcio Alteris dos Santos

Abstract: *The test of grip's hands strength is to detect any problems and record the general conditions of the patient's strength. The use of sensors in rehabilitation is extremely important to get data, results, evolution and how to solve treatment for patients. The biomedical dynamometer assesses the grip's hands strength and in this work was developed a new dynamometer with unprecedented way for improvement of the sciences health. Also been shown the signal conditional circuit and the data interface, so that the collected measures by the sensors can be presented in a display and computer's screens. The main purposes is the data storage of the patient's hands strength for the possibility of compare and create strategies for the better treatment and best results.*

Palavras-chave: Mãos. Strain gage. Dinamômetro. Moldes.

Introdução

Devido à capacidade de executar inúmeras ações e graças ao seu papel funcional, a mão é um importante utensílio no que se diz respeito à preensão, movimentos, ações e atos gestuais. A mão proporciona ao homem inúmeras ações dentre elas a função de AVD (atividades da vida diária) tais como: alimentação, higiene, vestuário e ações de AVP (atividades da vida prática) específicas como: dirigir um automóvel, escrever, etc. É um órgão complexo com diversas finalidades: como órgão preênsil é capaz tanto de imprimir forças, como segurar e manipular objetos delicados; como órgão tátil relaciona o organismo com o meio ambiente; e possui ainda grande importância na comunicação verbal.

A força de preensão não é simplesmente uma medida da força da mão ou mesmo limitada à avaliação do membro superior. Ela tem muitas aplicações clínicas diferentes, sendo utilizada, por exemplo, como um indicador da força total do corpo, e neste sentido é empregada em testes de aptidão física [1]. Para a realização de testes de força o dinamômetro biomédico é utilizado com a finalidade de registrar e comparar a evolução de pacientes com lesões no sistema nervoso central e periférico que acometem a mão.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma estrutura mecânica de um novo dinamômetro biomédico com moldes inéditos que podem testar diversos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão de forma isolada, assim, apresenta grande vantagem em relação aos outros equipamentos existentes que não oferecem exames quantitativos importantes para

¹ Artigo publicado no 21. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, de 16 a 20 de novembro de 2008, na cidade de Salvador, BA.

terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas. Desta forma com um equipamento versátil e inédito em relação aos testes de força muscular, funcionais e de preensão, será de grande valia para hospitais, clínicas e centros de reabilitação.

Portanto o objetivo proposto desta pesquisa foi a implementação de um equipamento que pudesse contribuir e melhorar o desempenho e os resultados de testes de avaliação da força preensora, visando aprimorar a avaliação de pacientes com problemas na mão.

Materiais e Métodos

A posição da mão é muito importante para avaliar aspectos como o posicionamento, força e testes funcionais. A posição funcional da mão em estado normal é caracterizada pelo punho em ângulo de vinte graus de flexão dorsal com a articulação metacarpofalangeana a quarenta e cinco graus de flexão e as interfalangeanas distais permanecendo em vinte graus [2]. Formam-se assim, o arco longitudinal da mão, o arco transversal proximal e o arco distal que facilitam o processo de preensão. Os arcos foram utilizados para projetar o dinamômetro biomédico (Figura 1).

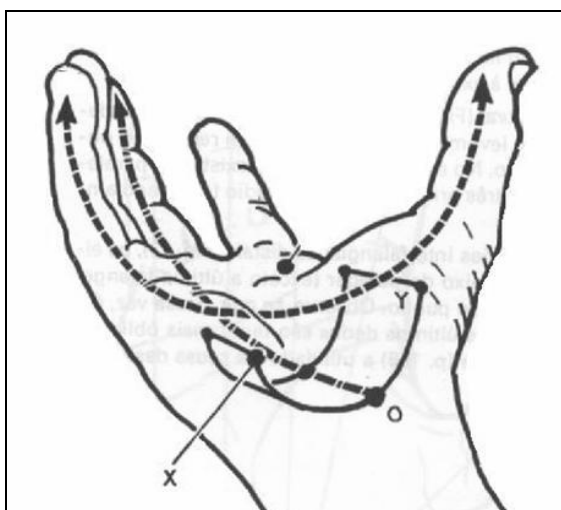


Figura 1: Arcos palmares.

A estrutura mecânica do dinamômetro biomédico foi projetada para dar suporte aos aspectos biomecânicos da mão, assim, utilizou-se um anel dinamométrico com extensômetros para captar os esforços da mão. Na figura 2 pode-se observar o anel dinamométrico submetido a um esforço F , com uma largura representada por a , um raio definido por R e a espessura definida por e , pode-se ver também a configuração de extensômetros colados na parte interna do anel que formam uma ponte completa de *wheatstone*, que garante uma melhor sensibilidade.

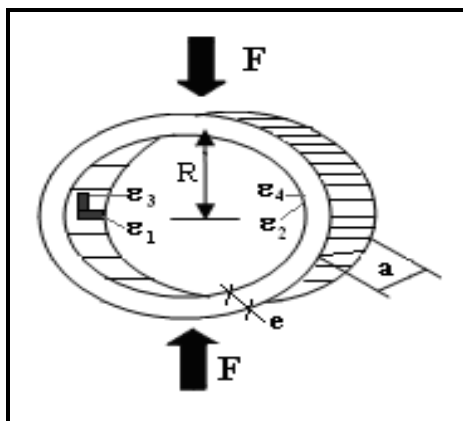


Figura 2: Anel dinamométrico

Esses parâmetros foram escolhidos para que o projeto pudesse responder de acordo com as características, propriedades do material e força aplicada pelo paciente, portanto a força aplicada foi definida com 300 N, a largura 20 mm e um raio interno de 11,5 mm. Com esses aspectos definidos foi possível encontrar a espessura do material e permitir que o mesmo permanecesse na região de proporcionalidade, ou seja, retornando nas condições iniciais para não danificar o extensômetro [3]. A equação 1 foi utilizada para obter a espessura do anel dinamométrico onde a tensão máxima é expressa por:

$$\sigma_{\max} = \frac{F_3}{2ae} \left[\frac{6R_0}{e} \left(1 - \frac{2}{\pi} \right) + 1 \right] \quad (1)$$

O dinamômetro foi projetado para mãos de pacientes com idades superiores á 12 anos. Este equipamento pode ser utilizado em diversas patologias que acometem o membro superior. O equipamento é constituído basicamente por duas partes, sendo uma superior e outra inferior.

A parte superior é composta por duas barras unidas por um anel dinamométrico, pois justamente na parte interna deste anel foram colados os extensômetros. É uma peça única, que torna o dinamômetro mais leve e não acarreta perda de força em nenhuma outra parte, garantindo que o elemento sensor receba toda a força aplicada. O dinamômetro é visualizado na figura 3.

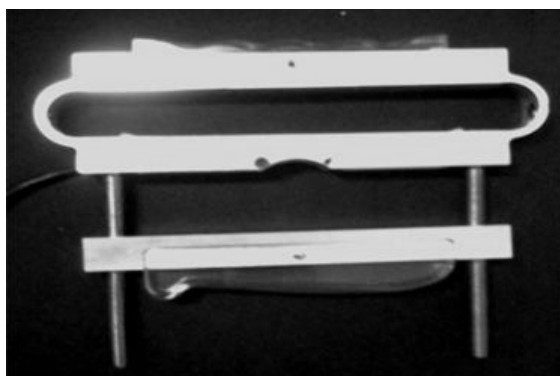


Figura 3: Dinamômetro biomédico

Na parte superior e inferior das plataformas são acoplados moldes específicos que torna o dinamômetro biomédico inédito em termos de testes funcionais e de preensão e ainda é possível o ajuste de tamanho. Todos os dinamômetros existentes no mercado só testam a força de aperto total ou de pinça, este equipamento se difere porque pode testar a força total, alguns músculos de forma isolada e quantificar os testes. Os moldes para teste da força de aperto são visualizados na figura 4.

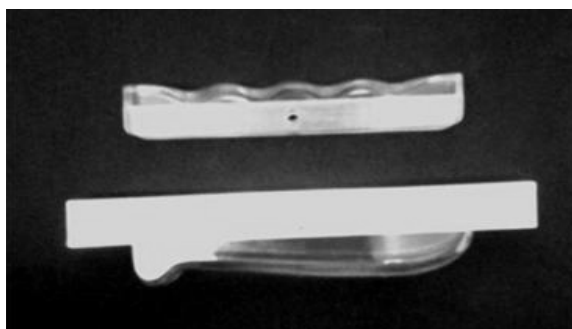


Figura 4: Moldes para teste de força de aperto

Os músculos que podem ser testados por meio dos moldes e por este equipamento são, os flexores da metacarpofalangeana como os músculos lumbricais, oponente do polegar, flexores profundos dos dedos, flexores superficiais dos dedos e flexores do polegar. Em avaliações funcionais pode-se testar a força de aperto total e pinças bi digitais, portanto é um equipamento versátil e preciso para avaliações funcionais e alguns testes de provas e funções na área de ortopedia.

Extensômetro: Para a escolha do extensômetro, levou-se em consideração a estrutura mecânica do dinamômetro, material do mesmo, tipo de deformação a ser captada dentre outros detalhes. Os extensômetros utilizados foram do modelo KFG-2-D16-11, da empresa Kyowa [4], apresenta formato biaxial tipo roseta e captam forças no eixo longitudinal e transversal, ilustrado na figura 5.

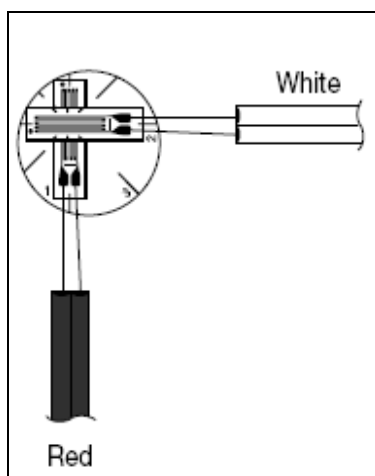


Figura 5: Extensômetro tipo roseta

Circuito de condicionamento de sinais: O circuito de condicionamento de sinais para os extensômetros é constituído essencialmente por estágios de alimentação, amplificação e filtragem, após este estágio foi implementado circuitos para interfaceamento de dados com microcontrolador ATMEGA8 da empresa ATMEL e com o *software* LabVIEW com resultados apresentados na tela de um computador como ilustra o diagrama de blocos da Figura 6.

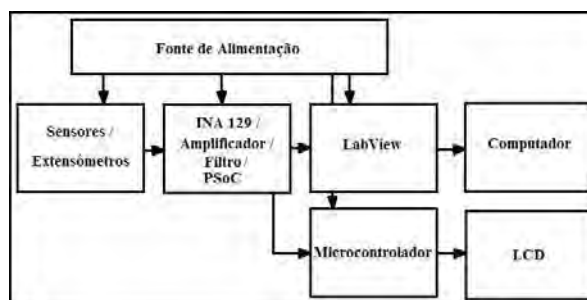


Figura 6: Diagrama de blocos

Ao aplicar uma força no dinamômetro há uma variação na resistência dos extensômetros que formam uma ponte de *Wheatstone*, portanto a ponte desbalanceada gera uma diferença de potencial e essa diferença é captada e amplificada por um amplificador de instrumentação INA 129 da *Burr-Brown*, logo após passa por um segundo estágio de amplificação em um componente PSoC (*Programmable System on Chip*) configurado para um amplificador com ganho programável (PGA), após este estágio o sinal é filtrado por um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem.

Interfaceamento de dados: O interfaceamento de dados foi feito com o microcontrolador ATMEGA8 [5] objetivando os resultados em um *display* de cristal liquido (LCD) e também foi realizada a interface com o *software* LabVIEW, onde os resultados são apresentados em um microcomputador para verificação e armazenamento dos dados do paciente.

O programa LabVIEW permite que o programador utilize ferramentas gráficas, ou seja, programação em blocos que deixa o programa com fácil compreensão.

Os sinais obtidos dos sensores que passam pelo circuito de condicionamento de sinais são conectados por meio dos bornes da placa de aquisição de dados 6025-E da *National Instruments*.

Neste *software*, a placa pode ser configurada para operar com canais de entrada e saída que trabalham com sinais analógicos ou digitais. Portanto foi desenvolvido em LabVIEW um programa denominado de Programa de Teste de Força Muscular (PROTEFORM). Este programa tem como finalidade cadastrar pacientes, realizar avaliações, gravar testes, verificar a força exercida e registrar a evolução do paciente, a tela de testes do paciente avalia a força máxima e a duração da força exercida em relação ao tempo e pode ser visualizada na figura 7.



Figura 7: Tela de teste

Caracterização do dinamômetro – Foram efetuadas medições de pesos conhecidos para a caracterização do dinamômetro. As massas dos corpos foram medidas com duas balanças eletrônicas. A primeira, de marca MARTE, modelo AS5500C, com carga máxima de 5000 gramas e resolução de 0,01 gramas. Ela foi utilizada para medir os corpos de 100 g, 250 g, 1 kg e 2 kg. A segunda balança é de marca TOLEDO, com carga máxima de 25 quilogramas e resolução de 5 gramas. Ela foi utilizada para medir os corpos de 5 kg e 10 kg.

Foram realizadas 3 medições com 17 objetos de pesos distintos no dinamômetro, em ordem crescente e, depois, em ordem decrescente de magnitude de pesos. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se cinco segundos e depois se adquiria o valor. Para se medir a precisão, foram realizadas 10 medições, em pequenos intervalos de tempo, com o mesmo peso. O peso escolhido foi 146,7 N, pois este é um valor intermediário na faixa de força medida pelo dinamômetro.

Resultados

Na Figura 8 é apresentada, no mesmo gráfico, a resposta do dinamômetro, no carregamento e no descarregamento, lida no mostrador digital do equipamento.

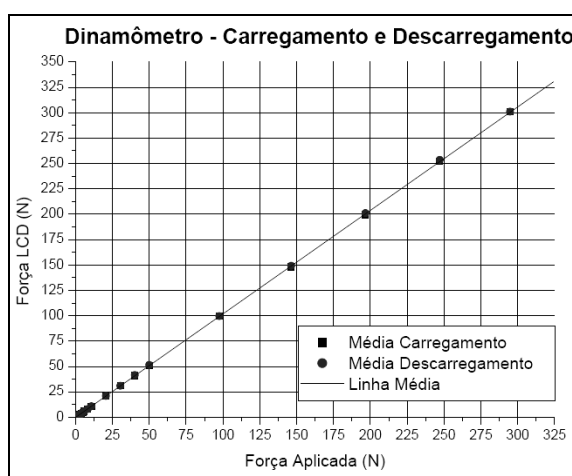


Figura 8: Respostas do dinamômetro.

Observa-se que a resposta do dinamômetro é linear. O coeficiente de determinação é de 0,99999. A histerese é desprezível.

Na Figura 9 são apresentados resultados do experimento realizado para se determinar a precisão do dinamômetro. Na Figura aparecem apenas dois pontos, situados muito próximos. A precisão do equipamento na medição da força de 146,7 N foi de 0,53621 %.

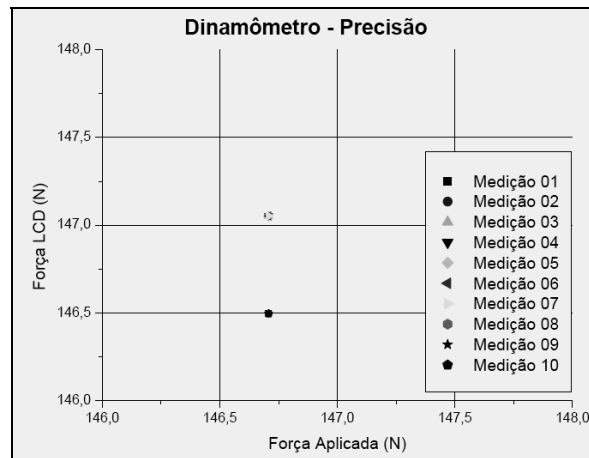


Figura 9: Determinação da precisão do dinamômetro

Tabela 1. Características estáticas do dinamômetro.

Características	
P (%)	0,53621
R	0,99999
S (N/N)	1,01954
RE (N)	0,558

P: Precisão

R: Coeficiente de Correlação

S: Sensibilidade

RE: Resolução

Na Figura 10 vê-se uma foto da aplicação prática do dinamômetro biomédico, onde é testada a força dos músculos flexores profundos que se inserem nas ultimas falanges dos dedos.

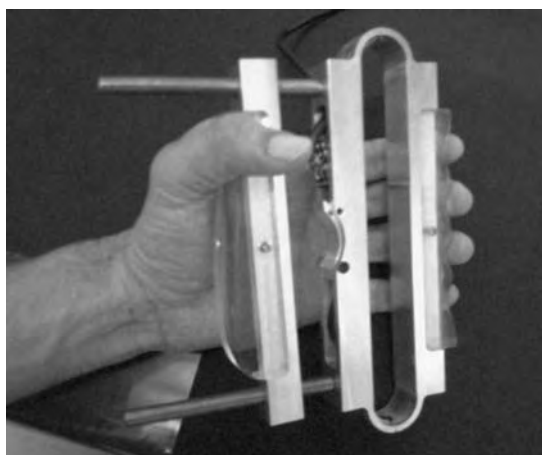


Figura 10: Aplicação prática com o dinamômetro

Conclusão

O desenvolvimento deste equipamento é inédito no que diz respeito aos moldes para os testes, que o torna aplicável para a medição de forças exercidas por diferentes músculos da mão. Para a concepção destes moldes foram realizados estudos sobre estruturas anatômicas e topográficas das mãos de vários pacientes.

Agradecimentos

Agradecimentos especiais ao meu orientador Aparecido Augusto de Carvalho e a CAPES pela bolsa cedida.

Referências

- [1] Balogum, J. A. et al. (1991) "Grip strength: effects of testing posture and elbow position." *Arch Phys, Medical Rehabilitation*, n. 72, p. 280-283.
- [2] Kapandji, I. A. (1990). "Fisiologia Articular.", 2 ed., São Paulo: Editora Manole Ltda.
- [3] Sanches, M. A. A. (2007). Sistema Microcontrolado para Medição de Forças na Região Plantar e nos Membros Superiores de Pacientes. Dissertação de mestrado. UNESP, Ilha Solteira - SP.
- [4] Kyowa, Sensor System Solutions. Disponível no site: http://www.kyowaei.co.jp/english/index_e.htm. Acesso em 2008.
- [5] Atmel Corporation. (s.l.: s.n., 2000). Disponível em <http://www.atmel.com>. Acessado em: 01 maio 2006.