

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Uma Luva Instrumentalizada para Tetraplégicos

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Maria Claudia Ferrari de
Castro e aprovada pela Comissão
juizadora em 28 / 02 / 96.

Alberto Oliveira
Orientador

Maria Claudia Ferrari de Castro

Campinas, Fevereiro de 1996

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
	F/UNICAMP
	C279L
V.	Et.
TEMPO BC/27	585
PRPG.	667,96
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	03/05/96
N.º CPD	

CM-00 087586-2

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

C279L Castro, Maria Claudia Ferrari de
Uma luva instrumentalizada para tetraplégicos / Maria
Claudia Ferrari de Castro.--Campinas, SP: [s.n.], 1996.

Orientador: Alberto Cliquet Júnior.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica.

1. Membros superiores. 2. Transdutores. 3. *Força de
preensão. I. Cliquet Júnior, Alberto. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica.
III. Título.

Dissertação apresentada à comissão julgadora da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, sob Orientação do Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr, como exigência parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica (Engenharia Biomédica),

COMISSÃO JULGADORA

Alberto Cliquet Jr.

FEE / UNICAMP / Orientador

Vera Maura Fernandes de Lima

FEE / UNICAMP

Sérgio Tonini Button

FEM / UNICAMP

À minha mãe, Maria Thereza,
pelo estímulo, compreensão e amor a
mim devotados, sem os quais este
trabalho não teria sido concluído.

AGRADECIMENTOS

São tantas as pessoas que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho, que peço desculpas antecipadamente se eu não der o destaque merecido a algumas delas.

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador Alberto Cliquet Jr. por ter acreditado no meu potencial, mesmo que por vezes parecesse o contrário. Na verdade, sua participação foi imprescindível para que eu tivesse a oportunidade de concretizar um grande sonho.

Aos docentes Vera Maura Fernandes de Lima, Sérgio Tonini Button e Donizete Honorato da Unicamp por terem aceito o convite para participar da comissão julgadora.

Aos docentes do Departamento de Engenharia Biomédica da Unicamp e professores credenciados, Cecília Amélia Carvalho Zavaglia, Eduardo Tavares Costa, José Wilson Magalhães Bassani, Lourenço Gallo Jr., Luiz Eduardo Barreto Martins, Renato M. E. Sabatini, Saide Jorge Calil, Sérgio Santos Mühlen, Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, que contribuíram para a minha formação.

Gostaria de deixar explícito o meu agradecimento aos funcionários do CEB e DEB pela boa vontade e paciência no atendimento às minhas solicitações, em especial a Alexandre Henrique Hermeni, Eloisa da Silva Quitério, Eugênio Carlos Carrara, Gilson Barbosa Maia Jr., Márcio Savi, Márcio Toshiharu Watoniki, Marcus Jesus dos Santos, Mauro Sérgio Martinazo, Nirlei A. Vitareli Souza, Rita Elaine Franciscato Corte, Rogério do Carmo Toledo, Rogério Marcon, Sérgio Paulo Moura, Sidney Fernandes Lopes, Sizino Camargo Jr., Solange Zaccarias Gonçalves, Valdinéa Sonia Petinari e aos estagiários Flávio Vieira dos Santos e Rafael Ferrari.

Aos funcionários da secretaria de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp, Betty Balestemos Bueno, Émerson Teodorico Lopes, Isabel Cristina M. Juliani, Maria José dos Santos Waldman, pelo assessoramento.

Não poderia deixar de mencionar os colegas de pós-graduação que me assistiram em diversas fases, aturando os meus lamentos e desabafos, e sempre me oferecendo palavras de conforto e incentivo; Andrei Luciano Aleixo, Antônio Augusto Fasolo Quevedo, Antônio de Assis Bento Ribeiro, Cristiane Maria Menezes Moreira, Daniel Borges de Lazare, Daniele Vasconcellos Fonseca, Eliane Maria Apolinário, Francisco Antonio Sepúlveda Inostroza, Francisco José Arnold, François Xavier Sovi, Josué Bruginski de Paula, Luiz Antonio de Arruda Botelho, Marcelo Hein, Marcelo Yuji Sakamoto, Márcio Nagae, Marden Leonardi Lopez, Maria Luisa Collucci da Costa Reis, Mauro Roberto Ushizima, Nivaldo Bertozzo Jr., Paulo Alberto Paes Gomes, Pedro Mikahil Neto, Percy Nohama, Rafael Antonio Guido Peregrino da Silva, Sandro Aparecido Ferraz, Uilson Ruas Pennafiel, Wilson Picler e Zeev Katz.

Sem desmerecer os demais, devo muito a Beatriz O. Peixoto, Carlos Henrique Werneck, Joaquim Miguel Maia, José Marques Novo Jr., Sonia Maria Malmonge e Telma Dagmar Oberg, que sempre me impulsionaram para a conclusão do trabalho aqui exposto, seja com idéias e sugestões ou com paciência e carinho.

Aos voluntários que se submeteram aos testes, pelo espírito de companheirismo, e a Claumar pela confecção da cotoveleira, permitindo assim a elaboração da pesquisa.

Um carinho especial dedico aos meus avós Zilda e Belmiro Ferrari, que sempre vibraram comigo a cada etapa concluída.

Ao meu pai Mario Bomfim de Castro e ao meu irmão Mario Augusto que, da maneira como puderam, também estiveram presentes torcendo por mim.

Por fim, agradeço a Deus por tudo o que consegui realizar, e mais do que isso por ter me feito filha de uma mulher tão maravilhosa. A Ela devo tudo o que sou; o seu apoio incondicional e a sua força me conduziram por todos os caminhos que trilhei, e é a Ela que ofereço toda a minha alegria por mais essa realização.

Programas de reabilitação que se utilizam da técnica de estimulação elétrica neuromuscular para restauração de movimentos de membros superiores dependem do bom desempenho do controle em malha fechada, o qual vem sendo limitado por questões técnicas associadas ao desenvolvimento de sensores para uso cotidiano.

Para o controle da função da mão, dois parâmetros são essenciais: as posições dos dedos e as forças exercidas sobre os objetos.

Este trabalho propõe uma alternativa para a obtenção de feedback de força. O sistema proposto compõe-se de uma luva comercial de lycra com sensores (Force Sensing Resistors - FSRs), fixados nas regiões correspondentes às falanges distais do polegar, indicador e longo. Após amplificação e filtragem, o sinal é digitalizado e visualizado graficamente através de um software em linguagem C.

O procedimento de calibração consistiu em submeter os sensores a testes estáticos nos quais a força aplicada variou no intervalo de 0 a 15 N. Os coeficientes das equações das curvas características dos mesmos foram inseridos no software possibilitando a conversão e a leitura direta da força correspondente, durante a manipulação de objetos.

O dispositivo foi aplicado a 30 sujeitos normais objetivando verificar a viabilidade de utilização, bem como o conhecimento da função normal. Os voluntários deveriam pegar e manipular objetos cilíndricos de pesos variados (2, 4, 6, 8 e 10 N). Nesses testes, foi utilizado um eletrogoniômetro de cotovelo como dispositivo auxiliar para a determinação da posição assumida pela mão.

Foram detectados diferentes modos de preensão, classificados em função da conformação da curva Força x Tempo, e pelos dedos predominantemente utilizados na preensão.

A análise dos resultados possibilitou, também, verificar a influência de parâmetros tais como sexo, idade, tamanho da mão e peso do objeto na caracterização da função normal.

Os resultados mostraram-se satisfatórios para 73,33% da amostra avaliada, uma porcentagem de adequação relativamente alta considerando-se que um sistema como este, que vise à aplicação clínica, deve ser desenvolvido para um usuário específico em função de suas particularidades, principalmente no que se refere ao posicionamento dos sensores.

Acredita-se que a luva instrumentalizada representa uma promissora alternativa como fornecedora de feedback sensorial para sistemas de controle da preensão. Além disso, é de fácil uso e cosmeticamente aceitável, representando um novo passo no desenvolvimento de sensores de uso clínico. Sua aplicação possibilitará a otimização da relação entre estimulação, movimento e força de preensão, viabilizando o uso do sistema de forma mais rotineira.

A NMES based rehabilitation programme towards restoring upper limb movements depends on closed loop control performance, which has been limited by sensor development for practical daily use.

For automatic regulation of grasp, two physical parameters are of central importance: the size of opening of the grasp (fingers position) and the forces exerted on the object being grasped.

This work proposes a system to obtain force feedback. The system is composed by a lycra commercial glove with FSRs (Force Sensing Resistors) attached to the distal phalanges of the thumb, index and long fingers. After amplification and filtering, the signal is digitalized through an A/D converter and visualized graphically through C language based software.

In order to calibrate the system, the sensors were submitted to static tests where force ranged from 0 to 15 N. The coefficients of the equations for the characteristic curves were inserted in the software, enabling the read out of forces directly, during object manipulation.

The system was applied to 30 normal subjects aiming to verify its viability, as well as acquiring knowledge of normal function. The subjects grasped and manipulated cylindrical objects with variable weight (2, 4, 6, 8 and 10 N). In this tests an elbow electrogoniometer was used as an auxiliary device to determine hand position.

Different ways of grasping have been detected according to the Force X Time curve pattern and to the fingers predominantly used in grasping.

Results have also shown the influence of parameters such as sex, age, size of the hand and object weight in the normal function characterization.

The system did show efficiency being able to indicate grasp forces during object manipulation up to 73.33% of the studied sample, a percentage relatively high considering that a system that aims a medical application, must be developed to a specific user due to his particular characteristics, when referring to sensor position.

The instrumented glove represents an alternative as sensorial feedback supplier towards grasping control systems. Furthermore it is an easy system to use and cosmetically acceptable, representing a new step in sensor development for clinical use. Its application will permit the optimization of the relation among stimulation, movement and grasp force.

Resumo.....	i
Abstract.....	iii
Sumário.....	v
1. Introdução.....	1
2. Cinesiologia e Controle Motor.....	11
2.1 - Anatomia e Cinesiologia.....	12
2.1.1 - Movimentos - Definições.....	12
2.1.2 - Ossos e Articulações.....	14
2.1.3 - Musculatura.....	21
2.1.4 - Posição de Função.....	23
2.2 - Modelos de Preensão.....	24
2.3 - Sistema de Controle Biológico do Movimento.....	35
2.3.1 - Níveis Muscular e Medular.....	37
2.3.2 - Tronco Cerebral.....	40
2.3.3 - Núcleos da Base.....	40
2.3.4 - Córtex Sensoriomotor.....	41
2.3.5 - Cerebelo.....	44
2.3.6 - Atividade Motora Voluntária - Integração.....	46
3. Sensores.....	49
3.1 - Sensores.....	50
3.2 - Sensores de Posição.....	51
3.3 - Sensores Táteis.....	56
4. Materiais e Métodos.....	63
4.1 - Eletrogoniômetro.....	65

4.1.1 - Projeto Mecânico.....	66
4.1.2 - Projeto Eletrônico.....	68
4.1.3 - Testes de Bancada.....	73
4.2 - Luva Instrumentalizada.....	76
4.2.1 - Design do Sistema.....	77
4.2.2 - Projeto Eletrônico.....	81
4.2.3 - Testes de Bancada.....	85
4.3 - Sistema de Aquisição de Dados.....	94
4.3.1 - Hardware.....	94
4.3.2 - Software.....	95
4.4 - Procedimentos de Teste e Análise.....	110
4.4.1 - Testes.....	110
4.4.2 - Análise.....	115
5. Resultados.....	118
6. Discussão.....	167
7. Conclusões.....	174
Referências Bibliográficas.....	178
Apêndice A	

Introdução

Lesões na medula ao nível cervical causam paralisia das extremidades superiores, cuja extensão depende do nível e do tipo neurológico da lesão. A perda das funções sensoriais e motoras pode acarretar consequências psicológicas devastadoras em função da perda da independência. A restauração do controle funcional das extremidades superiores é, portanto, um dos maiores objetivos dos programas de reabilitação.

O aperfeiçoamento de técnicas de terapia intensiva e respiração, entre outros, têm contribuído para um aumento significativo da sobrevivência da população de tetraplégicos de nível alto. A sobrevivência de pacientes com lesões em níveis acima de C4 depende de respiradores ou estimuladores do nervo frênico. Essas pessoas são altamente dependentes de outras; nesses casos, procedimentos regulares de reabilitação contribuem para a restauração de um número muito limitado de funções (NATHAN & OHRY, 1990).

No decorrer dos últimos 30 anos, sistemas de estimulação elétrica neuromuscular vêm sendo desenvolvidos como um importante instrumento para as diversas áreas de reabilitação, incluindo os campos de próteses motoras e sensoriais. A estimulação elétrica neuromuscular é uma técnica controlada de ativação neural através da aplicação de baixos níveis de corrente elétrica. A aplicação desses sistemas não espera obter o retorno da função neurológica, mas sim fornecer os meios de ativação da função muscular na performance dos movimentos.

Sistemas apropriados para pacientes tetraplégicos aos níveis C3 e C4 requerem a geração de movimentos de todo o braço, além dos movimentos funcionais da mão, uma vez que lesões nesses níveis resultam em perda

completa da função motora das extremidades superiores incluindo o ombro. Desta forma, um número maior de músculos deve ser ativado e coordenado. Além disso, como a extremidade superior é um sistema multi-articular, com vários graus de liberdade, possibilita movimentos tridimensionais bastante complicados. Assim, os sistemas de controle para extremidades totalmente paralisadas têm sido considerados de implementação extremamente difícil (HOSHIMIYA, 1989; NATHAN & OHRY, 1990).

A maior aplicação desses sistemas vem sendo a restauração da função da mão em pacientes tetraplégicos aos níveis C5 e C6. Lesões nesses níveis deixam os pacientes com habilidade de posicionar suas mãos no espaço, mas sem o controle voluntário para pegar e soltar objetos (PECKHAM, 1987; PECKHAM, KEITH, FREEHAFFER, 1988; BUCKETT et al., 1988; KILGORE et al., 1989; CRAGO, NAKAI, CHIZECK, 1991; LEMAY et al., 1993).

A estimulação elétrica dos tecidos é feita via eletrodos, os quais podem ser posicionados sobre a superfície da pele, ou subcutaneamente.

Os eletrodos de superfície são geralmente usados para fins terapêuticos, e tiveram um desenvolvimento significativo. Os comercialmente disponíveis oferecem excelente contato elétrico com a pele e podem ser aplicados sem causar irritações. Por outro lado, são muito sensíveis ao movimento, e não são seletivos; isto é, apresentam uma tendência a ativar vários músculos de uma só vez, não sendo apropriados para a obtenção do controle preciso necessário para a restauração de movimentos funcionais. Além disso, não provocam respostas musculares repetitivas, devido à variabilidade de posicionamento que, por menor que seja, interfere na

performance do movimento (PECKHAM, 1987; PECKHAM et al., 1988; KILGORE et al., 1989).

Os eletrodos subcutâneos, por sua vez, por serem altamente seletivos, têm sido usados extensivamente na restauração funcional dos movimentos. Estes eletrodos podem ser colocados internamente ou sobre o músculo; podem ainda estar em volta ou adjacentes ao nervo. Os eletrodos são introduzidos percutaneamente e então implantados próximos a uma região de baixo limiar de excitação. Um conector de silicone protege o eletrodo e serve como ponto de conexão elétrica. Teoricamente, esse sistema poderia permanecer implantado por meses ou até mesmo anos; porém, devido à taxa de falhas por fraturas no eletrodo, de aproximadamente 0.05% por mês, os mesmos devem ser substituídos por outros. Outras complicações que eventualmente podem ocorrer, incluem irritações da pele e possíveis infecções (PECKHAM, 1987; PECKHAM et al., 1988).

Recentemente, um sistema de eletrodos de superfície de alta resolução vem sendo desenvolvido (NATHAN & OHRY, 1990), permitindo a ativação de músculos individuais e o controle individual das articulações dos dedos e polegar, o que prova a potencialidade deste tipo de eletrodo. Resultado semelhante pode também ser obtido a partir da utilização de eletrodos de eletroencefalograma (OBERG, 1995). Além disso, por se constituir uma técnica não invasiva, deveria ser preferível, qualquer que fosse o propósito. Abre-se aqui mais um campo de pesquisa, que merece ser investigado.

Segundo pesquisas, a maioria das funções das mãos ao pegar objetos pode ser obtida através da combinação de preensão palmar e pinça lateral

(PECKHAM et al., 1988; KILGORE et al., 1989). Uma vez estabelecidos os padrões de preensão, deve haver algum mecanismo que permita ao paciente regular a posição e a força. O músculo responde rápida e proporcionalmente ao estímulo elétrico, de forma que o seu controle deve ser rápido, preciso e de variável intensidade. O mecanismo de controle deve, portanto, ser de fácil operação, simples instalação e ser aceitável do ponto de vista cosmético. Das opções disponíveis, poucas satisfazem a todos estes critérios.

O método de comando é adaptado às habilidades e necessidades individuais dos pacientes, mas o meio mais utilizado é a posição do ombro contralateral (PECKHAM, MORTIMER, MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, 1987; PECKHAM et al., 1988; BUCKETT, 1988; JOHNSON & PECKHAM, 1990), que é disponível apenas aos pacientes com lesões aos níveis C5 e C6, já que lesados aos níveis C3 e C4 não movimentam satisfatoriamente esta articulação. O sensor consiste em um *joy-stick* em miniatura, colocado na pele do esterno, conectado ao ombro através de um bastão que se estende sobre a clavícula. Considerando-se os movimentos de elevação - depressão e protusão - retração do ombro, como dois eixos, um deles é usado para regular a intensidade do estímulo e o segundo para fixá-la no nível desejado (PECKHAM, 1988). Outros tipos de controle citados são potenciômetros controlados pela extremidade contralateral, ou fixados na órtese que detecta o movimento do punho, exigindo, portanto, algum movimento residual (PECKHAM, 1988). Mais recentemente, surgiu o controle por voz que, pela sua natureza, é mais aplicável a pacientes com lesões em níveis mais altos, impossibilitados de usar os métodos acima. No caso do uso da voz, sistemas

de reconhecimento vêm sendo implementados para este fim, ou mesmo os sistemas disponíveis comercialmente foram, segundo relato, capazes de reconhecer 80% ou mais de comandos quando estes foram restritos a 14 palavras, com sons bastante distintos (PECKHAM, 1987; NATHAN & OHRY, 1990; CLIQUET, 1992). Um último tipo de sinal de controle implementado foi através da respiração, codificado segundo o número de expirações ou inspirações (HOSHIMIYA et al., 1989).

Em quaisquer dos casos o comando dispara sequências pré-programadas de parâmetros de estimulação, para gerar os padrões de preensão estabelecidos previamente.

O maior impedimento para o desenvolvimento de sistemas de controle satisfatórios para estimulação elétrica neuromuscular tem sido a não linearidade e a variação no tempo das propriedades do músculo ativado eletricamente, o que torna o controle muito difícil de ser executado e limita a utilidade dos sistemas de malha aberta. Nestes, algumas compensações são feitas mas, apesar de minimizarem, não excluem estas interferências devido à dependência das não linearidades a fatores não previsíveis como, por exemplo, alterações nas propriedades da carga, movimentação dos eletrodos, fadiga e efeitos tróficos (CRAGO, PECKHAM, THROPE, 1980a). A resistência à fadiga pode ser aumentada por programas de exercícios induzidos eletricamente, e a sua taxa de ocorrência reduzida através de técnicas de modulação de força que minimizem a frequência de estimulação. Quanto aos demais, nos sistemas utilizados clinicamente, o usuário deve corrigi-los

através do ajuste do sinal de controle, enquanto monitora a performance do movimento visualmente.

É importante que qualquer sistema de controle resulte em estabilidade, repetibilidade, regulação das propriedades de entrada e saída do músculo sob um extenso intervalo de condições de comprimento, movimento dos eletrodos, fadiga e condições de carregamento.

O uso de sistemas de malha fechada para a regulação do movimento tem sido investigado por diversos pesquisadores, como CRAGO, NATHAN, PECKHAM e CHIZECK. Todavia, o sucesso desses sistemas depende de propriedades de respostas apropriadas dos sistemas de malha aberta. O controle por feedback pode então ser usado para aumentar a linearidade do comportamento da entrada e saída e aumentar a repetibilidade pela diminuição da sensibilidade do sistema a variações dos parâmetros da estimulação e outros distúrbios internos, bem como a variações na carga e outros distúrbios externos (CRAGO, MORTIMER, PECKHAM, 1980b; WILHERE, CRAGO, CHIZECK, 1985; BERNOTAS, CRAGO, CHIZECK, 1987; CHIZECK, CRAGO, KOFMAN, 1988; CRAGO et al., 1991; LEMAY et al., 1993).

Para a regulação automática das propriedades de entrada e saída dos movimentos de preensão, dois parâmetros físicos são de importância primordial: o tamanho da abertura da garra e as forças exercidas no objeto. Um sistema de controle por feedback, que use uma combinação de força e posição como informações representativas do movimento, pode regular a preensão sob uma vasta gama de condições de carregamento mecânico fixo, bem como em transições entre diferentes cargas (CRAGO et al., 1991). Nos

sistemas destinados à reabilitação de pacientes com lesões de nível alto deve-se ainda monitorar o grau de flexão do cotovelo, que também é obtida por estimulação.

Existem dois meios de regulação da força no músculo estimulado eletricamente. São eles modulação por recrutamento, em função da área do pulso e modulação por somação temporal, em função da frequência de pulsos (CRAGO et al. 1980a; CRAGO et al., 1980b; WILHERE et al., 1985; CHIZECK et al., 1988; LEMAY et al., 1993; OBERG, 1995). O primeiro envolve essencialmente o controle da força muscular pela variação do número de fibras que são estimuladas. Com o aumento da amplitude e/ou duração do estímulo, o limiar a partir do qual o músculo começa a responder é atingido em um maior número de fibras. Modulação por somação temporal controla a força variando-se a rapidez de contração de unidades motoras individuais em função da frequência de ativação. Com o aumento da frequência, obtém-se uma resposta mais suave em função da fusão entre contrações sucessivas, não permitindo assim distinguir umas das outras. Na musculatura da mão esta fusão é usualmente obtida abaixo de 15 Hz, mas por outro lado o aumento da força somente é obtido acima de 50 Hz. Além disso, o aumento da frequência aumenta a taxa de fadiga (PECKHAM et al., 1988).

Diante desses conceitos aqui expostos, o que diferencia os sistemas atualmente desenvolvidos é a maneira de implementar os métodos de modulação da força, bem como a inclusão de feedback de posição. Alguns dos trabalhos mais recentes (CRAGO et al., 1991; LEMAY et al., 1993) relatam o desenvolvimento de sistemas utilizando uma combinação de malha aberta e

fechada com ajuste automático. O sistema de controle de feedback emprega uma combinação, segundo uma relação linear, entre os feedbacks de força e de posição, permitindo, com isso, a implementação de dois modos de preensão controlados por um único sinal de comando contínuo.

Para preensão lateral, os primeiros 10% da variação do sinal de comando flexionam os dedos com o polegar seguro em extensão total. Nos 90% restantes, os dedos são fixados em flexão sob controle em malha aberta, enquanto o polegar sob controle em malha fechada, move-se no sentido de fechar a preensão. Na preensão palmar, a situação se inverte. O polegar é fixado numa posição estacionária pelo controle em malha aberta, enquanto o controle em malha fechada se responsabiliza pela movimentação dos dedos.

Os subsistemas de malha aberta e fechada atuam paralelamente sob coordenação de um mapa de comando de ativação muscular que converte o comando do paciente, expresso em porcentagem de variação da posição do ombro, em tamanho de abertura de preensão, denominada posição virtual. O controlador, então, compara essa posição com o feedback de posição, determinando um valor correspondente de força (set point). Este, por sua vez, será comparado com a força desenvolvida (feedback de força) para a modulação do estímulo aplicado aos músculos.

Contudo, a aplicação desses sistemas, como dispositivos neuroprotéticos para restauração da função das extremidades superiores, tem sido limitada por problemas técnicos associados ao desenvolvimento e monitoração de sensores adequados para o uso rotineiro em pacientes fora do ambiente laboratorial.

O propósito desse trabalho, vai ao encontro deste problema, na tentativa de propor uma alternativa, através da implementação de sensores que possibilitem a aplicação dos sistemas de estimulação elétrica neuromuscular de forma rotineira, auxiliando as atividades diárias de pacientes lesados medulares.

Este trabalho inclui uma breve revisão teórica de alguns dos principais conceitos da anatomia e da cinesiologia do membro superior. Dar-se-á prioridade aos movimentos de preensão (classificação) e ao controle motor.

Experimentalmente, constitui um estudo da atividade de preensão em sujeitos normais, por se julgar este conhecimento preliminar necessário para futuras aplicações clínicas. Para tanto, foi desenvolvido um sistema de sensores que viabilizasse seu uso rotineiro como fornecedor do feedback de força. Assim sendo, o enfoque principal será dado ao comportamento da força de preensão durante a manipulação de objetos.

Este estudo permitirá, simultaneamente, a avaliação dos sensores como fornecedores do feedback de força, bem como a avaliação da função normal. A partir disso, abre-se um grande campo de pesquisa clínica, mediante a aplicação do sistema aqui proposto em pacientes lesados medulares, contribuindo, assim, com o conhecimento necessário para futuramente melhorar, de forma efetiva, a qualidade de vida dos mesmos, restabelecendo parte da sua independência em atividades diárias comuns, bem como alguma extensão em atividades profissionais.

Cinesiologia e Controlo Motor

2.1. ANATOMIA E CINESIOLOGIA

2.1.1 - Movimentos - Definições

Para a definição dos movimentos articulares é preciso referenciar-se a uma posição padrão ou posição "zero". Esta, por sua vez, foi definida como posição anatômica do corpo, segundo a qual assume-se uma posição ereta, face para frente, braços dos lados com as palmas das mãos para frente, e com os dedos e polegares estendidos.

Além disso, os movimentos ocorrem em certos planos segundo certos eixos. Os três planos básicos de referência são derivados das dimensões no espaço e são perpendiculares entre si. Os eixos são linhas reais ou imaginárias, em torno das quais ocorrem os movimentos. Em relação aos planos de referência considera-se:

Plano sagital - é um plano vertical que se estende da frente para trás, dividindo o corpo em porções direita e esquerda. O eixo sagital jaz neste plano e se estende horizontalmente da frente para trás.

Plano frontal - também denominado plano frontal é um plano vertical que se estende de um lado para o outro, dividindo o corpo em uma parte anterior e outra posterior. O eixo frontal jaz neste plano e se estende horizontalmente de um lado para o outro.

Plano transversal - é um plano horizontal que divide o corpo em porções superior e inferior. O eixo longitudinal é vertical, estendendo-se em direção craniocaudal.

O plano de movimento e o eixo de movimentação são perpendiculares entre si de tal forma que um movimento no plano sagital, por exemplo, ocorre em torno do eixo frontal. Desta forma, define-se flexão e extensão, abdução e adução, rotação, circundução e deslizamento, como os tipos de movimentos permitidos nas articulações (KENDALL, 1990). Destes, os que interessam para o trabalho aqui proposto são basicamente extensão e flexão e, em menor grau, abdução e adução. Contudo, como se trata de um estudo em sujeitos normais, pequenos graus de deslizamento e rotação podem ocorrer, mas não constituem variáveis em estudo.

A flexão e a extensão são definidas como movimentos que ocorrem no plano sagital, em torno de um eixo coronal. Para as extremidades superiores, a flexão ocorre no sentido anterior, diminuindo, assim, o ângulo entre os ossos envolvidos. Já a extensão é o movimento em direção oposta, pela qual aumenta-se o ângulo entre os ossos.

Por abdução e adução entendem-se os movimentos que ocorrem no plano coronal em torno do eixo sagital. A abdução se verifica segundo um movimento de afastamento do membro, e a adução segundo aproximação do membro em relação ao plano mediosagital do corpo.

A rotação refere-se ao movimento que ocorre no plano transversal, em torno do eixo longitudinal, sem o afastamento com relação a este eixo central; enquanto o deslizamento constitui o movimento que ocorre em superfícies articulares planas, pelo deslizamento de uma sobre a outra.

2.1.2 - Ossos e Articulações

Os membros superiores são constituídos por um total de 64 ossos, divididos entre ombro, braço, antebraço, pulso e mão (GRAY, 1977).

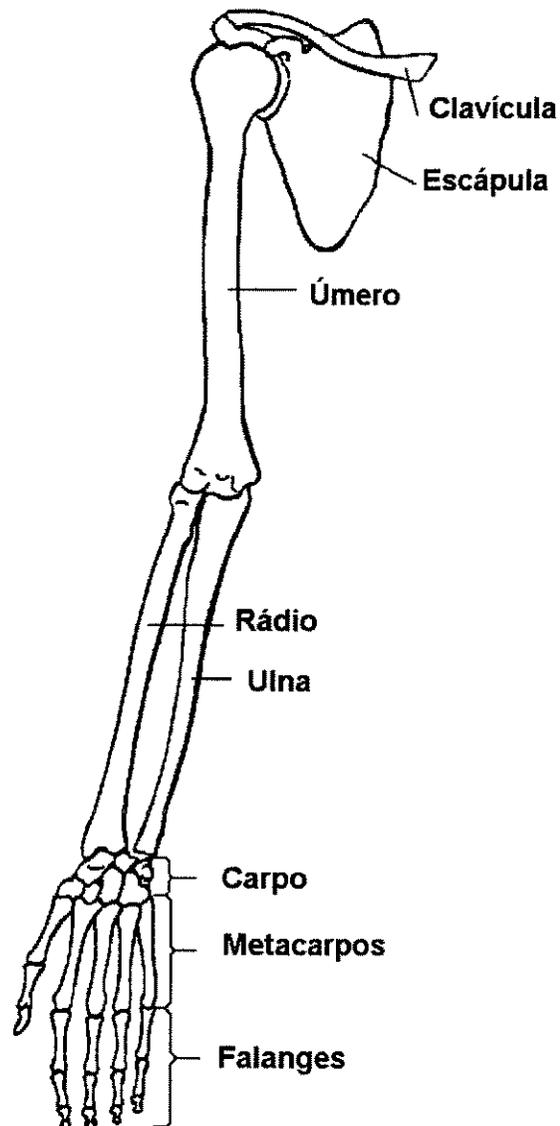


Figura 2.1 - Vista geral do esqueleto do membro superior (modificado de HOLLINSHEAD, 1969).

As articulações, de um modo geral, são divididas em três grupos, de acordo com sua estrutura e mobilidade. Podem ser juntas fibrosas ou

imóveis, juntas cartilagueas ou com movimentos limitados e juntas sinoviais ou com movimentos amplos (GRAY, 1977), sendo estas últimas as de maior interesse, incluindo a maioria das articulações. Nessas articulações, as superfícies ósseas contíguas são recobertas por cartilagem articular e unidas por ligamentos revestidos por uma membrana sinovial (tecido conjuntivo). São classificadas, de acordo com o tipo de movimento permitido, em uniaxiais, biaxiais e poliaxiais, correspondendo a movimentos em torno de um único eixo e em torno de dois ou mais eixos horizontais. As articulações uniaxiais subdividem-se em articulações em dobradiça, onde o eixo é praticamente transversal e articulações em pivô, com eixo longitudinal. As articulações do tipo biaxial dividem-se em juntas condilares e selares e a variedade poliaxial, em juntas esferóides.

A mão é um órgão complexo de objetivos múltiplos, e o seu posicionamento e estabilização, na condução de um movimento de preensão, estão na dependência do ombro, cotovelo e punho (LEHMKUHL & SMITH, 1987b). Por isso a importância do conhecimento dos movimentos das articulações e dos principais músculos envolvidos.

2.1.2.1 - Articulação do ombro

O ombro não apenas oferece uma grande amplitude de movimento para o posicionamento da mão, mas também realiza importantes funções de estabilização para a correta utilização da mão e levantamento de objetos (LEHMKUHL & SMITH, 1987c).

A articulação com maior amplitude de movimento, também denominada articulação glenoumeral, é do tipo esferóide. Os ossos que entram em sua

formação são a cabeça do úmero e a cavidade glenóide da escápula, adaptação esta que permite movimentos muito amplos. Esta junta é capaz de todas as variedades de movimento, flexão, extensão, abdução, adução, circundução e rotação.

A flexão pode começar a partir de uma posição de 45 graus de extensão (braço estendido para trás). Ele descreve um arco para frente, através da posição anatômica zero e adiante até a posição de 120 graus. Os 60 graus restantes são atingidos como resultado da abdução e rotação lateral da escápula. Tecnicamente, a extensão refere-se ao arco de movimentação desde 180 graus de flexão até 45 graus de extensão.

A abdução é o movimento no sentido lateral, através de uma amplitude de 180 graus, até uma posição vertical acima da cabeça. A adução, no sentido oposto, refere-se ao arco de movimentação a partir da elevação completa acima da cabeça, através da posição anatômica zero, até uma posição obliquamente para cima e cruzando a frente do corpo (KENDALL, 1990).

2.1.2.2 - Articulação do cotovelo

Essa articulação é uma junta em dobradiça formada pelo encaixe do úmero com a incisura troclear da ulna e do capítulo do úmero com a fovea da cabeça do rádio, além da articulação proximal radioulnar. Individualmente, a primeira junta é do tipo dobradiça, enquanto que a segunda é do tipo plana (GRAY, 1977).

A combinação dos movimentos de flexão e extensão do antebraço com os de pronação e supinação da mão, assegurados por serem os dois

realizados pela mesma junta, é essencial para a exatidão dos vários movimentos delicados da mão (LEHMKUHL & SMITH, 1987a).

A flexão e a extensão são os dois movimentos permitidos por esta articulação. A flexão parte da posição de cotovelo reto, até uma posição completamente dobrada, aproximadamente 145 graus. A extensão é o movimento em direção posterior, a partir da posição completamente dobrada até a posição do cotovelo reto (KENDALL, 1990).

2.1.2.3 - Articulação radioulnar

Esta articulação é constituída por ligamentos que unem tanto as extremidades quanto os corpos desses ossos.

A articulação radioulnar proximal é uma junta em pivô entre a circunferência da cabeça do rádio e o anel formado pela incisura radial da ulna e o ligamento correspondente.

Os movimentos permitidos nesta articulação limitam-se aos de rotação da cabeça do rádio dentro do anel citado acima. A rotação que movimenta o polegar látero-medialmente é chamada pronação, enquanto que a rotação na direção oposta é a supinação.

A articulação radioulnar distal é também uma junta em pivô formada entre a cabeça da ulna e a incisura ulnar da extremidade inferior do rádio.

Os movimentos nessa articulação consistem de rotação da extremidade distal do rádio em torno de um eixo que passa pelo centro da cabeça da ulna. Na pronação, a extremidade distal do rádio move-se a partir de uma posição lateral, como na posição anatômica, para uma posição medial. A rotação na direção oposta é a supinação. Assim, da pronação para a supinação, o rádio

descreve um segmento de cone, cujo eixo estende-se do centro da cabeça do rádio para o meio da cabeça da ulna (GRAY, 1977).

A posição neutra ou zero está a meio caminho entre a supinação e a pronação, isto é, a partir da posição anatômica com o cotovelo estendido e o polegar dirigido para cima. A amplitude normal de movimentação é de 90 graus, em qualquer sentido a partir do zero (KENDALL, 1990).

2.1.2.4 - Articulações do carpo

Estas articulações podem ser divididas em três grupos: as articulações da fileira proximal, articulações da fileira distal dos ossos cárpicos, que são juntas planas, e a junta mediocárpica, dividida em uma junta esférica e duas planas.

Enquanto os pequenos movimentos entre os ossos do carpo são essenciais para a função normal da mão, a articulação mediocárpica é identificada como um dos locais principais para os movimentos de flexão e extensão do punho (LEHMKUHL & SMITH, 1987b).

Também denominada articulação radiocárpica, a articulação do punho é uma junta do tipo condilar, formada pela extremidade distal do rádio e a face distal do disco articular com os ossos escafoide, semilunar e piramidal, permitindo os movimentos de flexão e extensão, abdução e adução e circundução.

A flexão parte da posição anatômica, aproximando a superfície palmar da mão no sentido da superfície anterior do antebraço. A extensão é o movimento na direção posterior aproximando o dorso da mão no sentido da superfície posterior do antebraço. Começando com o punho reto, a amplitude

da extensão é de aproximadamente 70 graus e a da flexão, de aproximadamente 80 graus. Os dedos tenderão a estender-se quando estiverem em flexão do punho, e a fletir-se, quando em extensão (KENDALL, 1990).

Os principais movimentos permitidos na junta mediocárpica são a flexão e a extensão, e um ligeiro grau de rotação. Na flexão e extensão, o trapézio e o trapezóide, do lado radial, e o hamato, do lado ulnar, deslizam para diante e para trás, respectivamente, sobre o esfóide e o piramidal; enquanto a cabeça do capitato e a face superior do hamato rodam na cavidade do escafóide e do semilunar.

2.1.2.5 - Articulações carpometacarpianas

Os ossos da fileira distal do carpo articulam-se com os metacarpianos do segundo ao quinto dedos e, embora tenham pequena amplitude, os movimentos de rotação são importantes para as funções da mão, promovendo uma grande alteração no formato do arco transversal da mesma. Assim, quando a mão é aberta, a envergadura dos dedos aumenta para rodear os objetos e, quando a mão é fechada numa preensão, os dedos aproximam-se para aumentar a força (LEHMKUHL & SMITH, 1987b).

A articulação do polegar é uma junta de encaixe recíproco entre a extremidade distal do primeiro metacárpico e o trapézio, gozando de grande liberdade de movimentos, em consequência da configuração das superfícies articulares em forma de sela.

Os movimentos de flexão e extensão ocorrem no plano da palma da mão, nas direções ulnar e radial, respectivamente. A partir da posição de

extensão zero, essa articulação metacarpofalangeana permite uma flexão de aproximadamente 40 a 50 graus.

Abdução e adução ocorrem no plano perpendicular à palma, sendo a primeira, no sentido do afastamento da palma e a adução, no sentido da mesma. Com a posição de adução como zero, a amplitude de abdução é de aproximadamente 80 graus.

Essas articulações permitem ainda os movimentos de rotação, circundução e oposição, pela qual a ponta do polegar é posta em contato com a face palmar dos dedos ligeiramente fletidos (GRAY, 1977).

2.1.2.6 - Articulações metacarpofalangeanas

Estas articulações são do tipo condilar, formadas pela recepção das cabeças arredondadas das extremidades distais dos ossos metacárpicos, em cavidades rasas das extremidades proximais das primeiras falanges (segundo ao quinto dedos), com exceção da articulação do polegar.

Os movimentos que ocorrem nessas junções são flexão, extensão, adução, abdução e circundução. A flexão se faz em direção anterior, até aproximadamente 90 graus, e a extensão, em direção posterior. Na maioria das pessoas, alguma extensão além de zero é possível.

Para a abdução e a adução, a linha de referência é a linha axial através do terceiro dedo. Enquanto a abdução se dá no sentido de afastar os dedos da linha axial, de modo a separar os dedos, a adução se processa no sentido da linha axial; isto é, promovendo o fechamento dos dedos estendidos (KENDALL, 1990).

Funcionalmente, a articulação metacarpofalangeana do polegar é dotada das mesmas características das anteriores, porém, com uma amplitude de movimento mais limitada (LEHMKUHL & SMITH, 1987b).

2.1.2.7 - Articulações dos dedos

Os dedos indicador, médio, anular e mínimo apresentam duas articulações interfalangeanas enquanto que o polegar, apenas uma.

Essas articulações são juntas em dobradiça, o que permite apenas os movimentos de flexão e extensão, sendo mais amplos entre as falanges proximal e média (100 graus) do que entre a média e a distal (80 graus). A amplitude da flexão é grande, mas a extensão é limitada por ligamentos.

2.1.3 - Musculatura

A função da mão depende do trabalho integrado de muitos músculos, desde os que agem sobre o punho, até os que atuam sobre os dedos. Os músculos do punho são parte integral da mão, por impedirem movimentos indesejáveis dessa articulação, mantendo os músculos dos dedos em um tamanho favorável à produção de tensão (LEHMKUHL & SMITH, 1987b).

Ao se estudar a função da mão, deve-se dedicar especial atenção à maneira pela qual os diversos músculos combinam suas ações para apanhar e soltar objetos.

Os flexores longos superficiais e profundo dos dedos são os principais responsáveis pela flexão das articulações interfalangeanas do segundo ao quinto dedos, provavelmente auxiliados por alguns dos músculos intrínsecos

da mão, curvando os dedos para a palma da mão ou ao redor de um objeto. Além disso, uma vez que os tendões destes músculos (flexores longos) passam pelo lado palmar das articulações metacarpofalangeanas, tendem também a produzir sua flexão, conferindo um formato correto à mão. Por outro lado, passando pelo lado palmar do punho, caso não encontrassem oposição, causariam a flexão do punho durante o fechamento da mão, o que enfraqueceria a preensão, em função do aparelho extensor não permitir um maior alongamento. Tal ação é impedida pela atuação estabilizadora dos extensores do carpo.

Situação análoga verifica-se quanto à abertura da mão. Neste caso, os principais músculos envolvidos são os extensores longos dos dedos, também fixados no antebraço e passando sobre o punho e, a seguir, sobre as articulações metacarpofalangeanas. Se se contraíssem de maneira isolada, promoveriam não apenas a extensão das articulações interfalangeanas e metacarpofalangeanas, mas também a extensão do punho. Essa ação indesejada é impedida pelos flexores de punho que se contraem sinergicamente, mantendo o punho em posição neutra ou fletindo-o.

Quanto aos movimentos de adução e abdução, pode-se dizer que apresentam amplitude máxima quando as articulações metacarpofalangeanas estão estendidas; quando as mesmas apresentam-se fletidas, os dedos aduzem-se automaticamente, e a amplitude de abdução torna-se extremamente limitada. A tendência natural é, portanto, abduzir os dedos quando estendidos e aduzi-los quando fletidos. Os músculos que agem na abdução são os interósseos dorsais, com exceção do quinto dedo que possui

o seu próprio abdutor, o abdutor do dedo mínimo; enquanto que os da face palmar são responsáveis pela adução.

O polegar, por sua vez, possui uma terminologia própria. Os músculos com inserção sobre o osso do metacarpo, como o oponente e o abdutor longo do polegar, estão relacionados com o movimento ou estabilização da articulação. Aqueles com inserção em segmentos mais distais agem sobre uma ou duas articulações, e dentre estes últimos destacam-se o abdutor curto, o flexor curto, o adutor, os extensores longo e curto e o flexor longo do polegar. A oposição é realizada primariamente pelo oponente e abdutor curto do polegar.

2.1.4 - Posição de Função

De qualquer forma, os músculos tendem a atuar sinergicamente na produção e manutenção de determinada posição. Tendo isto em vista, define-se como posição de função, aquela que habilita a mão a desenvolver uma rigidez favorável a um melhor desempenho. Esta posição corresponde a 20 graus de extensão do punho, as articulações metacarpofalangeanas devem estar a 45 graus de flexão, as interfalangeanas proximais em 30 e as distais em 20 graus de flexão. O polegar deve posicionar-se abduzido e a meio caminho da oposição com sua articulação interfalangeana fletida em uns poucos graus. O antebraço, por sua vez, deve estar em uma posição média entre pronação e supinação (LEHMKUHL & SMITH, 1987b).

2.2. MODELOS DE PREENSÃO

Os movimentos de preensão da mão humana têm sua terminologia própria, originada de classificação publicada nos anos 50 por NAPIER (1956). Essa classificação foi baseada na idéia de que, não obstante a complexidade do movimento, o objeto deve ser seguro de forma estável. Esta estabilidade é pré-requisito para os movimentos de manipulação e sem ela todos os requintes da função manual seriam de pequena valia, mesmo em presença de função sensorial intacta. Este estado pode ser obtido de duas maneiras: 1) o objeto é seguro entre os dedos parcialmente flexionados e a palma da mão, com o polegar podendo participar, exercendo pressão, mas ficando mais ou menos no mesmo plano da palma. Isto se chama preensão de força (*power grip* - PG) (figura 2.2(a)). 2) o objeto pode ser seguro pelos dedos e polegar, em oposição, caracterizando a preensão de precisão (*precision grip*) (figura 2.2(b)).

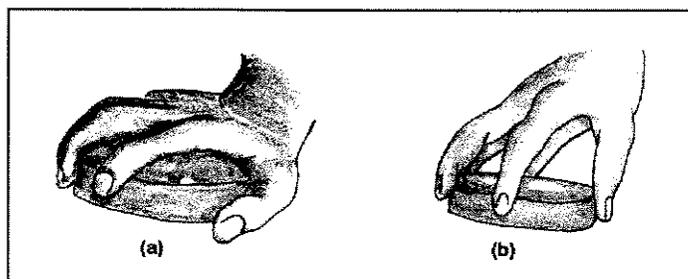


Figura 2.2 - (a) Preensão de força; (b) Preensão de precisão (adaptado de NAPIER, 1956).

A proposição de que dois movimentos podem descrever todas as atividades preênsais da mão pode parecer uma simplificação exagerada, mas esta terminologia se mantém, com poucas modificações, até hoje. Em sua

defesa pode-se dizer que, se interrompermos um movimento preênsil da mão em qualquer instante, a mão estará em posição de preensão de força ou de precisão.

Entre as modificações que tal terminologia sofreu está a observação de que a preensão de precisão tem um caráter essencialmente manipulativo e, segundo LANDSMEER apud LONG et. al.¹, deveria ser chamada de manipulação de precisão (*precision handling* - PH). Este tipo de movimento requer um controle preciso da posição dos dedos e polegar. Embora exista uma adaptação dos dedos à forma do objeto segurado, é característica uma mudança de posição do objeto manipulado, no espaço. Isto exige uma participação dinâmica, isotônica da musculatura. Já a PG é mais estática do que dinâmica, isométrica e não isotônica, requerendo uma adaptação de cada dedo à forma do objeto, para que possam reagir contra qualquer força ou resistência externa aplicada a ele (LONG et al., 1970).

Sub-classificações dos dois tipos também foram descritas na literatura. A variação anatômica deve-se à forma e ao tamanho do objeto a ser segurado e, principalmente, à natureza da atividade a que se destina. Certamente outros fatores físicos como o peso, a textura, a temperatura, também podem, sob certas condições, influenciar o tipo de preensão desenvolvida (NAPIER, 1956).

Quanto a possíveis sub-divisões, não encontrou-se um consenso geral, a não ser que as classificações parecem basear-se predominantemente na conformação da mão quanto às formas dos objetos.

¹ LANDSMEER, J. M. F. Power Grip and Precision Handling. *Ann. Rheum. Dis.*, 21 :164-170, 1962 apud LONG, C. et al. Intrinsic-Extrinsic Muscle Control of the Hand in Power Grip and Precision Handling. *J. Bone and Joint Surg.*, 52-A (5) : 853-867, 1970.

LONG et al.(1970), estendendo as definições propostas por NAPIER (1956), divide a preensão de força em preensão em cabo de martelo, preensão em disco, preensão em gancho e preensão esférica. Quanto à preensão de precisão, a mesma apresenta-se sob três padrões básicos: ponta a ponta, lado a polpa e polpa a polpa, especificando as regiões dos dedos que entram em contato com o objeto para rotacioná-lo. Introduce, ainda, uma terceira categoria, a conformação em pinça, segundo a qual participam da preensão o polegar e o indicador ou os dois primeiros dedos. Contudo, não ofereceu uma descrição mais detalhada destas subdivisões, atendo-se mais aos músculos utilizados em cada movimento através de estudo eletromiográfico.

SCHLESINGER apud LEHMKUHL & SMITH² propôs doze tipos de preensão, baseado em estudos da versatilidade da mão humana em pegar e segurar objetos de várias formas e tamanhos. Entre eles, os mais conhecidos são:

- Preensão em gancho: obtida a partir da flexão das articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas do segundo ao quinto dedos, numa conformação em gancho. Neste caso, o polegar não está necessariamente ativo (figura 2.3 (l)).
- Preensão cilíndrica: os dedos apresentam-se parcialmente fletidos, de maneira que toda a superfície palmar da mão toca no objeto cilíndrico. O polegar fecha-se sobre o objeto (figura 2.3 (k)).

² SCHLESINGER, G. Der Mechanische Aufbau der Kuntslichen Glieder in **Ersatzglieder und Arbeitshilfen**, Berlin, J. Springer, 1919. apud LEHMKUHL, L. D. & SMITH, L. K. Punho e Mão in **Cinesiologia Clínica**, 4ª edição, S.P., Ed. Manole, 1987, p.177 - 225.

- Preensão de mão fechada: para se segurar um martelo, os dedos assumem uma posição de flexão total sobre o objeto, preensão esta assegurada pelo polegar, que se fecha sobre os outros dedos (figura 2.3 (c)).
- Preensão esférica: a mão é ajustada a um objeto esférico, como uma bola (figura 2.3 (i)).
- Preensão de ponta: um objeto pequeno, como uma moeda, é seguro pelas pontas do polegar e um ou mais dedos (usualmente indicador e longo), uns colocados contra os outros (figura 2.3 (j)).
- Preensão palmar: a região palmar da falange distal do polegar é usada contra a mesma região de um ou mais dedos, para apanhar objetos pequenos como lápis ou borracha, mas, objetos maiores podem ser segurados aumentando-se a amplitude do movimento (figura 2.3 (e)).
- Preensão lateral: um objeto fino como uma chave é seguro entre o polegar e a face lateral do dedo indicador (figura 2.3 (h)).

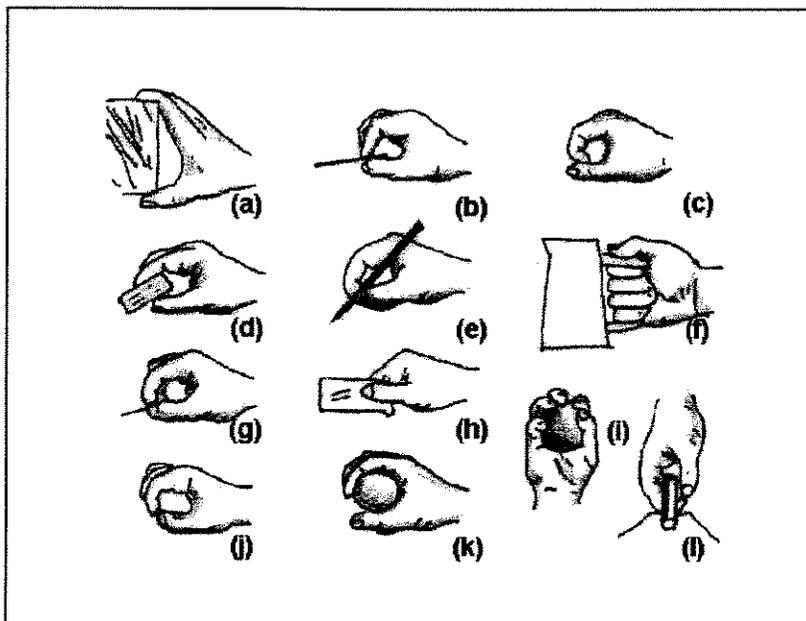


Figura 2.3 - Tipos básicos de preensão (adaptado de RASCH & BURK, 1977).

Outra classificação, desenvolvida segundo os trabalhos de KAMAKURA (1980), define a preensão como o estado da mão no qual o objeto é seguro, sem alterar o contato entre ambos. Esse autor estabelece quatro categorias, subdivididas em doze modos de preensão principais, com algumas variações, baseados na área de contato entre a palma e os dedos da mão e o objeto.

A) Preensão de Força : compreende as atividades nas quais se verifica uma vasta área de contato entre a palma da mão e o objeto. Com relação aos dedos, o contato se processa na região palmar. Os dedos são fletidos, sendo a amplitude de movimento maior para aqueles do lado ulnar. Esta categoria se divide em:

- tipo padrão: um objeto fino como, por exemplo, um bastão, é posicionado diagonalmente na mão e seguro entre a palma e os dedos fletidos, sendo a flexão da articulação metacarpofalangeana do dedo mínimo maior que a do indicador. O polegar mantém-se posicionado com extensão da articulação carpo-metacarpal (figura 2.4 (a)).
 - tipo gancho: semelhante ao anterior, porém, com o objeto posicionado transversalmente à palma da mão, com o mesmo grau de flexão em todos os dedos. O polegar age no sentido de oferecer suporte, com qualquer lado da falange proximal, podendo exercer pressão sobre a ponta do objeto (figura 2.4 (b)).
 - tipo extensão do dedo indicador: também semelhante ao tipo padrão, diferindo deste pela extensão do indicador, que faz contato com o objeto na face palmar da falange distal. O polegar pode estabelecer pressão como no tipo anterior (figura 2.4 (c)).
-
-

- tipo extensão: neste caso, os dedos apresentam uma configuração parcialmente estendida nas articulações interfalangeanas proximais e distais. Esta conformação segura um objeto plano entre os dedos e a palma da mão (figura 2.4 (d)).

- tipo distal: os dedos apresentam-se menos fletidos, se comparados ao tipo padrão, e o contato entre o objeto e a palma da mão é mínimo. Um bastão muito fino, ou um instrumento com duas partes móveis conectadas entre si, como uma tesoura, pode ser seguro entre a parte média dos dedos (figura 2.4 (e)).

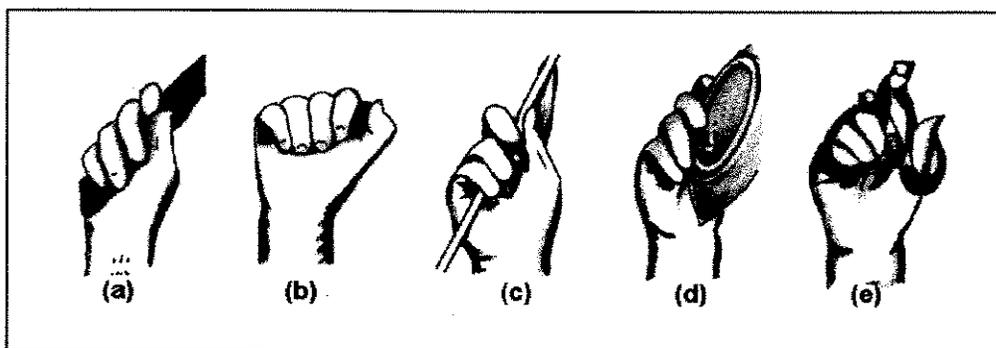


Figura 2.4 - Preensão de força: (a)padrão, (b)gancho, (c)extensão do indicador, (d)extensão, (e)distal (adaptado de KAMAKURA, 1980).

B) Preensão Intermediária : apresenta uma configuração intermediária com relação à preensão de força e a de precisão. Não apresenta uma área de contato com a palma da mão muito significativa, e os dedos apresentam-se em flexão moderada, contatando o objeto pela lado radial do indicador ou longo.

- preensão lateral: um objeto pequeno e plano é seguro entre o lado radial da falange média do indicador e a região palmar da falange distal do polegar (figura 2.5 (a)).

- preensão em tripé: um objeto fino ou pequeno é seguro pelo lado radial do dedo longo e pela região palmar da falange distal do indicador e polegar (figura 2.5 (b)).

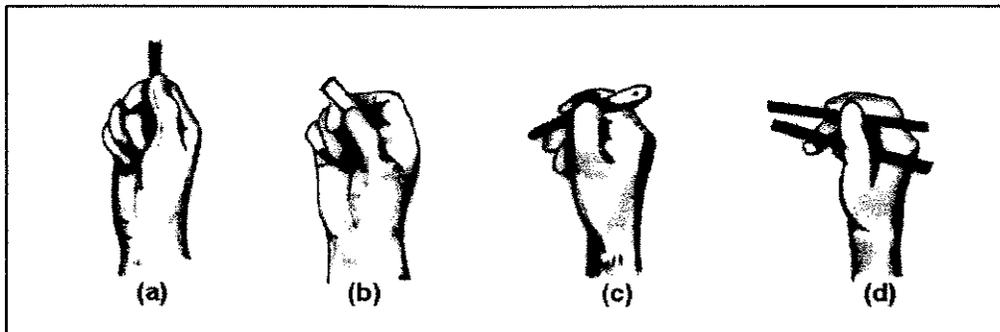


Figura 2.5 - Preensão intermediária: (a)lateral, (b)em tripé, (c)variação I em tripé, (d)variação II em tripé (adaptado de KAMAKURA, 1980).

C) Preensão de precisão : Neste grupo, de maneira genérica, o objeto é seguro pela região palmar dos dedos e polegar. Os dedos apresentam flexão das articulações metacarpofalangeanas em maior grau nos dedos ulnares.

- preensão paralela em leve flexão: o objeto é seguro entre a região palmar da falange distal dos dedos (excluindo o dedo mínimo) e o polegar. Os dedos são posicionados paralelamente uns com relação aos outros (figura 2.6 (a)).

- preensão envolvendo em leve flexão: o objeto é circundado pelos dedos e polegar, que fazem contato com toda a extensão da região palmar ou apenas com a falange distal. O número de dedos participantes e o grau de adução ou abdução das articulações metacarpofalangeanas estão intimamente ligados à forma e ao tamanho do objeto (figura 2.6 (b1) e (b2)).

- preensão em ponta: neste caso, a área de contato se limita às falanges distais (ponta dos dedos) do indicador e/ou médio e o polegar, para segurar um objeto de pequenas dimensões (figura 2.6 (c)).

- preensão paralela em extensão: os dedos apresentam-se todos estendidos e aduzidos nas articulações interfalangeanas distais e proximais, e moderadamente fletidos nas articulações metacarpofalangeanas, para segurar um objeto plano (figura 2.6 (d)).

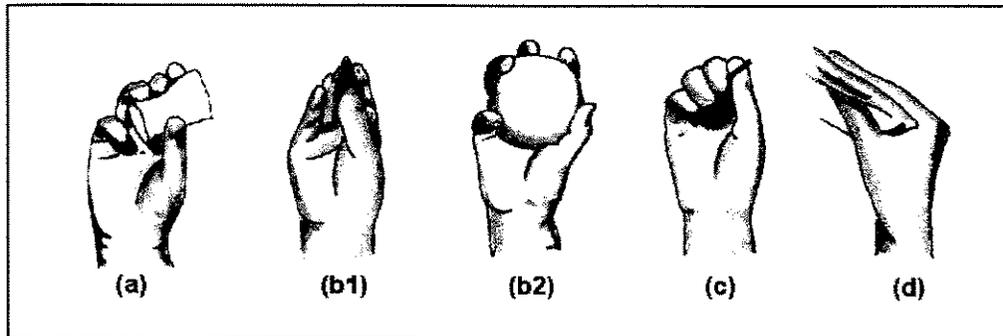


Figura 2.6 - Preensão de precisão: (a)paralela em leve flexão, (b1) e (b2)envolvendo em leve flexão, (c)em ponta, (d)paralela em extensão (adaptado de KAMAKURA, 1980).

D) Preensão sem envolvimento do polegar

- preensão em adução: um pequeno e leve objeto é seguro entre o lado ulnar de um dedo e o radial de outro (figura 2.7).



Figura 2.7 - Preensão sem envolvimento do polegar (adaptado de KAMAKURA, 1980).

Uma outra classificação aparece nos trabalhos de CUTKOSKY (1989), que também parte da divisão básica proposta por NAPIER (1956), ressaltando a importância da tarefa a ser desempenhada. Segundo essa classificação,

esquemáticamente apresentada na figura 2.8, as preensões de disco e esférica podem pertencer a ambos os grupos de preensão de força e de precisão, variando-se a conformação dos dedos. No primeiro caso, o objeto é seguro entre a palma e os dedos, enquanto que, no segundo, apenas as pontas dos dedos entram em contato com o objeto.

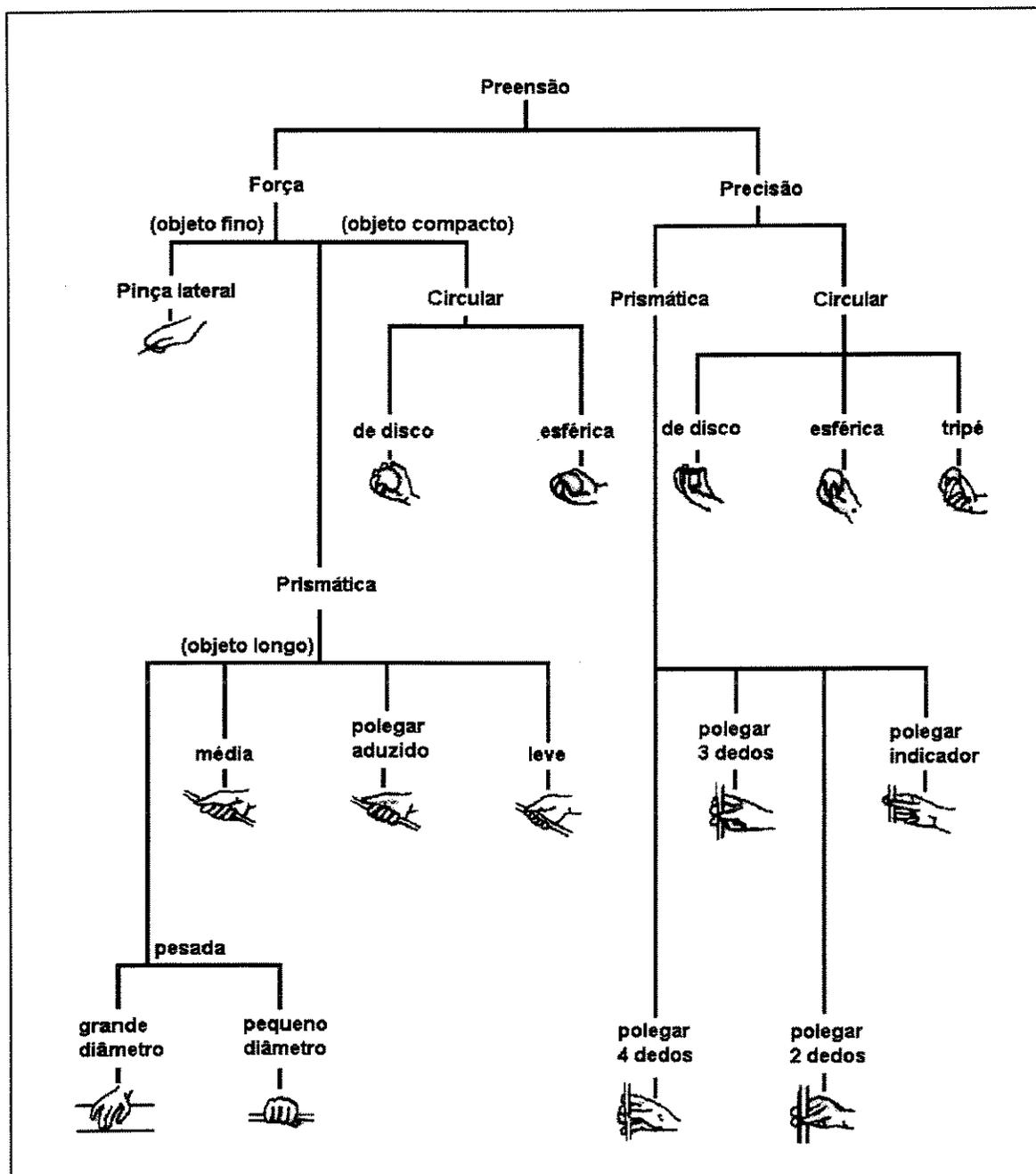


Figura 2.8 - Classificação esquemática da preensão (adaptado de CUTKOSKY, 1989).

As preensões em disco, esférica e em tripé, dispensam qualquer explicação; o próprio nome especifica a conformação que a mão assume para segurar os objetos. Na preensão de força prismática pesada, para um objeto longo seja ele de pequeno ou grande diâmetro, o mesmo é seguro entre a palma da mão e os dedos fletidos em torno do objeto, com o polegar oferecendo suporte. A conformação que a mão assume é, portanto, semelhante à do tipo em gancho, descrito anteriormente. Da mesma forma, as subdivisões média, polegar aduzido e leve, respectivamente, apresentam o polegar cada vez mais aduzido e os dedos menos fletidos.

Por outro lado, na preensão de precisão prismática, um objeto longo e fino é seguro pelas pontas dos dedos, que se mantêm moderadamente flexionados com o polegar em oposição. As subdivisões determinam os dedos que participam da preensão conjuntamente com o polegar.

Como pode ser visto, há a necessidade de uma padronização quanto à terminologia utilizada, uma vez que uma mesma configuração da mão pode receber diferentes denominações de acordo com as diversas classificações.

Independentemente da classificação adotada, um sistema satisfatório de reabilitação deve restaurar padrões de pegar e largar que envolvam um mínimo de esforço consciente do paciente. Como este não pode controlar o nível de atividade de cada músculo, ao mesmo tempo em que executa a tarefa desejada, alguns padrões de preensão, obtidos com base em estudos de sujeitos normais, são colocados à disposição do paciente. BOELTER et. al.

apud PECKHAM et. al.³ verificaram que há predominância da preensão palmar em pegar e segurar objetos nas atividades do dia a dia, e que a maioria das funções podem ser obtidas através de combinação da mesma com a pinça lateral, orientação esta também seguida por KILGORE et. al. (1989). Essa restrição, com relação aos padrões de preensão utilizados pelos sistemas de reabilitação da função motora, constitui uma limitação necessária em função da grande complexidade e diversidade dos movimentos oferecidos pela mão. Além disso, simplifica, em parte, o desenvolvimento dos sistemas de monitoração sensorial para o fornecimento dos feedbacks de força e posição, principalmente, quanto ao posicionamento dos sensores, bem como o desenvolvimento dos sistemas de controle quanto a variação desses parâmetros durante os movimentos previstos. Pelas classificações apresentadas verifica-se uma grande diversidade de posições dos dedos, bem como uma distribuição de força diferente para cada padrão de preensão. A seleção dos principais padrões envolvidos nas atividades cotidianas é, portanto, necessária para possibilitar o estudo e o controle da função motora obtida artificialmente.

³ BOELTER, L. M. K.; KELLER, A. D.; TAYLOR, C. L. e ZAHM, V. - Studies to Determine the Functional Requirements for Hand and Arm Prosthesis. - Final Report to the National Academy of Sciences, Contract Vam-21223. University of California at Los Angeles, Library file. 1947. apud PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W. e FREEHAFER, A. A. - Current Concepts Review - Restoration of Functional Control by Electrical Stimulation in the Upper Extremity of Quadriplegic Patient - *J. Bone and Joint Surg.* 70-A(1) : 144-148, 1988.

2.3. SISTEMA DE CONTROLE BIOLÓGICO DO MOVIMENTO

Da mesma forma que a capacidade de percepção de um indivíduo reflete a capacidade do sistema sensorial em detectar, analisar e estimar a significância dos estímulos, a agilidade e destreza do indivíduo são reflexos da capacidade do sistema motor em planejar, executar e coordenar os movimentos (GHEZ, 1991).

A característica essencial de todo sistema de controle é a realimentação, a fim de promover um fluxo aproximadamente contínuo de informação que, partindo do elemento controlado, alcança o elemento controlador, garantindo assim um ajuste eficaz das variações nas condições da tarefa sob controle.

Desse modo, para integrar as suas funções a um ato voluntário, o sistema motor deve receber um fluxo contínuo de informações sensoriais, sejam elas a respeito do ambiente ou proprioceptivas (estado do próprio organismo). No primeiro caso, o sistema visual, o auditivo e os receptores cutâneos, informam sobre a localização dos objetos no espaço e suas posições relativas e, ainda, sobre o contato com os objetos; no segundo, os receptores localizados nos músculos, nos tendões, nas articulações e o sistema vestibular, informam respectivamente sobre o comprimento e tensão do músculo, ângulos das articulações e a posição do corpo no espaço.

De maneira geral, pode-se dizer que no sistema nervoso existem n alças de realimentação, que integram diferentes partes do sistema nos mais diversos níveis de controle motor. No caso da lesão medular, a comunicação

entre níveis superiores do sistema nervoso central e a periferia está interrompida. Assim, os comandos vindos do sistema de controle motor não mais atingem os músculos cujas inervações situam-se abaixo do nível da lesão, bem como informações proprioceptivas dessas regiões não mais podem ser utilizadas pelo sistema para a elaboração dos movimentos. São essas funções que se pretende restaurar de maneira artificial com a utilização de sistemas de estimulação elétrica neuromuscular.

Através do diagrama de blocos genérico da figura 2.9, que mostra os diversos níveis de realimentação, bem como os centros que desempenham as funções integradoras, de comando e de coordenação geral, tentar-se-á mostrar como é feito o controle da atividade motora e, especificamente, da atividade de preensão.

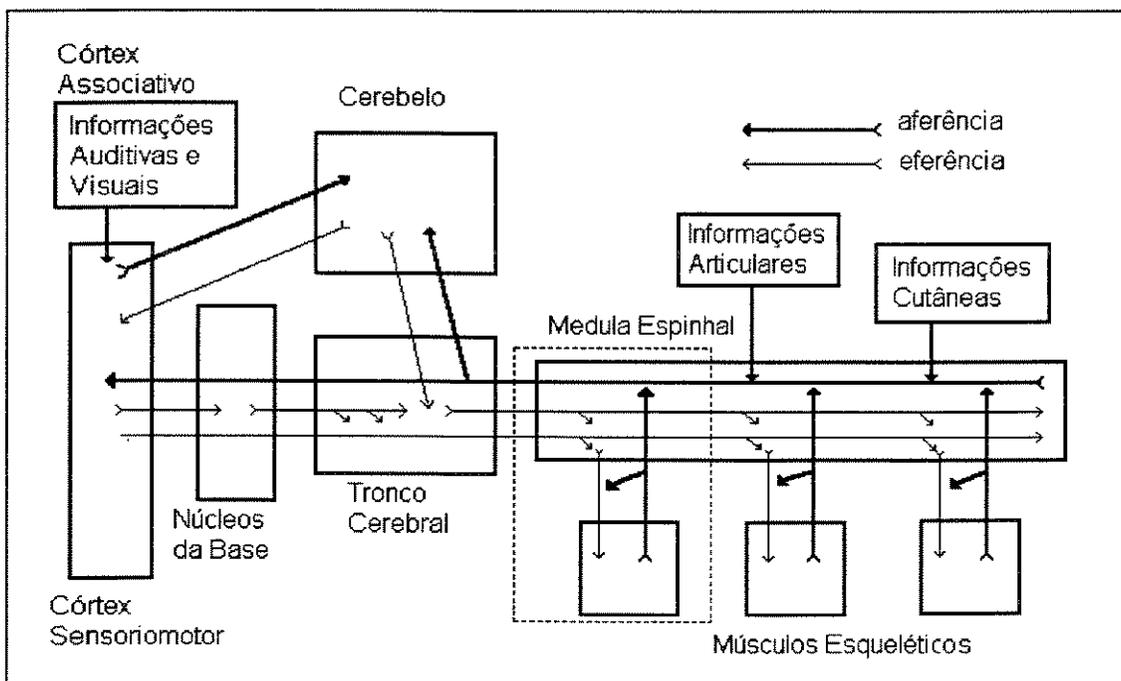


Figura 2.9 - Diagrama de blocos do sistema biológico de controle do movimento (modificado de HENNEMAN, 1978a).

A descrição deste sistema se iniciará pelo nível mais baixo na hierarquia do sistema nervoso, o sistema de controle a nível muscular e medular, ascendendo, em seguida, ao tronco cerebral, aos núcleos da base e, finalmente, ao córtex sensoriomotor e cerebelo como as partes mais nobres do sistema.

2.3.1 - Níveis Muscular e Medular

Um movimento complexo é resultante da ação de um grupo de músculos que, funcionando sinérgica ou antagonicamente, geram o movimento da extremidade considerada. Neste caso ter-se-ia uma sucessão de blocos como o da figura 2.10, tantos quantos fossem os pares de músculos envolvidos no movimento.

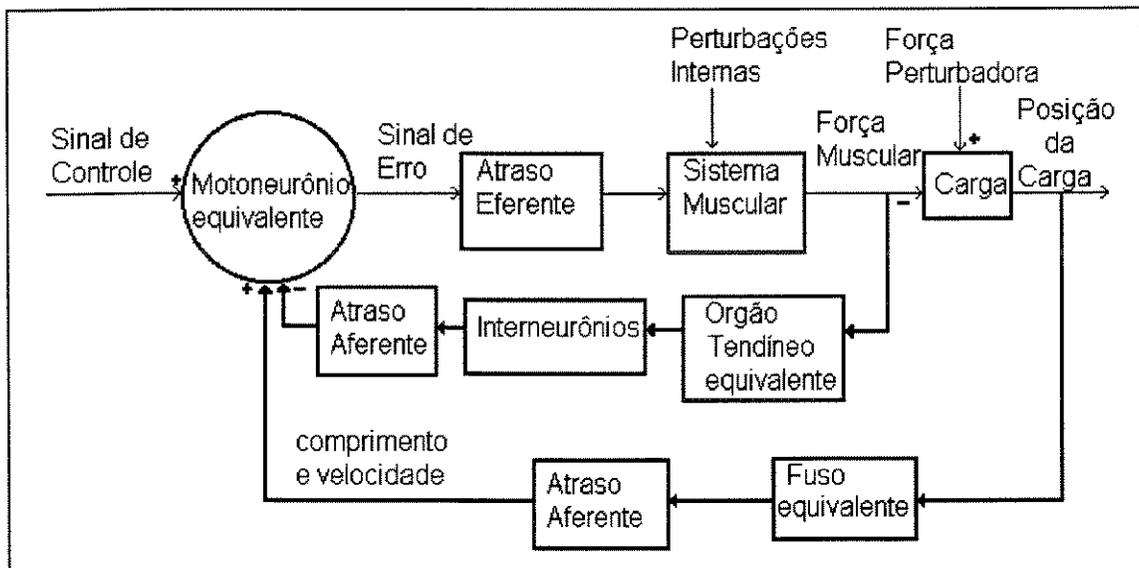


Figura 2.10 - Alça de realimentação para o controle do comprimento e força de um par de músculos antagonistas (adaptado de HOUK & HENNEMAN, 1978).

A figura 2.10 ilustra o primeiro nível de realimentação no controle da atividade muscular, envolvendo a ação de um par de músculos antagonistas, capaz de mover a carga em ambos os sentidos, onde cada bloco pode

sinalizar positiva ou negativamente, dependendo do sentido do movimento ou do músculo estirado.

O sistema controlado está representado pela carga que pode ser uma articulação ou uma carga propriamente dita, cuja posição é controlada pelo sistema muscular, em interação com influências externas, representadas pela força perturbadora.

Quanto ao sistema muscular, a variável de interesse é a força, que é graduada progressivamente pelo recrutamento de unidades motoras (músculo) e por variações na frequência de ativação, que resultarão em mudanças no comprimento do músculo em questão. Este é ainda influenciado por perturbações internas, cujo exemplo imediato corresponde à fadiga muscular.

O sinal de controle, vindo de níveis superiores do sistema nervoso, segue pela medula atingindo os motoneurônios diretamente ou indiretamente através de interneurônios. Considerando o início do movimento e, portanto, com sinal de realimentação nulo, o sinal de controle será traduzido em um sinal eferente que, atuando sobre o sistema muscular, produz uma força muscular positiva que iniciará a movimentação da carga no sentido da posição desejada.

As informações acerca da situação atual do sistema são detectadas, através da alça de realimentação, pelo sistema transdutor representado pelos receptores fusais, que são sensíveis tanto ao comprimento do músculo, quanto à velocidade com que ocorre a mudança, e pelos receptores tendíneos de Golgi, que monitoram a força da contração muscular. Esses são os parâmetros necessários para o efetivo controle do movimento considerado.

Estes sinais são então comparados ao sinal de controle inicial e as possíveis diferenças são expressas através de um sinal de erro eferente, o qual atuará novamente no sistema muscular, promovendo as correções necessárias para que o objetivo final seja atingido. Eventualmente, a carga alcança a posição desejada; mas, devido ao atraso inerente ao sistema o motoneurônio não é informado desse evento, senão depois de a carga ter ultrapassado a sua posição. Esse excesso é então corrigido através da geração de uma força em sentido contrário (contração do músculo antagonista), a qual interrompe a movimentação da carga, conduzindo-a no sentido oposto. Caso o movimento conduza a carga além da posição desejada, uma outra inversão das forças se torna necessária, e assim sucessivamente, até que se atinja um equilíbrio segundo o qual a carga permaneça imóvel na posição desejada.

Outra forma de se iniciar o movimento consiste em uma ação restritamente reflexa pela atuação de forças perturbadoras como, por exemplo, um aumento da carga. Essas forças promovendo o estiramento de um músculo, ativam os receptores musculares que, transmitindo essa informação à medula, geram um sinal de erro eferente que, por sua vez, atuará sobre o sistema muscular, restaurando a condição inicial (HOUK & HENNEMAN, 1978; HOUK, 1978).

Tem-se, portanto, o controle individual de cada par de músculos antagonistas. Contudo, para a realização de movimentos mais complexos, como dito anteriormente, é necessária a interferência de centros superiores, que possibilitem a integração das várias unidades motoras que devem agir

conjuntamente para a execução do movimento especificado, conferindo-lhe a funcionalidade e precisão requeridas.

2.3.2 - Tronco Cerebral

A função básica do tronco cerebral, formado por mesencéfalo, ponte e bulbo, é servir como centro integrador, uma vez que recebe sinais provenientes do córtex, cerebelo, núcleos da base, bem como da medula espinhal. Além disso, a maioria dos tratos motores que descendem a esta última são originados no tronco. Dentre as estruturas constituintes, a mais importante para a função motora é a chamada formação reticular, formada por um agregado frouxo de substância cinzenta (corpo de neurônio), que combina as influências dos diversos centros, somando-as ou subtraindo-as.

Nessa região, estão presentes um centro reticular inibidor e um facilitador que agem, sob controle superior, sobre os circuitos medulares, de maneira antagônica mas balanceadamente, garantindo um tônus muscular adequado ao desempenho das atividades propostas (HENNEMAN, 1978b).

2.3.3 - Núcleos da Base

Constituem um grupo de núcleos localizados na profundidade dos hemisférios cerebrais que participam indiretamente do controle dos movimentos. Dentre eles, os mais importantes para a atividade motora são o núcleo caudado, o putâmen e o globo pálido, que, em associação com o córtex motor e o cerebelo, atuam na regulação motora de padrões mais complexos como, por exemplo a escrita, controlando as intensidades relativas dos

movimentos, suas direções e a seqüência dos múltiplos movimentos sucessivos e paralelos necessários para que sejam alcançados objetivos motores específicos.

Neste sentido, assume-se que os núcleos da base são responsáveis por grande parte dos movimentos estereotipados e subconscientes que, muitas vezes, envolvem contração simultânea de diversos músculos dispersos pelo corpo.

2.3.4 - Córtex Sensoriomotor

A área imediatamente anterior ao sulco central do córtex cerebral, denominada córtex motor, em conjunto com a área imediatamente posterior ao sulco, denominada área sensorial, constituem o chamado córtex sensoriomotor, uma área cortical relacionada estritamente com a função motora e sensitiva.

Pouco se sabe a respeito da origem dos comandos neurais que levam ao movimento, ou seja, os centros de comando que originariam a ordem inicial para a execução do movimento (HENNEMAN, 1978d). De qualquer forma, independente da sua origem, essas ordens são executadas a partir do córtex motor. Ações voluntárias podem ser entendidas como seqüências de eventos ocorrendo em vários estágios. Inicialmente, a noção de um ato é formada na mente, em resposta a estímulos internos tais como pensamentos e emoções, ou em resposta a estímulos externos. Em seguida, esta idéia de movimento é traduzida em padrões de sinais neurais em uma parte do cérebro na qual programas motores, adquiridos através de aprendizagem, são selecionados.

Por fim, esses programas são executados a partir do córtex motor (HENNEMAN, 1978d; GHEZ, 1991a).

Duas linhas de ação podem ser discriminadas: os sistemas piramidal e extrapiramidal que, de forma harmoniosa, transmitem os comandos corticais à medula espinhal, para a execução propriamente dita do movimento. O sistema piramidal, de forma bem sucinta, faz conexões sinápticas, predominantemente com interneurônios medulares e, de forma mais restrita, com motoneurônios, sendo responsável por movimentos delicados e precisos. O sistema extrapiramidal, por outro lado, transmite as informações corticais, de maneira indireta, através de conexões com os núcleos da base, formação reticular do tronco cerebral ou com o cerebelo, para depois atingir a medula espinhal.

Em cada uma das subdivisões do córtex sensoriomotor, as partes do corpo estão representadas de forma ordenada, constituindo o chamado homúnculo de Penfield. As partes do corpo capazes de movimentos finos e delicados, como é o caso da mão e dos dedos, apresentam uma área representativa maior, em função da densidade de inervação periférica.

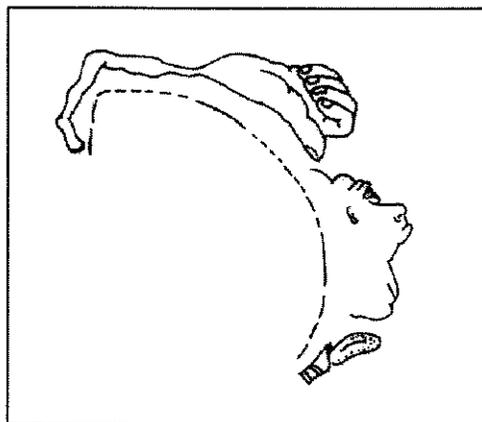


Figura 2.11 - Homúnculo sensoriomotor (modificado de GHEZ, 1991b).

Sempre que um movimento ocorre, é acompanhado por mudanças na atividade em todos os níveis do sistema nervoso, no estado mecânico dos músculos e das articulações que executam o movimento e, frequentemente, na relação entre o organismo e o meio ambiente. Se os centros de controle têm que adaptar suas eferências às variações que ocorrem, devem manter-se informados e receber um fluxo contínuo de informações. Assim, impulsos somáticos sensoriais a partir da pele, articulações e músculos, são mediados para o córtex pelos núcleos do tálamo, informando quanto à situação do movimento. Para o controle efetivo, analisa também informações aferentes vindas do cerebelo, do hemisfério oposto (no caso de coordenação bilateral) e de outros centros corticais e subcorticais, como a aferência do córtex visual, fundamental para a realização de movimentos visualmente guiados. Toda a aferência é integrada e analisada para a produção da resposta eferente (HENNEMAN, 1978d).

Além dessa realimentação vinda de receptores nas diversas partes do organismo, seja transmitindo informações proprioceptivas, ou do meio externo, existe outra alça denominada realimentação interna. Assim, sinais eferentes provenientes de diversos centros motores, informariam o sistema nervoso central sobre movimentos futuros, antes que os impulsos atingissem a periferia, permitindo assim eventuais correções, antes mesmo da realização do movimento.

Outro ponto de grande relevância, constitui o fato de os movimentos intencionais e, portanto, voluntários, serem, na realidade, resultantes da utilização de funções reflexas como parte de respostas a um estímulo, porém,

em uma situação mais elaborada. A habilidade da criança em alcançar com a mão um objeto desejado no campo visual é o produto de um aprendizado lento, precedido pelo aparecimento do reflexo de preensão automática (reflexo de fechamento da mão), mais tarde pelo reflexo de esquiva, e ainda, posteriormente, pela preensão instintiva. Em pacientes com lesões nos lobos frontais, podem-se distinguir dois tipos de movimentos preênsais automáticos. Em um deles, um estímulo tátil movendo-se distalmente, aplicado à palma da mão, elicia um simples fechamento da mão. Após o início do movimento, a tração dos dedos reforça a reação denominada reflexo de fechamento. No outro, um contato maior, incluindo partes das faces lateral e dorsal da mão e do punho, provoca uma extensão do braço, seguida por flexão, associada a outros movimentos do antebraço que servem para trazê-lo para um contato mais próximo com a palma da mão. Quando o contato alcança a palma, a mão se fecha no chamado reflexo de preensão. Esta sequência de movimentos, destinada a orientar a mão para o estímulo ambiental é chamada reação de preensão instintiva. Por isso, diz-se que os reflexos de preensão e de esquiva são os elementos básicos a partir dos quais a atividade de preensão voluntária, dirigida, se desenvolve (HENNEMAN, 1978d).

2.3.5 - Cerebelo

O cerebelo realiza a função de centro coordenador de todo o sistema motor, principalmente no sequenciamento das atividades motoras, bem como na monitoração e eventuais correções das atividades evocadas por outras regiões (HENNEMAN, 1978c; GHEZ, 1991c).

Essa função constitui uma outra alça de realimentação no controle muscular; recebendo informações do córtex sobre os movimentos musculares que este pretende realizar e, ao mesmo tempo, informações proprioceptivas (receptores musculares, tendinosos, articulares e cutâneos), bem como aferências visuais, auditivas e vestibulares, indicando os movimentos realmente realizados. Esse grande influxo de informação é analisado e integrado, para a elaboração das alterações seqüenciais no estado de cada região corporal, adequando o movimento realizado ao pretendido.

Essa ação coordenadora pode ser verificada na regulação da velocidade, na metria, na força e na direção dos movimentos, características estas essenciais na preensão e manipulação de objetos.

Uma confirmação dessas dependências foi obtida por SMITH & BOURBONNAIS (1981) e outros autores por eles citados. Experimentos realizados com macacos mostraram correlação significativa entre estas variáveis (força, direção e velocidade do movimento) e a frequência de descarga de diferentes neurônios cerebelares.

Uma disfunção deste segmento poderia, por exemplo, provocar uma dismetria, correspondendo à interrupção do movimento antes de se atingir o alvo, ou ultrapassando o mesmo, ou um desvio a partir da linha do movimento, o que representaria uma inabilidade para manipular o objeto na direção desejada.

2.3.6 - Atividade Motora Voluntária - Integração

Todos estes mecanismos, desde o nível músculo-medular até o nível cerebelar, estão presentes nas atividades de apreensão e manipulação de objetos.

Um movimento voluntário simples, como o de pegar um copo e levá-lo à boca, envolve vários processos complexos. Primeiro, verifica-se a identificação do copo, a sua localização no espaço e a sua posição relativa à posição da mão e do corpo. A seguir, um plano de ação resultante de processo de aprendizagem é selecionado, especificando as partes envolvidas e a direção em que devem se mover; ou seja a trajetória a ser seguida. Só então a resposta passa a ser executada.

Os comandos iniciais vindos do córtex e tronco cerebral transmitidos aos motoneurônios da medula, especificam a sequência temporal da ativação muscular, as forças a serem desenvolvidas e as alterações nos ângulos articulares. Durante a aproximação, a mão e os dedos são orientados no sentido de configurar uma posição que permita contornar o copo e, paralelamente, verifica-se a coordenação dos movimentos do braço e cotovelo, além do punho, permitindo, assim, que o copo finalmente seja pego (GHEZ, 1991b). Especificamente para a apreensão, os parâmetros de interesse são o tamanho da abertura da mão (ângulos articulares e comprimento muscular) e a força exercida (força de contração muscular). Antes de a apreensão efetuar-se, apenas o primeiro parâmetro é monitorado. Após o contato, caso se trate de objeto rígido, essa informação torna-se redundante, uma vez que os ângulos

articulares, bem como o comprimento do músculo, não mais se alteram; a força passa a ser, então, a informação representativa da preensão.

Para a manipulação do copo, conduzindo-o à boca, tem-se o reinício de todo esse processo: avaliação, seleção de plano de ação, comando inicial e coordenação.

Deve-se ainda ressaltar que durante todo o movimento verifica-se a atuação das alças de realimentação, em todos os níveis do sistema nervoso, promovendo os ajustes corretivos que se fizerem necessários. Por exemplo, na presença de uma força perturbadora externa, o sistema atuará no sentido de compensar os desvios dela decorrentes. Essa perturbação será detectada pela alça de realimentação nos níveis medular e cerebelar, resultando em um sinal de erro eferente maior. Esse sinal poderá promover maior recrutamento de fibras musculares, ou aumentar a força de contração das unidades já selecionadas, adequando assim o movimento realizado ao pretendido.

Um sistema artificial, que se proponha então a substituir as funções perdidas com a lesão, deve, além de promover o movimento inicial através da estimulação elétrica neuromuscular, monitorar o estado atual dos membros envolvidos possibilitando a elaboração dos ajustes que se fizerem necessários durante a execução do movimento. Os componentes básicos de um sistema artificial para o controle motor da preensão estão ilustrados no diagrama da figura 2.12, que se assemelha àquele da figura 2.10.

Os sensores de força monitoram agora a força de preensão, ou seja, aquela exercida sobre os objetos, que não deixa de ser uma representação da

força de contração muscular. Os sensores de posição, por sua vez, monitoram o estado das articulações dos dedos informando o grau de flexão das mesmas.

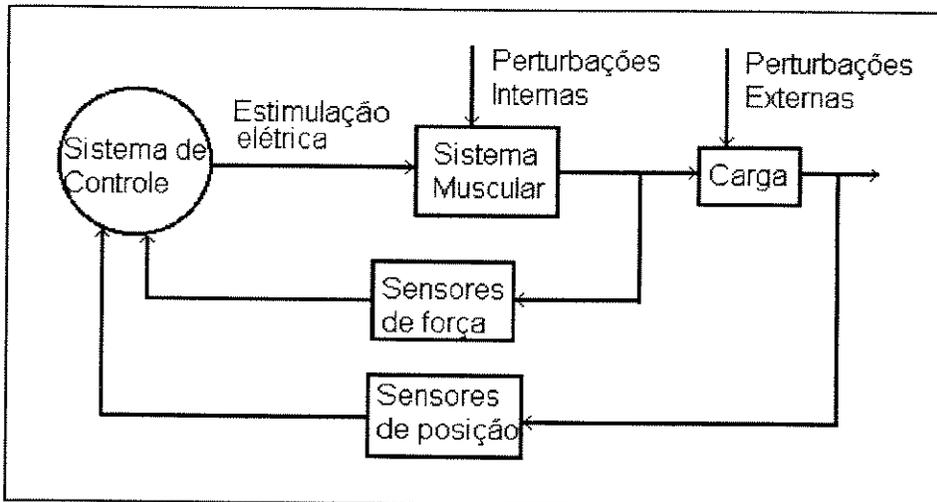


Figura 2.12 - Diagrama de blocos básico de um sistema de restauração da função motora de preensão.

De posse dessas informações cabe ao sistema de controle integrá-las para a elaboração dos ajustes que se fizerem necessários, que então serão expressos através de variações no sinal de estimulação elétrica neuromuscular.

Sensores

3.1. SENSORES

Os sistemas biológicos são dotados de milhares de micros sensores que enviam, constantemente, informações ao sistema nervoso central, sejam elas sobre o ambiente ou sobre condições do próprio organismo. Em uma atividade simples como, por exemplo, pegar um objeto, informações de temperatura, textura, peso, tamanho, geometria, localização no espaço, distribuição de pressão sobre a superfície de contato, entre outras, estão sendo enviadas ao sistema nervoso.

É fácil de se verificar que a tentativa de substituição de parte do sistema biológico por sistemas eletrônicos se confronta com a necessidade de sensores adequados para interfacear os dois sistemas, devendo ser capazes de transmitir aos últimos as informações relevantes acerca dos primeiros.

Os tipos de sensores necessários compreendem alguns dos comumente utilizados em sistemas industriais. As exigências quanto à resolução e intervalo de funcionamento são compatíveis, mas existem outras limitações que impedem a aplicação direta de sensores comerciais.

O aspecto mais importante é que os sensores, bem como os demais sistemas eletrônicos, não devem afetar o comportamento e as propriedades naturais do sistema biológico. Devem ser leves, pequenos, de fácil utilização e estéticos.

No caso dos sensores utilizados especificamente em sistemas de reabilitação, acrescenta-se, aos requisitos anteriores, a necessidade de não limitarem os movimentos ou graus de liberdade do membro e a possibilidade

de sua utilização sob roupas. Além disso, devem ser de fácil colocação e retirada, não requerendo calibração frequente e podendo operar em ambientes normais, sujeitos a variações de temperatura, umidade e iluminação; ambientes que contenham materiais ferromagnéticos e sujeitos a diferentes níveis de ruído. Um sensor que funciona adequadamente no laboratório sob condições controladas pode não apresentar o mesmo comportamento em ambientes comuns (CRAGO et. al., 1986).

Quanto à tecnologia utilizada na manufatura desses sensores, são grandes as possibilidades de aplicação. No entanto, a escolha final baseia-se no confronto entre necessidades e possibilidades. Métodos tradicionais podem ser práticos, mas muitas vezes não atendem a todos os requisitos técnicos; por outro lado, a microeletrônica e os dispositivos de estado sólido (semicondutores), e com isso a possibilidade de miniaturas, envolvem um custo mais elevado.

Os principais sensores envolvidos na reabilitação de membros superiores são os responsáveis pela transmissão de informações táteis e de posição. Dentre esses, foram adotados, como tema central a ser desenvolvido, os sensores de força, utilizando um eletrogoniômetro como sistema auxiliar.

3.2. SENSORES DE POSIÇÃO

O dispositivo típico é o chamado eletrogoniômetro, um dispositivo eletro-mecânico utilizado no estudo e avaliação dos movimentos articulares.

Funcionalmente, pode ser considerado como sendo um sensor de movimento angular, à medida que fornece um sinal elétrico proporcional ao ângulo correspondente à articulação à qual foi acoplado.

Sua maior aplicação, no entanto, vem sendo como dispositivo fornecedor de feedback de posição em sistemas de avaliação e controle da marcha, não obtendo grande expressão nos sistemas de reabilitação de membros superiores.

Os sistemas de estimulação elétrica neuromuscular para a restauração da função da mão têm sido aplicados, predominantemente, em pacientes lesados aos níveis C5 e C6 que possuem o movimento voluntário do braço e, conseqüentemente, a habilidade de posicionamento das mãos no espaço. Este parâmetro, por não requerer controle por parte do sistema, não é monitorado.

Uma terceira aplicação desse dispositivo, que vem sendo investigada mais recentemente, seria como fornecedor de feedback de posição dos dedos durante o movimento de preensão. Neste caso, as exigências de design são mais rigorosas, em função das dimensões envolvidas, bem como o número de graus de liberdade presentes no movimento dos dedos. Um dispositivo para este fim não pode oferecer resistência alguma ao movimento.

Contudo, como a preensão está intimamente relacionada à manipulação do objeto, acredita-se que um indicativo do posicionamento da mão pode ser uma variável importante, tanto para o estudo da variação da força durante a manipulação, quanto para o seu efetivo controle, podendo assim ser utilizado como mecanismo de segurança.

O tipo básico constitui-se por duas hastes interligadas por meio de uma articulação na qual é posicionado um potenciômetro linear. De acordo com o movimento angular das hastes, obtém-se uma variação da resistência do potenciômetro. Pela Lei de Ohm ($V = R \times I$), para uma corrente constante, uma variação na resistência resulta em uma variação proporcional da tensão. Em função da linearidade do potenciômetro, obtém-se uma relação direta entre tensão de saída e o ângulo entre as hastes.

Originalmente, esse dispositivo era capaz de medir o movimento segundo um único plano (TRNKOCZY & BAJD, 1975; PEAT et. al., 1976; TATA et. al., 1978), mas os graus de liberdade podem ser aumentados, mediante elaboração de uma articulação mais complexa, capaz de quantificar o movimento em três planos (JONSTON & SMIDT, 1969; KETTELKAMP et. al., 1970; TOWNSED, IZAK E JACKSON, 1977; CHAO, 1980).

Apesar de consistirem em uma alternativa simples, com bom desempenho e baixíssimo custo os eletrogoniômetros, tornam-se, por vezes, robustos, oferecendo algumas limitações ao livre movimento e dificuldades quanto à fixação ao membro correspondente. Um leve deslocamento do eixo da articulação irá alterar os resultados a serem obtidos.

Contudo, os sensores de posição não se restringem aos eletrogoniômetros típicos; outras tecnologias vêm sendo utilizadas na confecção destes dispositivos.

Uma delas baseia-se na utilização de *strain gauges* como elementos sensores. Um dispositivo muito mais leve, flexível, que envolve, porém, uma tecnologia e um custo mais elevado. Essa tecnologia foi utilizada por

NEUMAN et. al. (1994) na elaboração de um sensor de posição angular para os dedos.

Um filme metálico depositado sobre uma fina e flexível camada de substrato constitui o *strain gauge*.

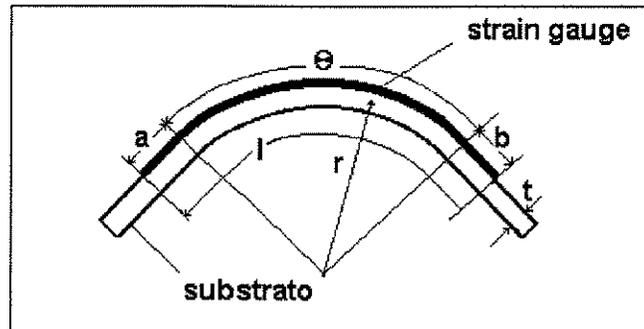


Figura 3.1 - Vista esquemática do sensor de posição, ilustrando as variáveis utilizadas.

Uma flexão do dispositivo traciona o *strain gauge*, resultando num aumento Δl em seu comprimento original. A variação resultante na resistência corresponde a:

$$\Delta R = \frac{R_0 \cdot \gamma \cdot t}{2 \cdot l_0} \theta \tag{3.1}$$

onde $\gamma = \frac{\Delta R / R_0}{\frac{t}{2} \theta \cdot l_0}$ e $l_0 = a + b + r \cdot \theta$

Tem-se, assim, um outro dispositivo cuja variação da resistência é proporcional ao ângulo de flexão do elemento sensor.

Como alternativa de simplificação de design, verifica-se o uso de mercúrio como elemento sensor, ao invés do elemento metálico. Nesse caso, o elemento resistivo corresponde a um tubo de borracha preenchido com

mercúrio. Infelizmente, apesar da flexibilidade e simplicidade, não apresenta repetibilidade nem precisão, pela instabilidade do mercúrio e por seu potencial de risco.

Um sensor de movimento angular também pode basear-se na utilização do efeito Hall (CRAGO et. al., 1986; WEBSTER, 1988). Um gerador produz uma saída de tensão proporcional à componente normal de um campo magnético externo e uma corrente de controle estabelecida segundo a equação:

$$V(t) = K \cdot I_c(t) \cdot B \cdot \cos[\theta(t)] \quad (3.2)$$

onde

B - magnitude do campo magnético

I_c - corrente de controle

K - coeficiente de sensibilidade

$\theta(t)$ - ângulo entre o campo e a componente normal ao gerador

Para I_c constante, o ângulo pode ser definido por:

$$\cos[\theta(t)] = \frac{V(t)}{K \cdot I_c \cdot B} \quad (3.3)$$

Uma implementação, segundo esses conceitos, foi desenvolvida por KOLEN, RHODE e FRANCIS (1993). Segundo relatos, obtiveram um sensor tri-planar de pequenas dimensões e peso, com alta sensibilidade, utilizando o campo magnético da Terra como referência.

Métodos indiretos também podem ser utilizados, como é o caso do acelerômetro. Esse dispositivo atua na medição da aceleração do membro em questão, mas, mediante processamento matemático, pode-se obter a variação angular do movimento (SMIDT et. al., 1977; WILLEMSSEN, VAN ALSTE e BOOM, 1990; MENEGALDO & CLIQUET, 1994).

Sensores capacitivos (KO, 1986) e ultra-sônicos (CRAGO et. al., 1986) também são citados como dispositivos utilizados para medição do ângulo articular.

3.3. SENSORES TÁTEIS

A força desenvolvida durante a apreensão de objetos constitui um dos parâmetros essenciais no controle do movimento, ressaltando, assim, a importância do desenvolvimento de sensores apropriados. As maiores limitantes para a aplicação em sistemas neuroprotéticos correspondem às dimensões envolvidas.

Os dispositivos comumente utilizados em aplicações industriais são citados como células de carga. No entanto, esses sensores, além de não possuírem intervalo de força de trabalho adequado, são muito robustos para aplicações biomédicas.

DARIO & ROSSI (1985) fizeram uma revisão de alguns dispositivos existentes comercialmente. Contudo, os sensores táteis apresentados têm sua maior aplicação em robótica, sendo volumosos para serem posicionados sobre

a mão humana em aplicações clínicas. No entanto, relatam um importante campo de pesquisa que se abre a partir dos estudos da função sensorial da pele humana.

Acredita-se que alguns receptores detectam variações estáticas ou muito lentas de parâmetros tais como a pressão e a temperatura; mas estudos têm mostrado que a maioria deles responde a variações bruscas. Essas características refletem um comportamento piroelétrico e piezoelétrico (ATHENSTAEDT, CLAUSSEN e SCHAPER, 1982).

Entre os inúmeros dispositivos citados por DARIO & ROSSI (1985), destaca-se a utilização de polímeros sintéticos como matéria prima para a confecção de sensores de força. O PVDF (poli fluoreto de vinilideno) possibilita a obtenção de filmes finos, flexíveis, dotados de propriedades piroelétricas e piezoelétricas. O mecanismo básico de funcionamento consiste na geração de cargas elétricas mediante variação da pressão e temperatura aplicadas. Eletrodos dispostos em ambas as superfícies coletam as cargas resultando numa diferença de potencial.

Outra tentativa de se imitar o comportamento natural da pele consiste no dispositivo implementado por STOJILJKOVIC & CLOT (1977), denominado "pele artificial". A estrutura do sensor compreende uma camada condutiva superior sobre a qual um potencial V é aplicado. Entre essa camada e uma matriz de eletrodos localizados internamente, uma camada de elastômero se comporta como uma resistência variável em função da deformação. A partir de processamento elétrico, obtêm-se dois sinais de saída; um deles, mais sensível e com rápida adaptação e outro, com adaptação mais lenta.

A integração de várias unidades, como a descrita acima, através de processamento em redes neurais, permitiu um controle da força exercida, considerando-se a complacência do objeto e evitando escorregamentos; mostrando assim ser eficiente para um vasto intervalo de forças e superfícies.

ROSSI, NANNINI e DOMENICI (1988) também propõem uma implementação com esses requisitos para mimetizar a transdução mecanoelétrica da pele. A estrutura básica (figura 3.2) compõe-se de uma rede polimérica (poliácido acrílico e poliálcool vinílico) negativamente carregada, embebida em uma solução aquosa contendo contra íons positivos móveis. Quando o dispositivo é comprimido entre dois eletrodos, um poroso e outro impermeável, verifica-se um fluxo de água que induz um deslocamento de cargas positivas, polarizando-o. Assim, pode-se medir uma diferença de potencial proporcional à força inicialmente aplicada.

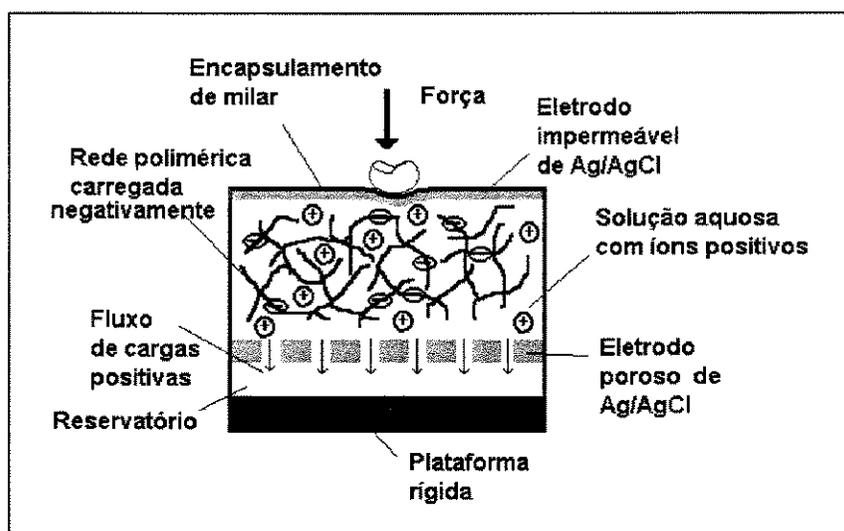


Figura 3.2 - Estrutura básica do sensor tátil baseado na transdução mecanoelétrica da pele (adaptado de ROSSI et. al., 1988).

Comercialmente, verifica-se a existência de outro dispositivo baseado na utilização de polímeros condutivos. A Interlink Eletronics oferece o

chamado FSR (resistor sensível à força), que exibe um decréscimo em sua resistência em função de um aumento da força aplicada sobre sua área ativa.

A figura 3.3 mostra esquematicamente a estrutura do sensor. Os elementos são compostos por duas camadas condutivas, interpostas por um espaço livre. Na condição sem carga, apresenta uma resistência infinita ($> 1M\Omega$); mas, mediante aplicação de força, as duas camadas estabelecem contato, diminuindo, assim, a resistência.

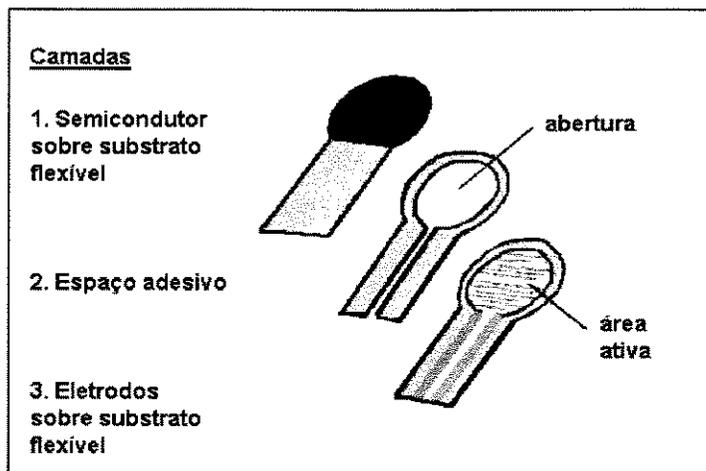


Figura 3.3 - Desenho esquemático da construção do FSR (adaptado de Interlink Electronics - FSR Integration Guide & Evaluation Parts Catalog) .

Uma aplicação desses elementos foi proposta por JENSEN, RADWIN e WEBSTER (1991), na elaboração de um sensor para medição de forças externas aplicadas aos dedos.

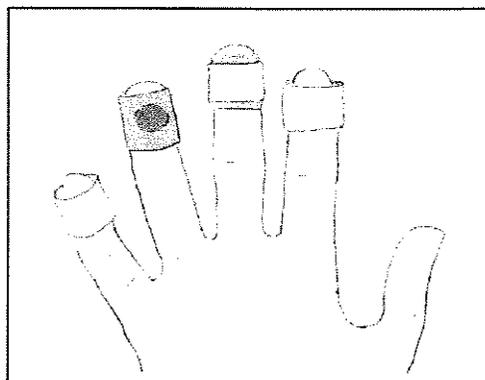


Figura 3.4 - Fixação do sensor de força (FSR) (adaptado de JENSEN et. al., 1991).

Os dispositivos utilizados apresentavam área ativa de 12 mm de diâmetro, sobre a qual uma fina camada de *epoxy*, resultando numa espessura final de 1,8 mm, conferia maior rigidez à unidade e, ao mesmo tempo, direcionava toda a força aplicada. A fixação dos sensores, como mostra a figura 3.4, foi estabelecida com a utilização de esparadrapo cirúrgico.

CRAGO et. al. (1986) também faz uma revisão acerca dos sensores utilizados na obtenção da força de preensão. Esse autor relata o desenvolvimento de um sensor ultra-sônico desenvolvido na Universidade de Utah. O sensor baseia-se na detecção da espessura de um material complacente (composto de silicone e elastômero). Filmes ultra-sônicos com comportamento piezoelétrico, depositados sobre superfícies opostas, funcionam como elementos transmissores ou receptores, possibilitando assim a determinação da força aplicada.

Outro dispositivo citado baseia-se na utilização de material piezoresistivo na confecção de um sensor para o polegar (figura 3.5), consistindo num sensor de pressão encapsulado (ponte de *strain gauge*). Uma deformação aumenta a pressão exercida sobre o sensor, que emite um sinal proporcional à força aplicada.

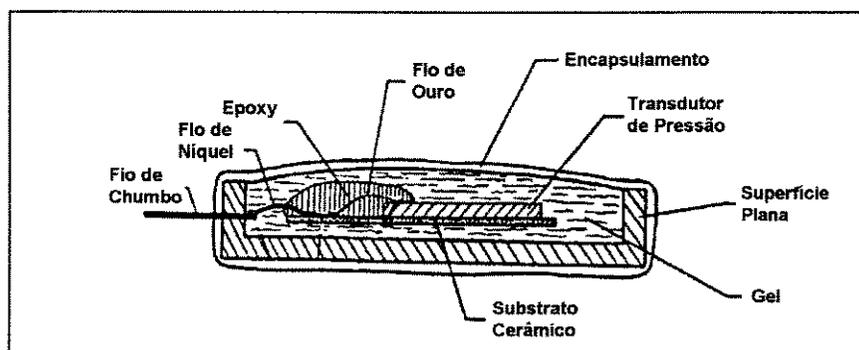


Figura 3.5 - Sensor piezoresistivo para o polegar (adaptado de CRAGO, 1986).

Uma outra aplicação de sensores de pressão foi implementada pela Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração (HCFMUSP) (comunicação interna). Uma cápsula plástica, em forma de bolha, contendo óleo, conectava-se, através de um capilar, ao sensor de pressão. A força exercida sobre a superfície era então transmitida pelo óleo até o sensor. Contudo, em função do volume, não se mostrou adequado ao uso aqui proposto.

Sensores capacitivos também são citados entre os dispositivos desenvolvidos. A estrutura básica consiste em dois filmes de metal paralelos; um deles, sobre um substrato cerâmico, e, o outro, sobre um substrato de milar flexível, interpostos por uma camada de elastômero que funciona como um dielétrico. Uma variação da espessura desta camada resultará numa variação da capacitância, de tal forma que a tensão de saída do dispositivo será proporcional à força inicialmente aplicada.

CRAGO (1994) se utiliza de objetos instrumentalizados para o fornecimento do feedback de força para o controle da função da mão em atividades de manipulação. Dois dispositivos citados correspondem a um copo e um garfo dotados de sensores (*strain gauges*), possibilitando, assim, medir a força de preensão durante atividades cotidianas. Uma desvantagem deste sistema, no que se refere a sua aplicação prática, constitui o fato de tornar necessária a instrumentalização de todos os objetos possíveis de serem manipulados em situações rotineiras, ficando assim para o uso exclusivo do paciente.

Outros sensores citados na literatura consultada, apesar de medirem a força de preensão, não são apropriados para utilização como dispositivos

protéticos. CRAGO (1991) utiliza uma pequena plataforma de força como fornecedora de feedback para o controle da preensão. AMIS (1987) e LEE & RIM (1991) relatam a utilização de um cilindro dotado de sensores o qual era pego para a verificação da força.

A literatura consultada mostrou-se pobre com relação a sensores de força apropriados ao uso cotidiano. Alguns sensores vêm sendo desenvolvidos e demonstrados sob condições laboratoriais, mas limitações de design tornam-nos impróprios para o uso clínico. Por outro lado, várias tecnologias vêm mostrando o seu potencial, requerendo um maior esforço e dedicação para novas implementações.

Materiais e Métodos

Os procedimentos experimentais adotados, conforme figura 4.1, dividem-se basicamente em dois grandes blocos: sistema de aquisição de dados e sistema de monitoração sensorial.

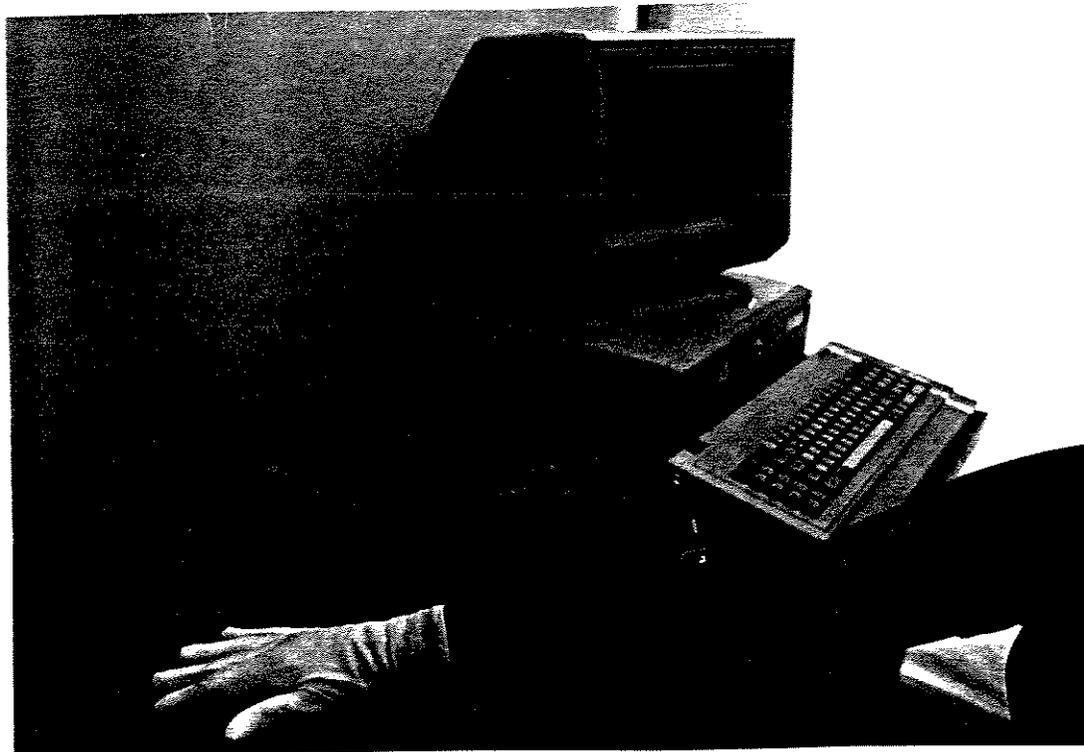


Figura 4.1 - Materiais utilizados no procedimento experimental.

O sistema de monitoração sensorial compreende dois sensores desenvolvidos; um sensor de posição angular, representado pelo Eletrogoniômetro e sensores de força, representados pela Luva Instrumentalizada. O primeiro deles será descrito no item 4.1 e o segundo, no item 4.2. O sistema de aquisição de dados, composto por hardware e software (SALEMUS e SACS), será tratado no item 4.3.

No item 4.4, será definido o procedimento adotado para a realização dos testes dinâmicos que permitiram conhecer o comportamento dos sensores numa atividade preênsil, bem como a variação da força durante o movimento.

Serão definidos também os procedimentos adotados para a análise dos dados obtidos. Os resultados desses procedimentos experimentais e estatísticos estarão contidos no capítulo 5.

4.1. ELETROGONIÔMETRO

Analizando todas as alternativas e visando a uma implementação simples, de baixo custo e que atendesse às necessidades vigentes, optou-se por uma implementação da configuração padrão básica.

O procedimento aqui apresentado partiu, então, da revisão e posterior adaptação de dispositivos usualmente utilizados, resultando no eletrogoniômetro para cotovelo (figura 4.2).

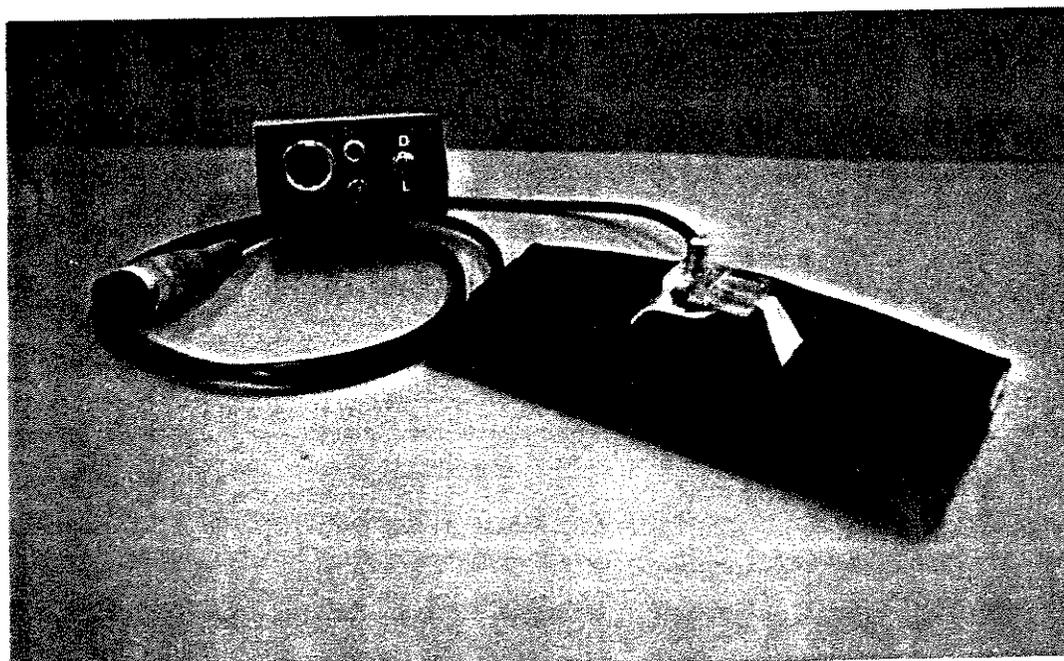


Figura 4.2 - Sistema do eletrogoniômetro de cotovelo.

4.1.1 - Projeto Mecânico

O cotovelo, por se constituir numa articulação em dobradiça e, portanto, com movimentos em um único plano, não requer eletrogoniômetros poliaxiais ou multiplanares; uma única articulação é suficiente para a avaliação quantitativa do movimento.

O dispositivo desenvolvido consiste em duas hastes de alumínio relativamente pequenas, com uma elevação em uma das extremidades, possibilitando a formação da articulação. A vista lateral esquemática encontra-se na figura 4.3.

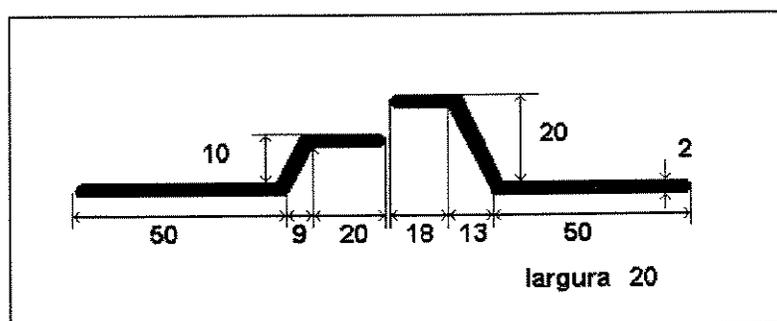


Figura 4.3 - Esquema da vista lateral das hastes do eletrogoniômetro com suas dimensões (medidas em mm).

Houve a necessidade de um ajuste interno na articulação, de maneira a compensar um pequeno deslocamento lateral que se verifica mediante a flexão do braço. Observando-se a região do cotovelo, quando em flexão, nota-se uma declividade anatômica, provocando um pequeno deslocamento lateral do centro de rotação do sensor, deslocamento este que resultará em erro de leitura do ângulo entre as hastes, quando do retorno à posição correspondente à extensão.

O deslocamento lateral resulta em um ângulo θ de extensão, quando, na verdade, as hastes deveriam estar alinhadas, como na posição inicial ($\theta=180^\circ$).

Um sistema de ajuste de posição do centro de rotação foi implementado, a fim de contornar o erro oferecido pelo deslocamento. Esse ajuste corresponde a um deslizamento de uma haste, internamente a um encaixe fixado na outra (figura 4.4).

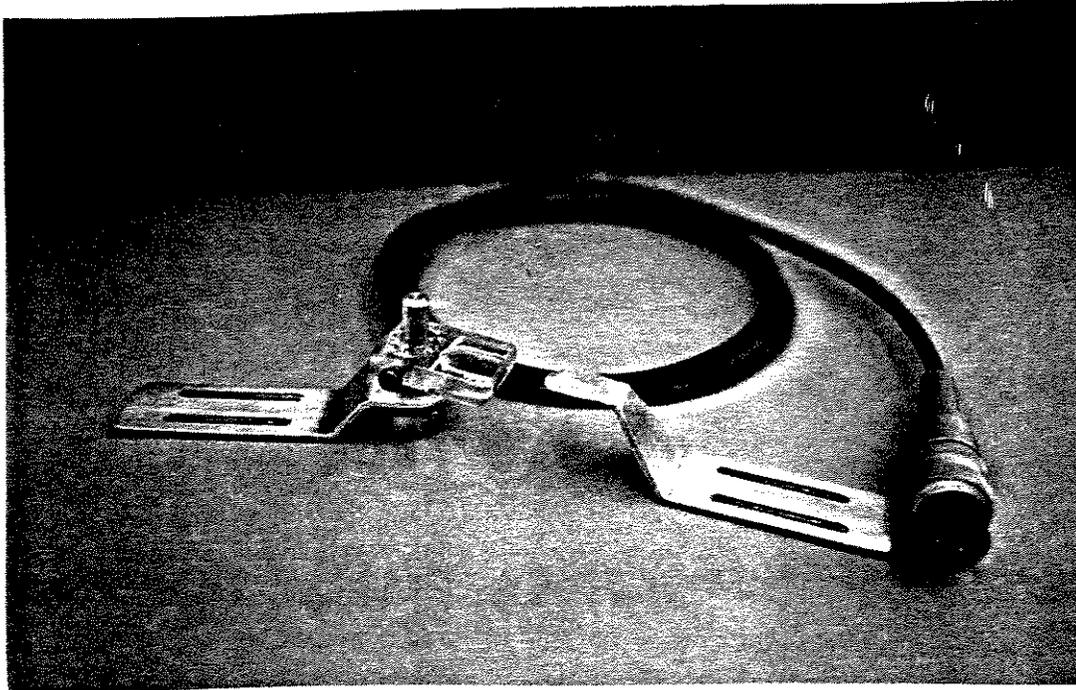


Figura 4.4 - Design mecânico do eletrogoniômetro, evidenciando o sistema de ajuste da articulação.

Desta forma, ao invés de a haste se deslocar numa posição absoluta, conduzindo ao erro, o deslocamento passa a ser relativo, permitindo o retorno correto à posição inicial.

Para a perfeita fixação do eletrogoniômetro, confeccionou-se uma cotoveleira de neoprene com dois bolsos na superfície superior, onde serão posicionadas as hastes. A parte referente à articulação e ao sistema de ajuste ficará posicionada no centro da cotoveleira permitindo o livre movimento.

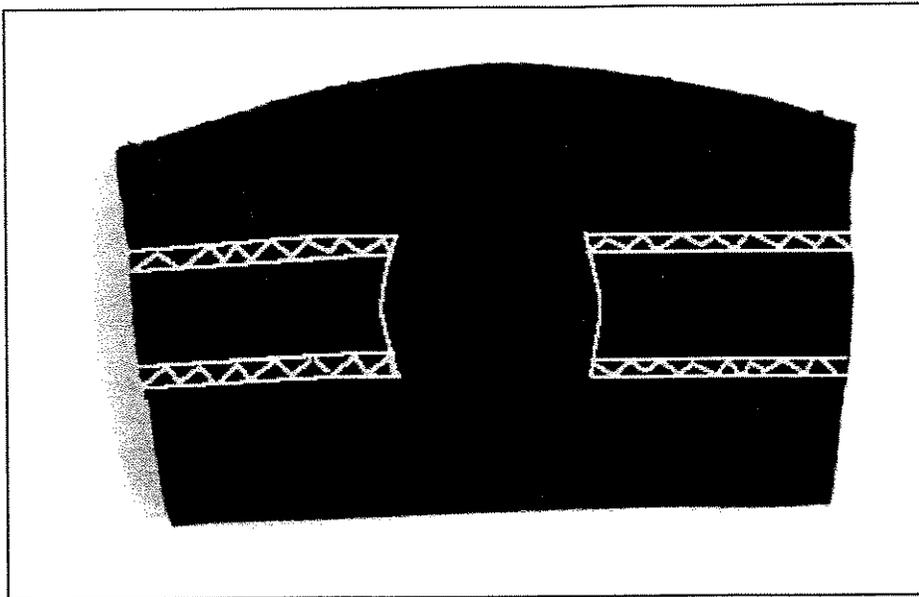


Figura 4.5 - Cotoveleira utilizada para a fixação do eletrogoniômetro ao membro.

A cotoveleira, além de melhorar a fixação do dispositivo ao membro, proporciona ainda um perfeito isolamento das hastes, não permitindo contato algum entre a parte de metal e o usuário.

Foram utilizados dois tamanhos de cotoveleira (médio e grande) de modo a melhor adaptar o sistema ao braço do usuário.

Quanto ao posicionamento da cotoveleira, a mesma deve estar localizada de forma que o centro de rotação do dispositivo coincida com as proeminências dos ossos envolvidos, no caso o úmero, ulna e rádio.

4.1.2 - Projeto Eletrônico

O circuito eletrônico, como mostra o diagrama da figura 4.6, foi dividido em 3 partes, de acordo com a função desempenhada.

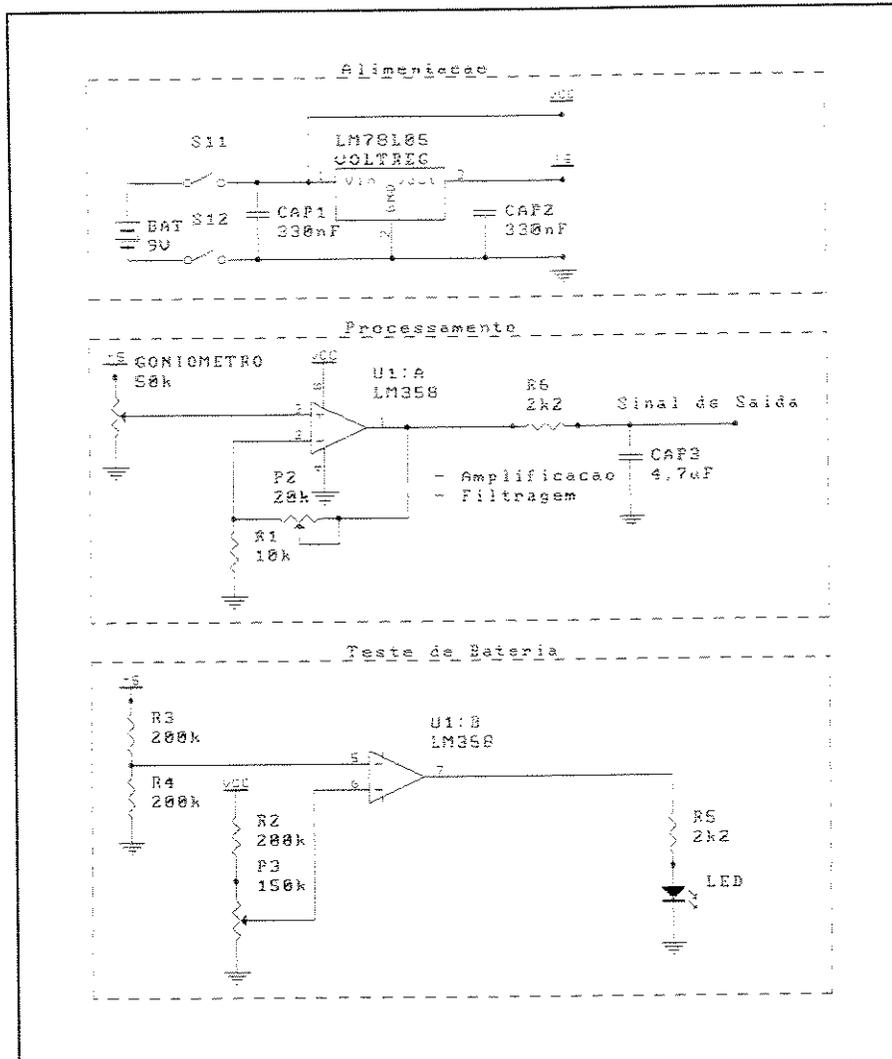


Figura 4.6 - Circuito elétrico do eletrogoniômetro.

4.1.2.1 - Alimentação

O circuito é alimentado por uma bateria alcalina comercial de 9V para fácil reposição, conferindo ao sistema um caráter portátil. Utilizou-se apenas uma bateria, fornecendo a tensão Vcc para a alimentação do amplificador operacional.

O regulador de tensão, por sua vez, fez-se necessário na alimentação do potenciômetro do eletrogoniômetro. Este deve ter uma alimentação constante de 5V, possibilitando relacionar-se a tensão de saída diretamente à

variação da resistência, resultante de uma variação angular no posicionamento das hastes. Optou-se pelo 78L05 em função do seu baixo consumo.

A escolha do valor da bateria, bem como a do regulador, foi feita de modo a se obter uma maior margem de utilização, além da praticidade proporcionada pela utilização de materiais de uso corrente. Pelas características do regulador, este manterá a tensão constante até uma tensão de entrada de 6,50V.

4.1.2.2 - Controle da Bateria

Este circuito tem por função monitorar o consumo da bateria, a fim de garantir a correta alimentação do circuito.

O sistema apresentará uma indicação luminosa, através de um led vermelho localizado no painel frontal do módulo eletrônico, quando for atingida a tensão mínima de 7V. A escolha desse valor foi determinada pelo nível de corrente da bateria, além de estabelecer uma margem de segurança para o regulador, uma vez que, abaixo de 6,50V na entrada, ele não mais é capaz de manter a saída constante, e uma variação na alimentação do potenciômetro irá mascarar os resultados finais.

O circuito é constituído basicamente por um comparador, cujas tensões de entrada são obtidas de dois divisores de tensão alimentados pela bateria e pela tensão regulada. Através de ajuste do potenciômetro de controle (P3), quando a tensão da bateria cair a 7V, o valor de entrada do comparador será menor que o valor de referência. O comparador irá então saturar, apresentando, na saída, um valor de tensão próximo ao da alimentação, o que

acenderá o led. Este, por ser pequeno, requer um nível de corrente baixo, nível este suprido diretamente pelo operacional.

4.1.2.3 - Processamento

O processamento do sinal foi dividido em dois módulos: amplificação e filtragem.

Utilizou-se um amplificador na configuração não inversora, com um ganho variando entre um e dois através de ajuste do potenciômetro de ganho (P2). O sinal de entrada é determinado pela variação da resistência do potenciômetro (P1) provido pela movimentação das hastes do eletrogoniômetro. Assim, ter-se-á, na saída, um valor de tensão diretamente proporcional ao ângulo.

Essa pequena amplificação (1,11) se fez necessária apenas para compatibilizar o sinal de saída na faixa requerida de 1 a 5V aproximadamente.

Por uma limitação anatômica do dispositivo considerado, bem como uma limitação do movimento do membro ao qual será fixado, o potenciômetro não sofrerá excursão total. Além disso, foi posicionado de maneira a utilizar-se a faixa central do mesmo pela sua maior linearidade de variação (8,0 a 39,7 Ω). Dessa forma, pode-se alimentá-lo diretamente sem a necessidade de um resistor de segurança.

Uma vez que o sensor do sistema (potenciômetro - P1) está distante do circuito de processamento, utilizou-se um cabo blindado para interligá-lo, através de um conector DIM de 3 pinos, ao módulo de processamento.

A análise do sinal de saída em um osciloscópio digital (Tektronix 2430A) indicou a ausência de ruído expressivo. Contudo, em função da possível

interferência do 60Hz, presente em praticamente todos os ambientes, optou-se pela utilização de um filtro RC com frequência de corte teórica, obtida a partir dos valores dos componentes, de 15,39Hz.

Este valor foi escolhido de modo a garantir a eliminação da interferência, sem, contudo, prejudicar o desempenho do sistema para a frequência do sinal de entrada. Não há um valor definido para este último, mas, como se trata do movimento de um membro (flexão do cotovelo), sabe-se que corresponde a uma frequência relativamente baixa.

4.1.2.4 - Painel de controle

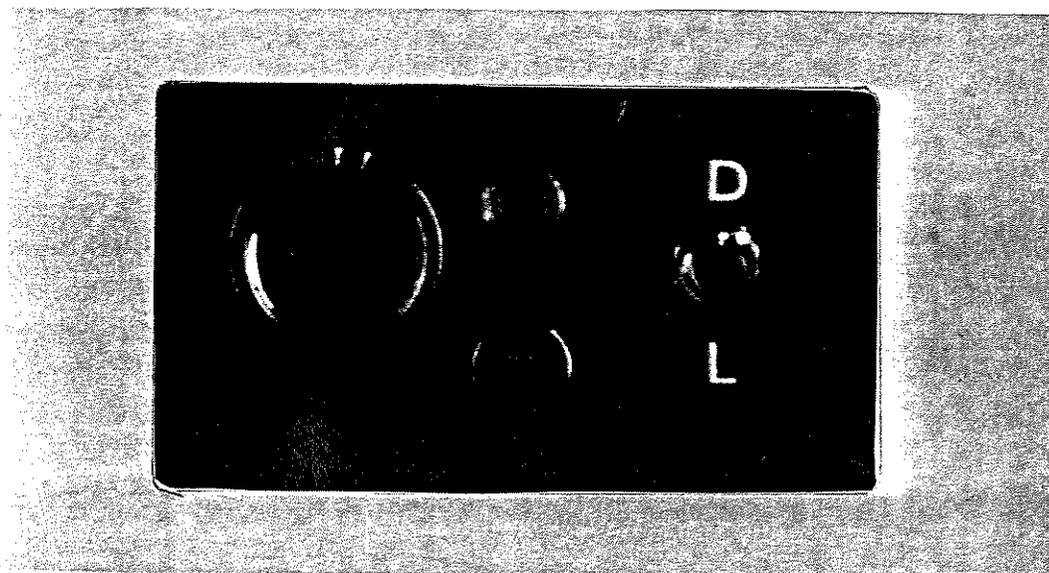


Figura 4.7 - Painel de controle do módulo eletrônico.

O design do painel do módulo eletrônico, visualizado na figura 4.7, destaca, da esquerda para a direita, o conector DIM, o conector do sinal de saída, o led de controle de bateria, e a chave liga-desliga.

4.1.3 - Testes de Bancada

Os testes relatados a seguir tiveram por objetivo uma melhor caracterização do comportamento elétrico do sistema.

O gráfico presente na figura 4.8 mostra o tempo de vida da bateria. Para um consumo máximo de 4,6mA, verificou-se a manutenção do sinal de saída por 104 horas consecutivas. A tensão da bateria atinge o valor de 7V após 95 horas de uso na condição de carga máxima, restando ainda, como margem de segurança, 9 horas de funcionamento. Para a aquisição desses dados utilizou-se um plotter (HP 1090A).

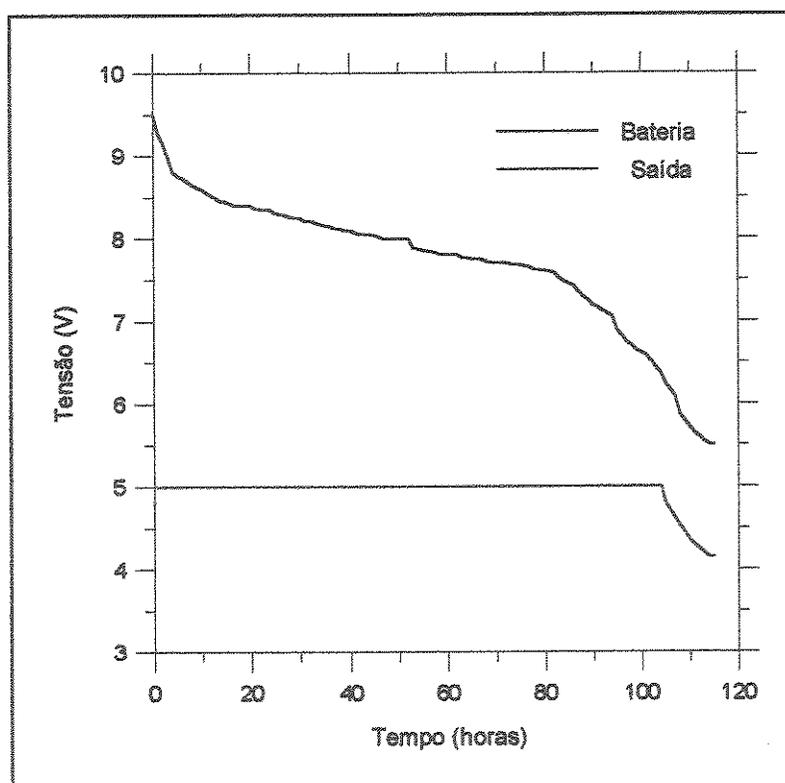


Figura 4.8 - Tempo de vida útil da bateria, sob condição de carga máxima.

Na figura 4.9, verifica-se a resposta, em frequência do circuito, para um sinal de entrada senoidal, com 2V pico a pico e off-set de 2V, fornecido por um módulo gerador de funções programável (Tektronix FG5010). A visualização

de ambos os sinais, de entrada e de saída, foi feita através do osciloscópio digital, que forneceu os valores de amplitude e de frequência. Pela curva de regressão, constata-se uma frequência de corte de 15,46Hz, valor este consistente à frequência de corte teórica do filtro projetado.

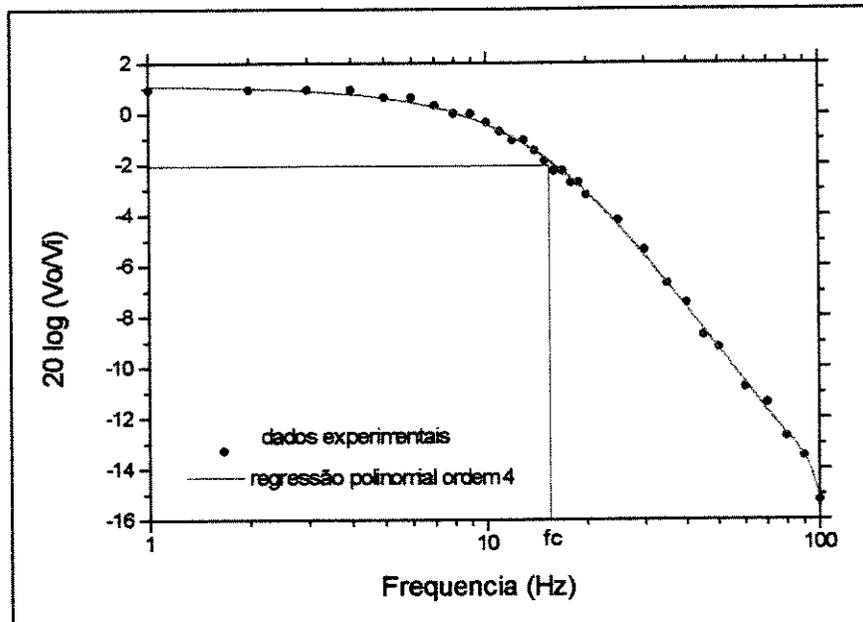


Figura 4.9 - Resposta em frequência do circuito.

Por fim, a calibração do eletrogoniômetro foi realizada mediante o uso de um desenho ampliado de um transferidor. Posicionando-se as hastes de modo a configurarem determinado ângulo, adquiriu-se o valor de tensão na saída do circuito.

Segundo DANIELS e WORTHINGHAM (1981), o ângulo de flexão corresponde ao ângulo que a parte posterior do antebraço estabelece com relação ao prolongamento do eixo do braço, ou, em outras palavras, ao ângulo suplementar àquele entre o braço e o antebraço, conforme desenho esquemático da figura 4.10. A amplitude máxima da variação compreende o intervalo de 0° a 145 -160°.

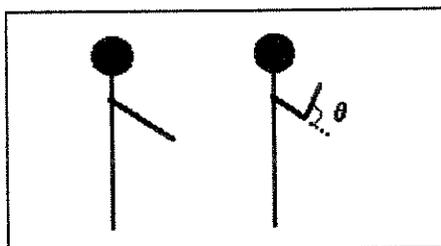


Figura 4.10 - Variação angular do movimento de flexão do cotovelo.

O procedimento de calibração foi repetido 4 vezes; duas delas, com o uso de um multímetro digital (Escort EDM-169), e as outras, a partir de um sistema de aquisição de dados (utilização do SACS). As médias dos valores obtidos estão representadas no gráfico da figura 4.11, expressando um comportamento linear, como pode ser visto pela curva de regressão.

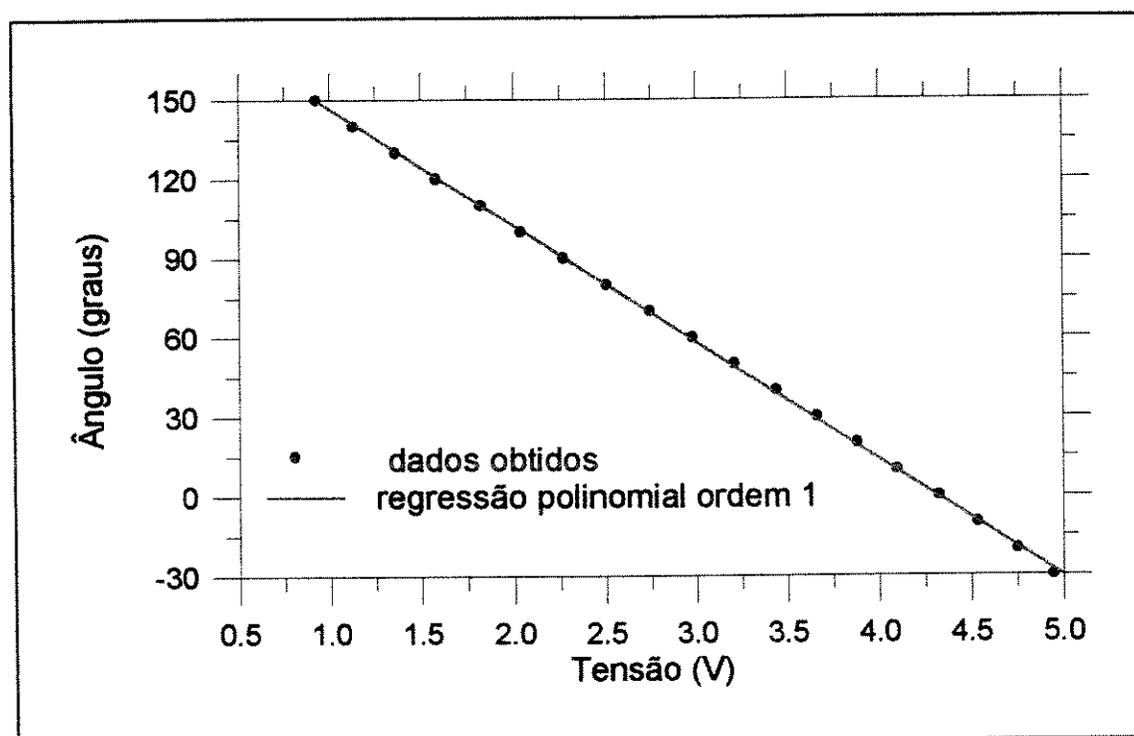


Figura 4.11 - Curva característica do eletrogoniômetro.

Através de processamento estatístico com relação aos dados experimentais, obteve-se um desvio padrão máximo de 0,03V, correspondendo a 0,5% de fundo de escala.

Na sequência, obteve-se a equação correspondente à curva característica, mediante utilização de um software desenvolvido pelo engenheiro Joaquim M. Maia (CEB / UNICAMP) - Interpolação Polinomial pelo Método de Mínimos Quadrados (POLIMINQ), resultando na equação a seguir :

$$\text{Ângulo}(\text{ graus}) = 190,700349249186416 - 44,1948146598067595 \times \text{Tensão}(V) \quad (4.1)$$

Com relação ao ajustamento do modelo (linear) aos dados experimentais, analisando-se os resíduos resultantes do processo de regressão polinomial, obteve-se uma variabilidade máxima de 1,3 graus, representando, assim, um erro de 0,9% de fundo de escala.

4.2. LUVA INSTRUMENTALIZADA

Processando-se a mesma análise estabelecida para o eletrogoniômetro, visando a uma implementação simples e de baixo custo que, contudo, atendesse às necessidades e exigências de sensores para uso biomédico e que fosse capaz de fornecer o feedback de força para sistemas de reabilitação de tetraplégicos, optou-se pela utilização do FSR, dispositivo comercializado pela Interlink Electronics, modelo Part #300, cuja descrição e dimensões podem ser vistas segundo o esquema da figura 4.12.

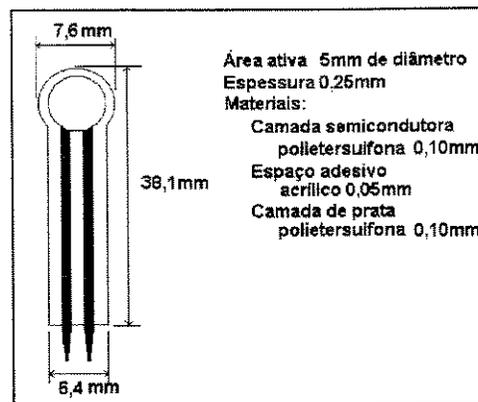


Figura 4.12 - Esquema do sensor utilizado - dimensões e materiais.

Apesar de ser um dispositivo não apropriado para a obtenção de valores precisos, conforme nota do fabricante, as demais características técnicas como dimensões, flexibilidade, intervalo e resolução de força (1 a 100N e 0,5% de fundo de escala respectivamente), repetibilidade (+/- 5%), intervalo de temperatura de trabalho (-30 a +170°C), baixa sensibilidade a ruído e vibração e a resistência na condição sem carga ($>1M\Omega$), mostraram-se apropriadas para o uso aqui proposto. O objetivo não é a obtenção do valor absoluto da força exercida durante a prensão, mas sim um sinal representativo de sua variação. Além disso, apesar de tratar-se de material importado, o custo unitário do dispositivo mostrou-se altamente atrativo para um trabalho de pesquisa, quando comparado aos de outros dispositivos pesquisados.

4.2.1 - Design do sistema

Algumas medidas foram adotadas a fim de se obter um melhor desempenho do sistema.

Pela espessura e grande flexibilidade do sensor, a complacência da região do dedo, à qual o sensor estará posicionado, exerceu uma influência

negativa no comportamento do mesmo. De maneira a minimizar esta interferência, foi colocada, sob a base de cada sensor utilizado (superfície inferior), uma chapinha circular de latão com diâmetro de 5mm e espessura menor que 1mm, tornando, assim, a região correspondente à área ativa um pouco mais rígida.

Outra chapinha de mesmo material e espessura, porém com diâmetro de 2mm, foi fixada sobre a região correspondente à área ativa de cada sensor (superfície superior). Isto se fez necessário para direcionar a força aplicada para a área ativa, uma vez que os atuadores de força (objetos) apresentam uma área de contato superior às dimensões do sensor.

Como medida de proteção, o sensor foi coberto com uma camada de material plástico adesivo. As duas chapinhas foram então coladas sobre essa camada, evitando-se assim uma possível reação química entre a cola e o sensor, danificando-o. Esta camada plástica auxiliará também na fixação do dispositivo.

O trabalho de LEE & RIM (1991) estabelece que a contribuição individual dos dedos na força total de preensão cilíndrica é mais significativa para o indicador e médio, correspondendo, respectivamente, a 32,5 e 29,5% e que a falange distal exerce a maior força, sendo responsável por 50% da força total exercida pelo dedo. Estes valores estão de acordo com aqueles anteriormente obtidos por AMIS (1987). Essas informações contribuíram para a determinação do posicionamento dos sensores de forma a obter-se uma melhor descrição da força exercida durante a preensão.

Visando atender aos requisitos cosméticos, a opção adotada correspondeu à chamada luva instrumentalizada. Uma luva comercial de lycra constituiu uma alternativa barata, fácil de ser encontrada, que adere perfeitamente ao contorno da mão, desde que obedecidas as variações de tamanho. De pequena espessura e extremamente flexível, a luva não oferece resistência alguma aos movimentos dos dedos.

Diante desses conceitos, foram utilizados três FSRs, que, após a calibração, foram costurados na luva, nas regiões correspondentes à falange distal do polegar, indicador e médio, conforme mostram as figuras 4.13 e 4.14. Na região do punho, foram colocadas tiras de velcro, de maneira a ajustar a fixação, bem como a impedir o movimento do cabo de conexão.

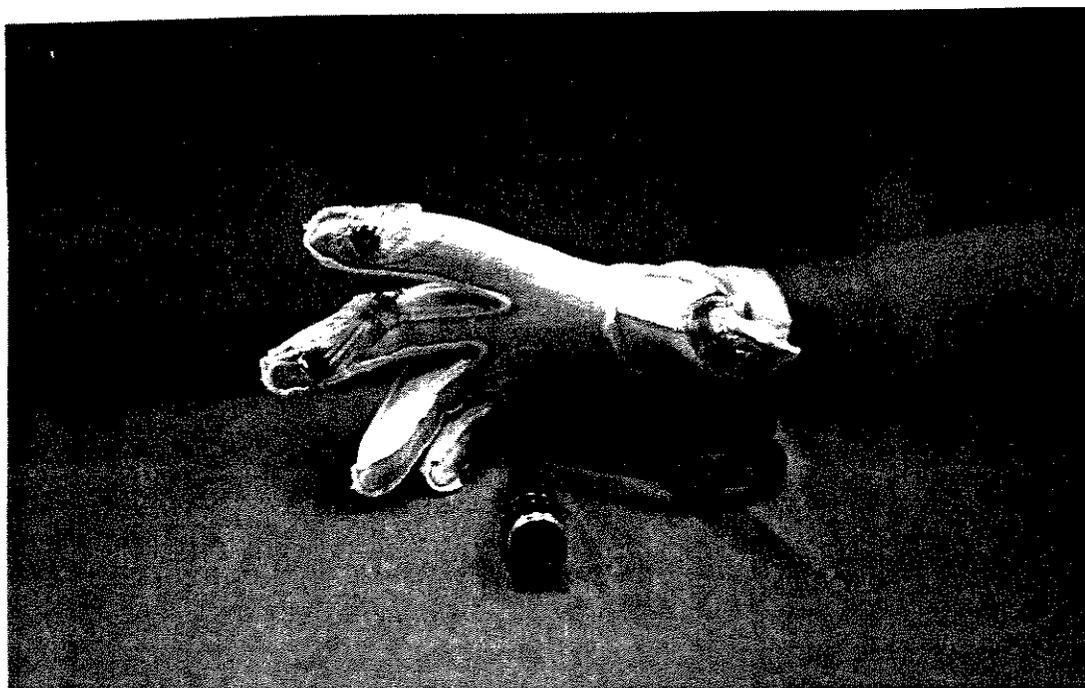


Figura 4.13 - Superfície palmar da luva - localização dos sensores.

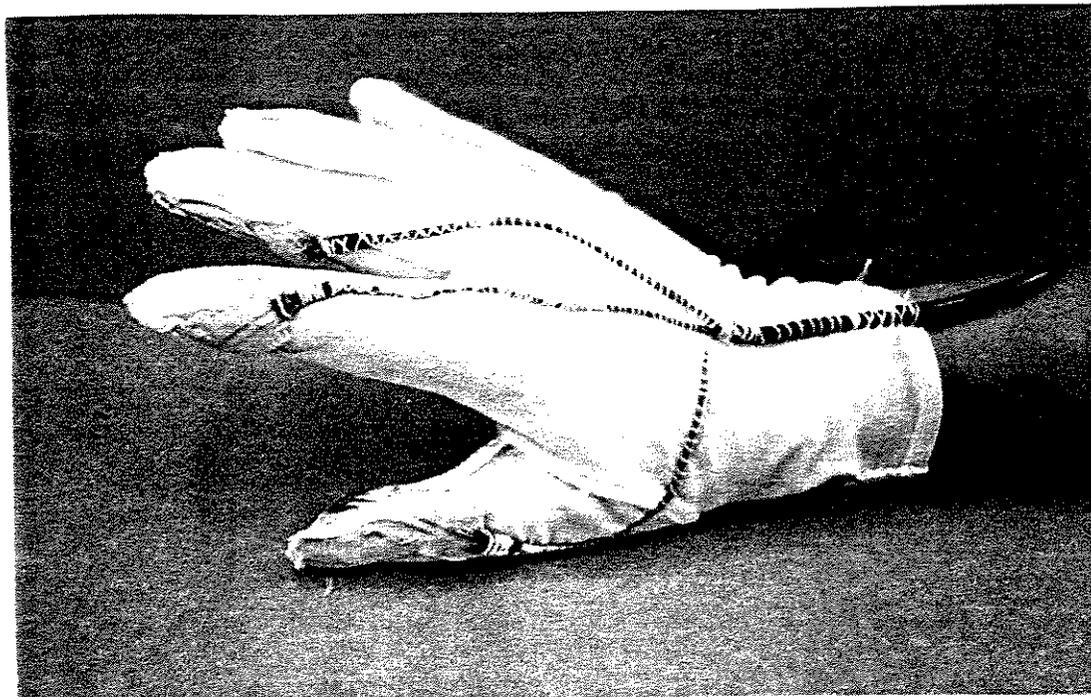


Figura 4.14 - Superfície dorsal da luva - fios de conexão.

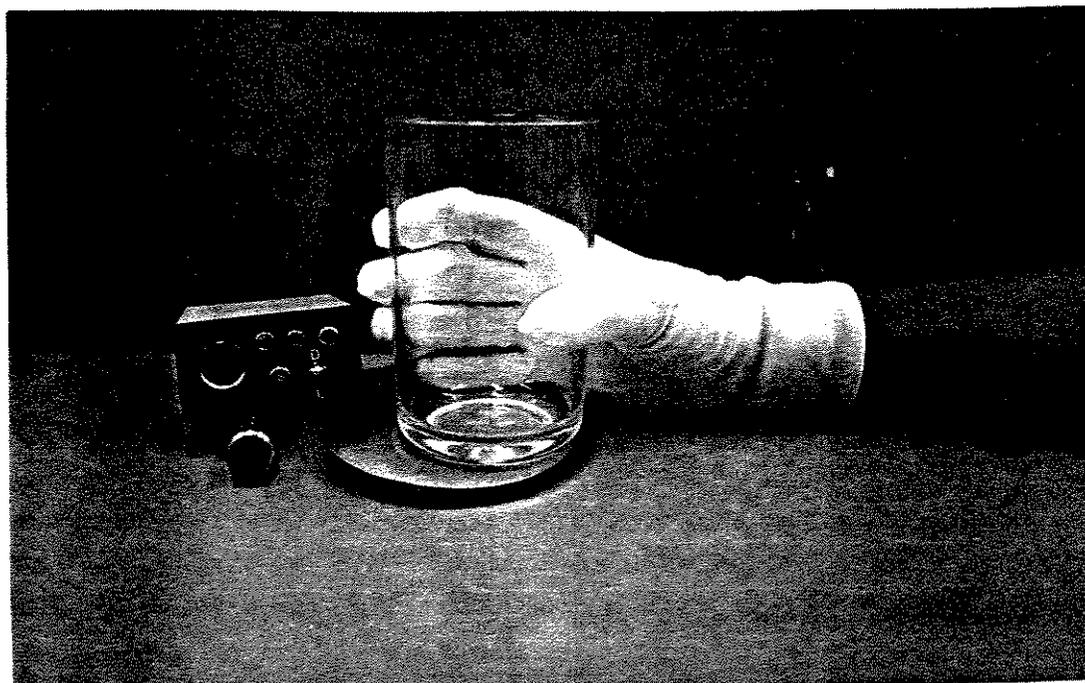


Figura 4.15 - Luva instrumentalizada.

Para o acabamento e melhor ajuste da luva na conformação da mão do usuário, para conferir uma textura semelhante a todos os dedos e, além disso, promover a proteção dos sensores que não entram em contato direto com os objetos, colocou-se uma segunda luva sobre a primeira, atingindo assim o design final mostrado na figura 4.15. Pensou-se em costurar uma luva na outra, mas o fato de serem separadas permite que a luva externa seja lavada ou trocada.

4.2.2 - Projeto eletrônico

Partiu-se de um circuito, sugerido pelo próprio fabricante, que, apesar da sua simplicidade, atende às necessidades requeridas. Da mesma forma que o precedente, o circuito da figura 4.16 também foi dividido em três blocos.

4.2.2.1 - Alimentação

O circuito é alimentado por uma bateria alcalina de 9V. A sua escolha baseou-se nas necessidades técnicas do circuito, bem como na praticidade e custo da mesma.

O regulador de tensão, por sua vez, se fez necessário na alimentação dos divisores de tensão dos quais os FSRs fazem parte. Esta alimentação deve ser constante, possibilitando relacionar diretamente a tensão de saída à força aplicada, sem a necessidade de correções ou recalibrações.

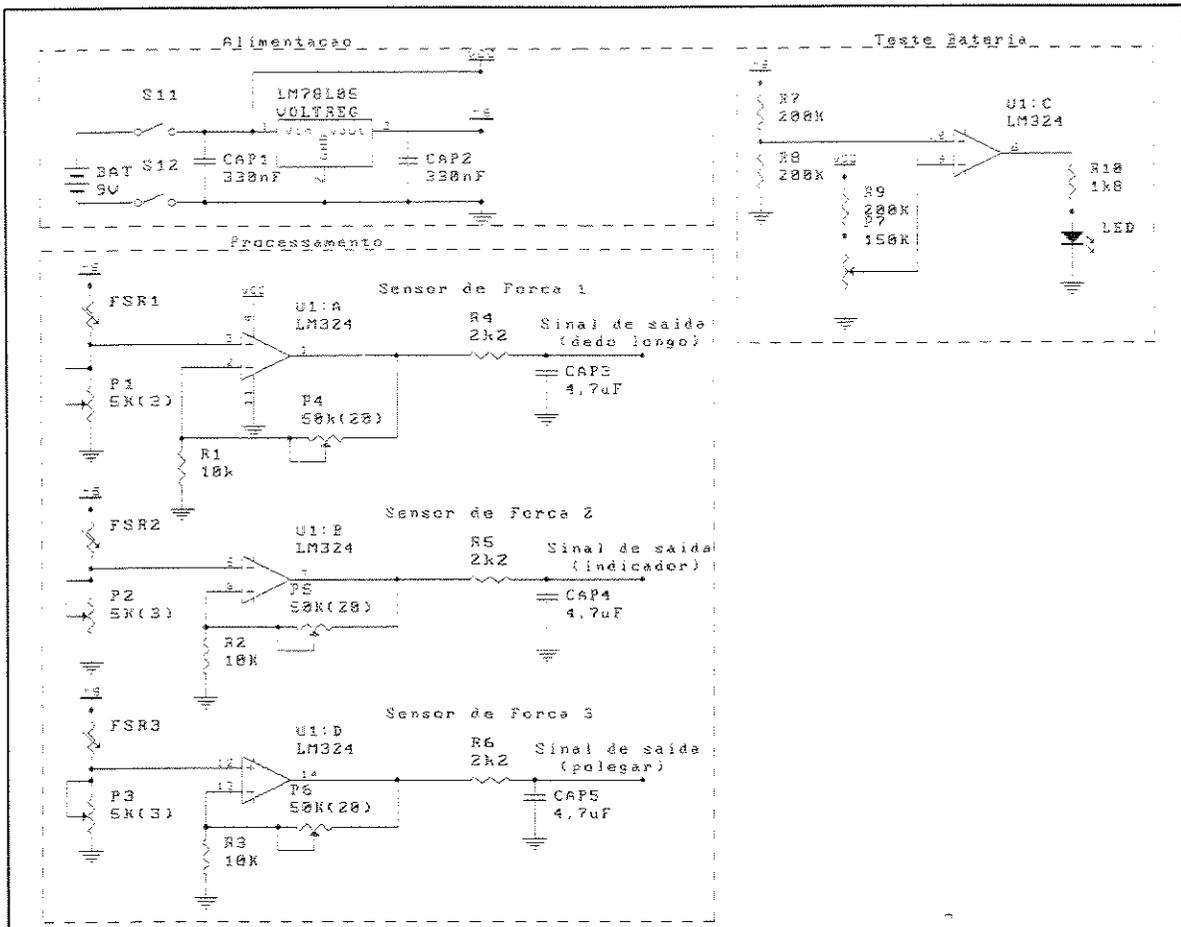


Figura 4.16 - Circuito elétrico da luva instrumentalizada.

4.2.2.2 - Controle da bateria

Esta parte do circuito tem por função a monitoração do consumo da bateria. O consumo do circuito na condição de máxima carga mostrou-se semelhante ao do eletrogoniômetro (4,5mA) e o teste de vida útil da bateria para esta condição mostrou que o sistema poderá ser utilizado por 104 horas consecutivas, sem o comprometimento do sinal de saída. Após este tempo, a carga da bateria atinge um valor mínimo para a alimentação do regulador. O objetivo é uma indicação luminosa, quando for atingida a tensão mínima de 7V, oferecendo ainda uma margem de segurança de 9 horas.

O circuito é constituído basicamente por um comparador, cujas tensões de entrada são obtidas de dois divisores de tensão alimentados pela bateria e pela tensão regulada. Através de ajuste do potenciômetro de controle (P7), ao ser atingida a tensão de 7V, a entrada correspondente no comparador será menor do que a tensão de referência, resultando na saturação do comparador e, conseqüentemente, no acendimento do led localizado no painel de controle do módulo eletrônico.

4.2.2.3 - Processamento

Pela característica resistiva do FSR, o mesmo foi inserido como elemento de um divisor de tensão com alimentação constante, cuja saída (proporcional à variação da força aplicada) foi então amplificada, visando a compatibilizar a excursão total do sensor com o sistema de aquisição de dados.

Utilizou-se, para tanto, um amplificador operacional na configuração básica não inversora. Para o ajuste do ganho, foi aplicada, individualmente, a cada sensor, a força máxima de 15N, segundo procedimento de calibração (descrito no item 4.3), e ajustados os potenciômetros de ganho (P4, P5 e P6), de forma a resultar na saída do circuito uma tensão de 4,90V. Este valor foi definido a fim de atender à variação da entrada requerida pelo conversor analógico - digital. Os ganhos dos circuitos correspondentes aos sensores do dedo médio, indicador e polegar resultaram, respectivamente, em 3,98, 4,05 e 3,59.

Mantendo-se as características de simplicidade, praticidade e funcionalidade do sistema, utilizou-se um filtro passivo RC, com frequência de

corde de 15,39Hz, possibilitando a eliminação dos níveis de ruído, especificamente da interferência do 60Hz.

A conexão dos FSRs com o circuito foi feita através de um cabo blindado e de um conector DIM de 8 pinos, minimizando assim, a influência de ruído na transmissão do sinal.

4.2.2.4 - Painel de controle

O design do painel do módulo eletrônico, visualizado na figura 4.17, destaca, da esquerda para a direita, o conector DIM, na parte superior, os conectores dos sinais de saída para o dedo médio, indicador e polegar, e, inferiormente, o led de controle de bateria e a chave liga-desliga.

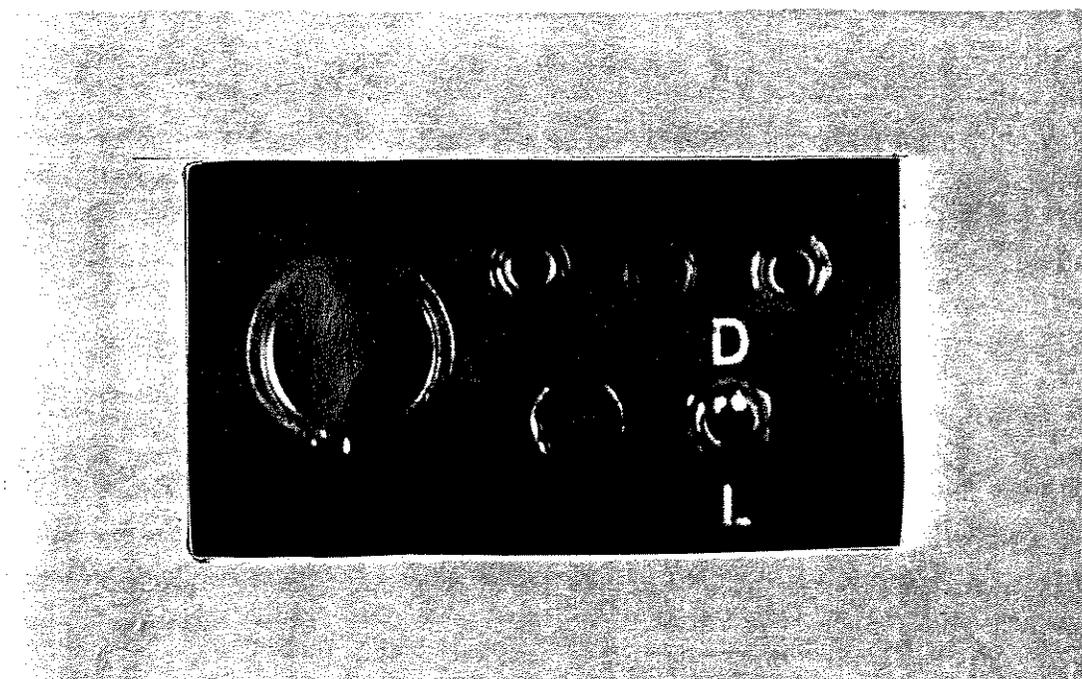


Figura 4.17 - Painel de controle do módulo eletrônico.

4.3. Testes de bancada

Nas figuras 4.18, 4.19 e 4.20, verifica-se, individualmente, a resposta em frequência de cada um dos circuitos para um sinal de entrada senoidal com 500mV pico a pico e off-set de 1V fornecido pelo módulo gerador de funções programável. Este tratamento individual foi necessário em função de uma pequena variação do ganho em cada um deles. A visualização de ambos os sinais de entrada e de saída foi feita através do osciloscópio digital, que forneceu os valores de amplitude e de frequência. Pelos gráficos, constatam-se, respectivamente, frequências de corte de 15,57, 15,66 e 15,88Hz, valores estes consistentes à frequência de corte teórica do filtro projetado.

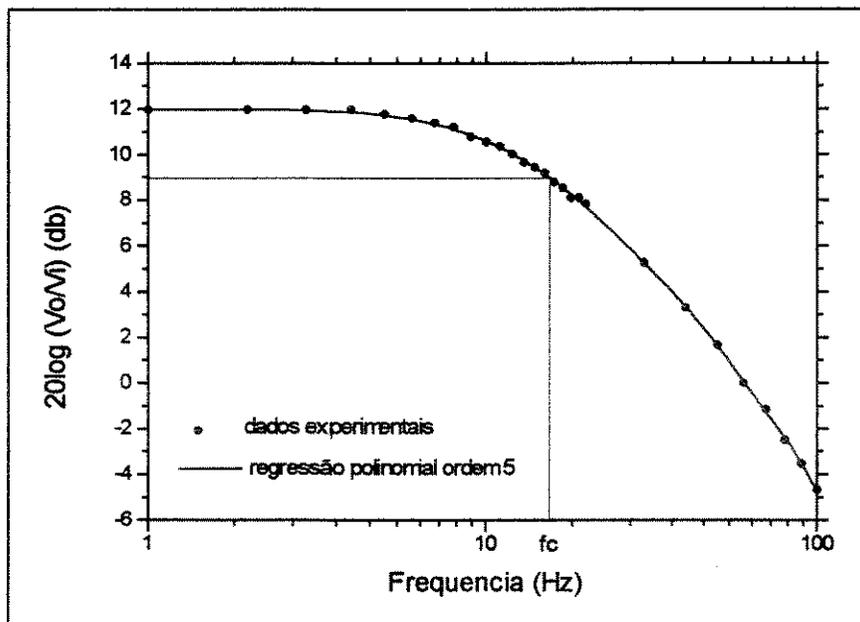


Figura 4.18 - Resposta em frequência do circuito correspondente ao dedo médio.

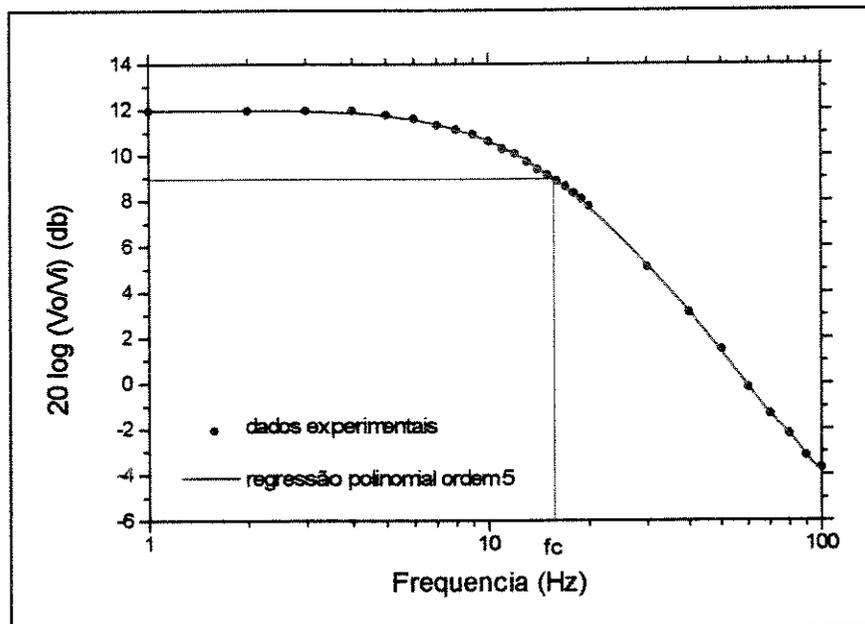


Figura 4.19 - Resposta em frequência do circuito correspondente ao indicador.

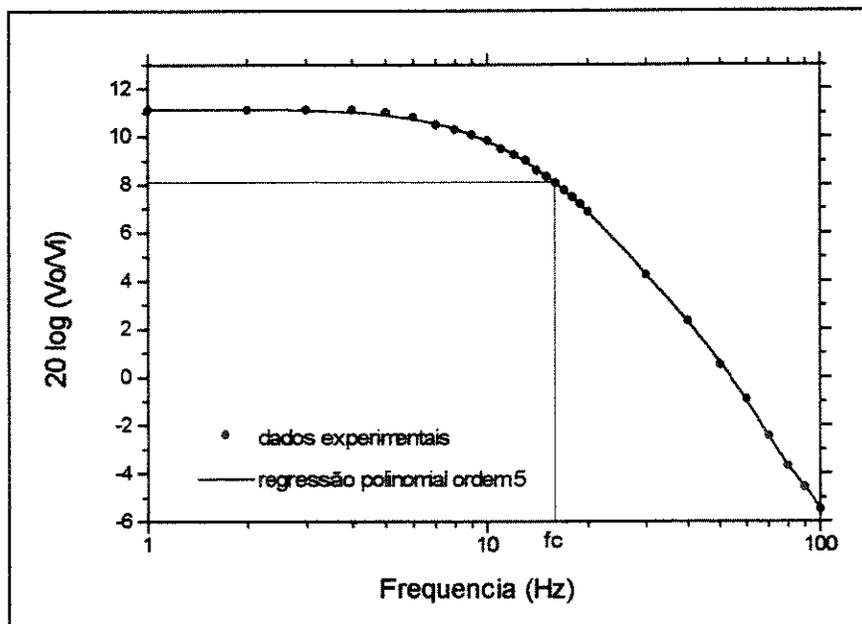


Figura 4.20 - Resposta em frequência do circuito correspondente ao polegar.

Outro teste realizado consistiu na verificação da variação da resposta dos sensores em função do tempo, para uma carga constante. Para tanto, uma força equivalente a 5N foi aplicada, através do sistema projetado para a calibração. As respostas dos sensores podem ser visualizadas nas figuras 4.21, 4.22 e 4.23.

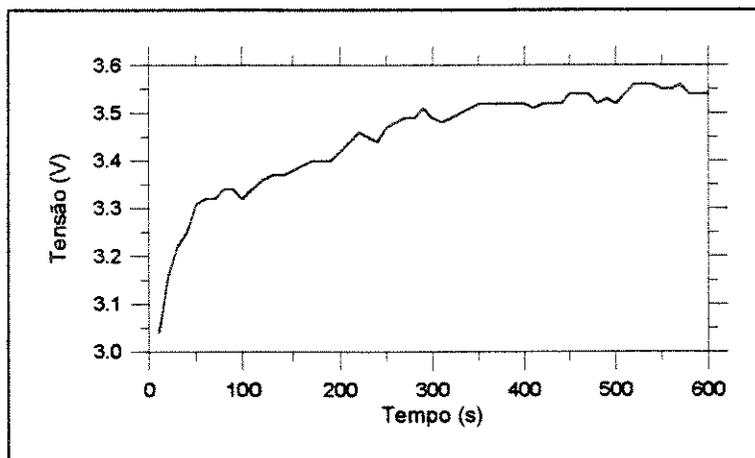


Figura 4.21 - Resposta do sensor, correspondente ao dedo médio, a uma força constante.

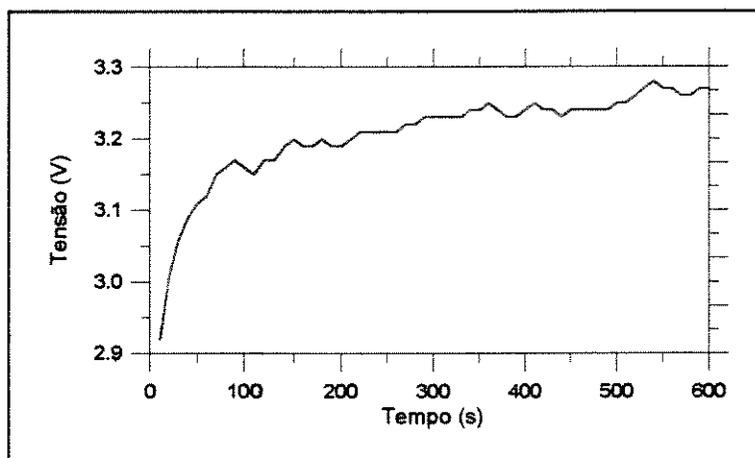


Figura 4.22 - Resposta do sensor, correspondente ao indicador, a uma carga constante.

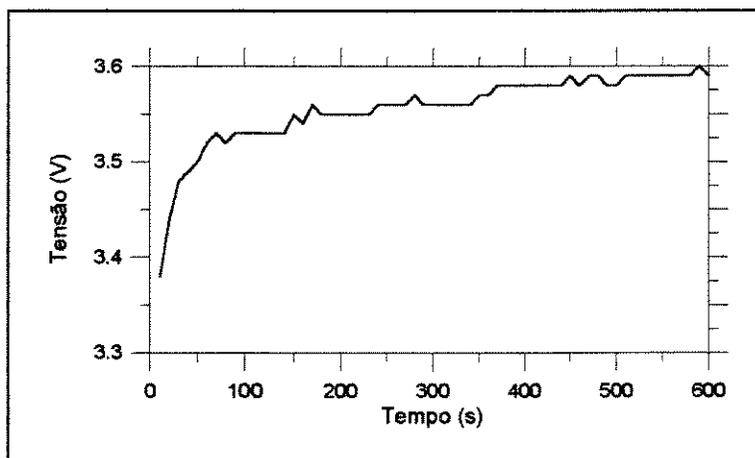


Figura 4.23 - Resposta do sensor, correspondente ao polegar, a uma carga constante.

Analisando estatisticamente os dados obtidos com este teste, foram obtidos os resultados sumarizados na tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Análise estatística da resposta dos sensores a uma carga constante.

	Sensor 1 (Médio)	Sensor 2 (Indicador)	Sensor 3 (Polegar)
Valor máximo (V)	3,56	3,28	3,60
Valor mínimo (V)	3,04	2,92	3,38
Valor médio (V)	3,45	3,21	3,56
Desvio Padrão (V)	0,11	0,06	0,04
Variação porcentual(%) em relação a média	3,2	1,9	1,1

A variação de resposta entre os sensores pode ser explicada em função do carácter artesanal do design e dos materiais de teste. De qualquer forma, apesar de as respostas não terem sido constantes ao longo do tempo, percentualmente, a variação está dentro de uma margem de erro de 5%.

Para a calibração do sistema, os sensores foram submetidos a testes estáticos, variando-se a força aplicada no intervalo de 0 a 15N. Pela dificuldade de se encontrar equipamento apropriado para a calibração dos sensores, em função de os valores de força utilizados serem muito baixos, comparados com forças comumente utilizadas industrialmente ou em oficinas mecânicas, foi necessário, também, o desenvolvimento de um novo procedimento.

O sistema de teste utilizado (figura 4.24) consistiu em uma plataforma de aço, com os sensores posicionados um a um centralmente; um encaixe de acrílico, com uma abertura lateral permitindo passar a extremidade do sensor e os fios de conexão, funcionando como suporte para o atuador da força, e 150 esferas de aço inox de 10g cada uma. O atuador da força correspondeu a um

recipiente plástico, com uma esfera em sua extremidade, de maneira a transmitir a força aplicada pontualmente.



Figura 4.24 - Sistema de calibração - partes constituintes.

O sensor foi posicionado no centro da base, e o recipiente atuador posicionado sobre ele, com o ponto de tangência da esfera atuadora coincidindo com a área ativa.

As esferas metálicas foram colocadas uma a uma, segundo um intervalo de tempo fixo (10s), definido a partir do software utilizado para a aquisição dos dados (SACS), de maneira a variar a força aplicada em passos de 0,1N. Neste procedimento, foi considerada uma aceleração da gravidade aproximada de 10m/s^2 , de modo a facilitar a conversão dos dados que, em função do sistema utilizado, foram, inicialmente, obtidos em kgf.

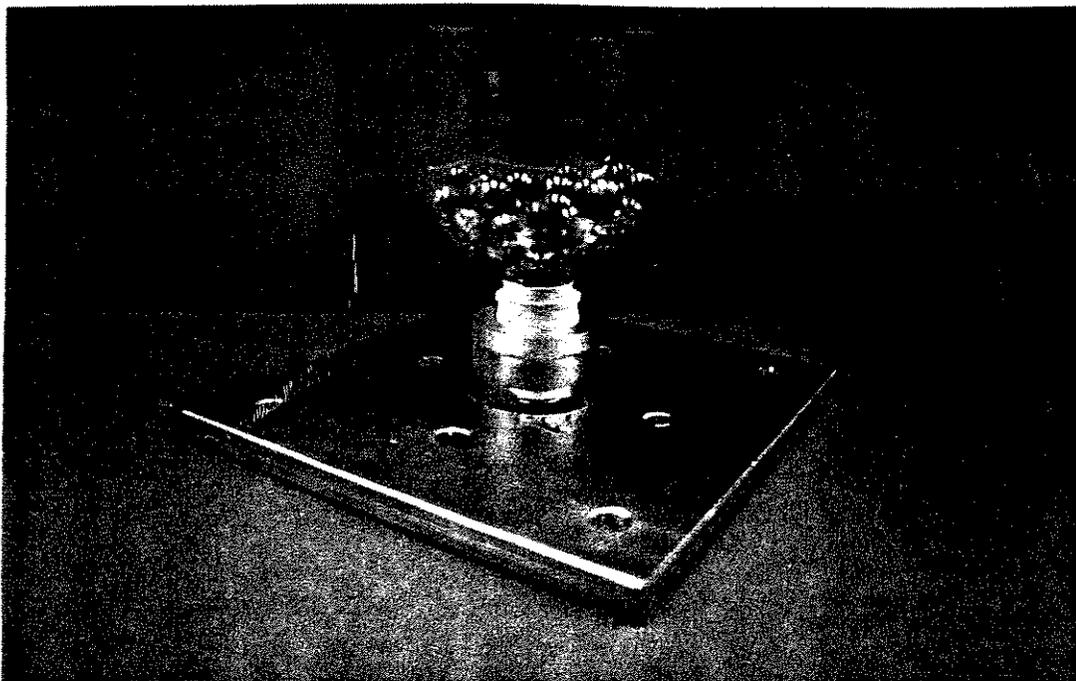


Figura 4.25 - Sistema de calibração.

O sinal de saída foi então digitalizado a partir do sistema de dados. Para cada valor de força aplicada foram adquiridos 10 valores de tensão, a fim de se minimizar o efeito das variações decorrentes da acomodação do sistema. Este procedimento foi repetido para se verificar a sua repetibilidade, resultando assim numa amostra de 20 valores de tensão para cada valor de força aplicada.

Segundo procedimento estatístico aplicado aos dados experimentais, obteve-se, para os sensores, um desvio padrão máximo de 0,12V, representando 2,4% de fundo de escala.

Para a obtenção das curvas características de cada um dos três sensores, plotadas no gráfico da figura 4.26, foram utilizadas as médias amostrais. Apesar disso, o tratamento artesanal conferido nas etapas de

confeccção e calibração deve ter interferido nos resultados (principalmente no caso do sensor correspondente ao indicador), efeito este expresso pela variação obtida entre as curvas.

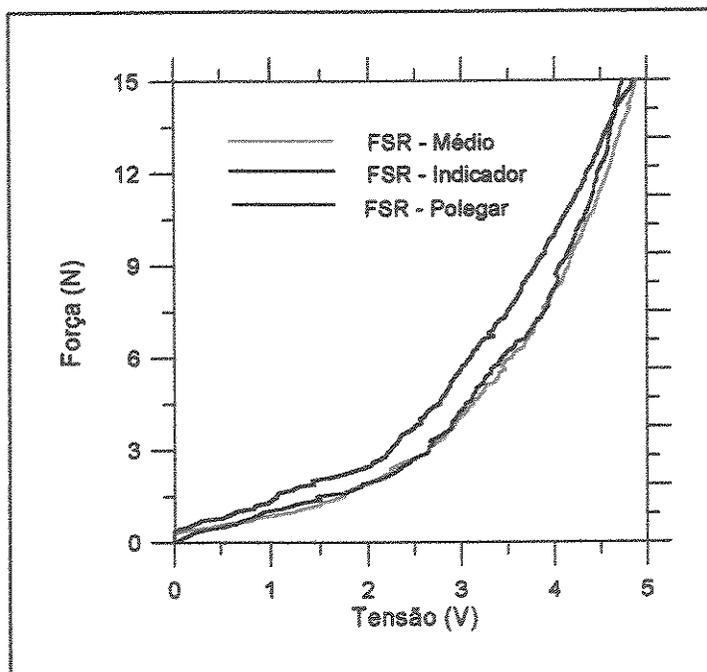


Figura 4.26 - Curvas características médias dos sensores de força.

Aplicando a técnica de interpolação polinomial pelo método dos mínimos quadrados aos pontos correspondentes às curvas médias de cada sensor, obtiveram-se as equações características, as quais expressam o comportamento de cada um deles. As equações correspondem a polinômios de ordem 7, conforme equação:

$$P(x) = A_0 + A_1 * x + A_2 * x^2 + A_3 * x^3 + A_4 * x^4 + A_5 * x^5 + A_6 * x^6 + A_7 * x^7 \quad (4.3)$$

onde $P(x)$ - Força (N)

x - Tensão (V)

Os coeficientes obtidos para cada um dos sensores estão sumarizados na tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Coeficientes das curvas características dos sensores de força.

	Sensor 1 (Médio)	Sensor 2 (Indicador)	Sensor 3 (Polegar)
A₀	0,12434652810538986	0,30777588084467191	0,18908590623950902
A₁	-1,0278992766032211	-0,4658327354927301	0,75852396155703861
A₂	6,27834801527696396	5,94995762397544592	0,12150681328574216
A₃	-7,2855854415961527	-7,7651851244701306	-0,4958080242447277
A₄	3,85180332972695227	4,58833546442155615	0,42344586317821847
A₅	-0,9954989610745698	-1,3383605563487437	-0,1316213254183761
A₆	0,12296424426899442	0,19222890012520333	0,01882370056886235
A₇	-5,6256169484055754 *10 ⁻³	-10,868039828769568 *10 ⁻³	-0,9776902725686224 *10 ⁻³

Nas figuras 4.27, 4.28 e 4.29 foram plotados os dados obtidos experimentalmente, bem como as curvas obtidas a partir das equações características, para cada um dos três sensores.

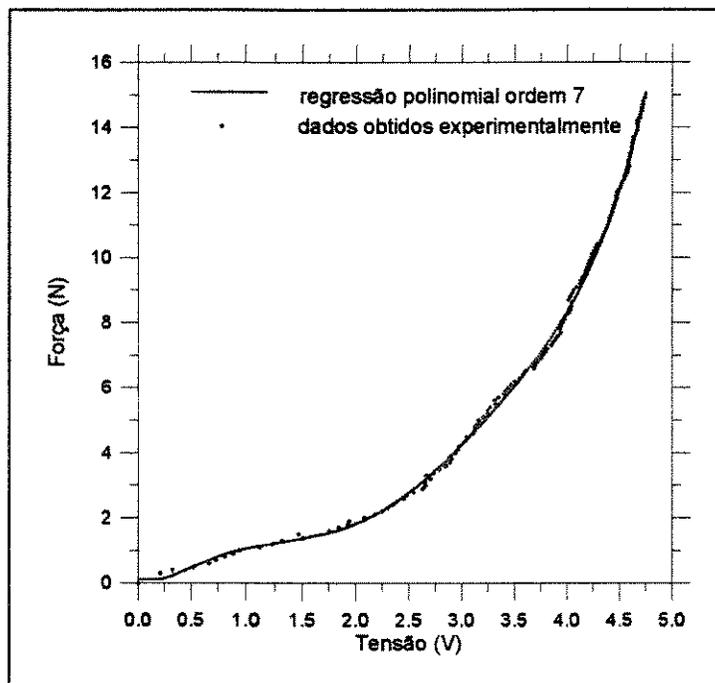


Figura 4.27 - Comparação entre os dados experimentais, e os obtidos através da equação característica do sensor correspondente ao dedo médio.

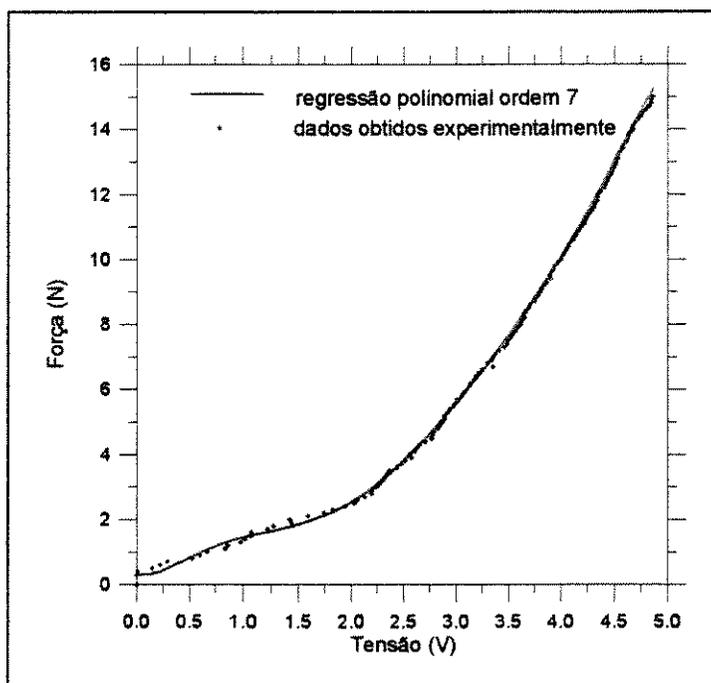


Figura 4.28 - Comparação entre os dados experimentais, e os obtidos através da equação característica do sensor correspondente ao indicador.

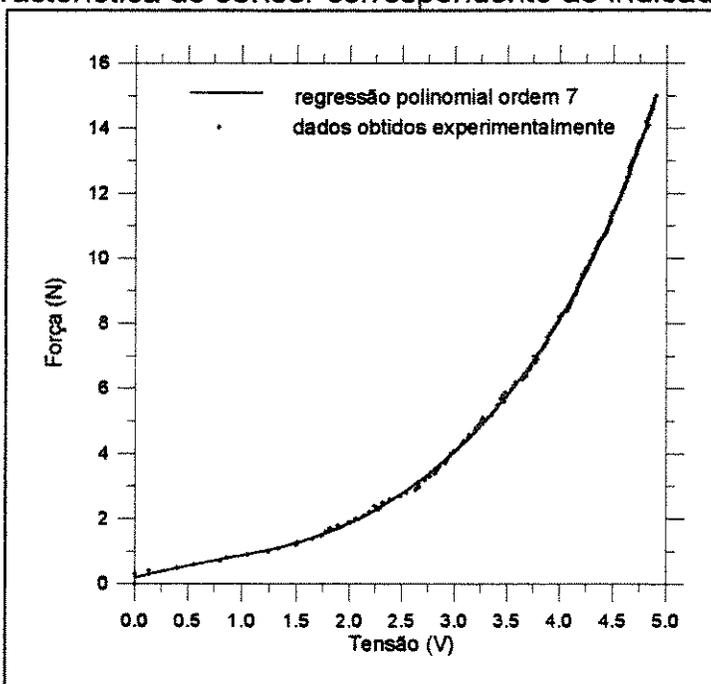


Figura 4.29 - Comparação entre os dados experimentais, e os obtidos através da equação característica do sensor correspondente ao polegar.

Analisando essas figuras, nota-se uma pequena diferença entre o valor da força aplicada (dados experimentais) e o valor da força resultante do processamento matemático. A análise dos resíduos resultantes do processo de

regressão mostra variabilidades máximas de 0,43, 0,35 e 0,23V, correspondendo, respectivamente, para os sensores do dedo médio, indicador e polegar, a erros de 2,9, 2,3 e 1,5% de fundo de escala.

4.3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

4.3.1 - Hardware

Fisicamente, o sistema de aquisição de dados é composto por um microcomputador PC/XT, um conversor analógico - digital (A/D) pertencente a uma placa de conversão analógico - digital / digital - analógico e um sistema de isolamento.

O microcomputador serviu como substrato para o processamento dos dados adquiridos pela placa, através de software desenvolvido especificamente para este fim.

O conversor A/D é parte integrante da placa comercializada pela LYNX, modelo CAD 10/26. Suas características básicas, correspondendo à configuração padrão utilizada, estão representadas na tabela 4.3.

Tabela 4.3 - Característica do conversor A/D para a configuração padrão.

Resolução	10 bits
Canais de entrada	8 canais simples
Seletor de canais (SC)	permite escolher as entradas cujos sinais serão convertidos
contador - modo auto incrementado	incrementa automaticamente o número do canal cujo sinal será convertido
<i>Sample / Hold</i>	amostra e armazena o valor de tensão do canal selecionado, com ganho unitário, com período de amostragem de 3 μ s
Conversão	o sinal armazenado é convertido com resolução de 10 bits, correspondendo a 2 bytes justificados à direita (byte A

	(D7-D0) e byte B (D9-D8)
Intervalo do sinal para conversão	-5.00 a +4.99V
Limitação de frequência	100kHz
Disparo	pelo contador 2 no modo 2 (início após a leitura do byte B)
DMA	acesso direto à memória

O sistema de isolamento utilizado é constituído por um módulo formado por quatro isoladores óticos (ISO122). Os sinais de saída do sistema de monitoração sensorial (um do eletrogoniômetro e três da luva instrumentalizada) eram interfaceados por esse sistema, para depois serem transmitidos ao sistema de aquisição. Desta forma, os voluntários solicitados para a realização dos testes dinâmicos permaneceram isolados da rede elétrica. Essa é uma exigência básica para aplicações biomédicas.

4.3.2 - Software

Foram desenvolvidos dois softwares; um deles, denominado SACS, corresponde ao Sistema Automático de Caracterização de Sensores, e, o outro, SALEMUS, ao Sistema de Análise de Leituras de Múltiplos Sensores.

4.3.2.1 - Sistema Automático de Caracterização de Sensores

Este sistema compõe-se de um software sem muitos recursos visuais, mas que de forma organizada atende às especificações requeridas para os testes de calibração dos sensores desenvolvidos. De uso específico para testes estáticos, o software permitiu a obtenção dos dados que resultaram na curva característica de cada um deles.

Como características principais podem-se citar:

- desenvolvido em linguagem C.

- aquisição de um canal de dados via conversor A/D.
- frequência de aquisição 1 Hz.
- definição do tempo de aquisição por bloco e do número de blocos a serem adquiridos via teclado.
- gravação em disco dos dados adquiridos, bem como a média dos valores de cada bloco.
- visualização dos dados em forma de tabela.

Os dados referenciados acima correspondem a valores de tensão adquiridos na saída dos circuitos de processamento dos sensores, não estabelecendo nenhum outro tipo de tratamento, além do cálculo da média. Entretanto, por gravar os dados em disco, o SACS permite a utilização de softwares gráficos e estatísticos conforme a necessidade, estabelecendo configurações diversas posteriores à aquisição.

O SACS está estruturado seqüencialmente, iniciando pela declaração de rotinas especiais até chegar ao programa principal. O diagrama de blocos, descrevendo macroscopicamente o SACS, está representado a seguir. A listagem do software, bem como as telas de interfaceamento com o usuário estão presentes no Apêndice A.

1 - Inigraf (void):

- Executar comandos de inicialização de modo gráfico.
 - detectar máximo driver e modo gráfico.
 - setar máximo modo gráfico suportado.

2 - Título (int l , char *mens):

- Determinar o tipo de letra gráfica que será utilizada.
- Imprimir na tela a mensagem determinada por mens, centrada na posição l.

3 - Apresenta (void):

- Criar moldura específica para tela de apresentação.
- Imprimir título e autor do software [Título (int l, char *mens)].
- Tempo de permanência (delay).

4- Moldura (int m):

- Ajustar janela gráfica para tamanho desejado (m).
- Produzir barras de moldura, especificando campo de título e de dados.

5 - Limpa (void):

- Imprimir linhas vazias sobre cada linha da tabela.

6 - Tabela (void):

- Imprimir moldura [Moldura (int m)], e título de tabela [Título (int l, char *mens)].



- Abrir arquivo de dados, especificado pelo teclado, para tabela.



- Ler 13 registros de dados, apresentá-los na tela e aguardar que alguma tecla seja pressionada.



- Repetir a ação anterior quando qualquer tecla for pressionada, ou sair do módulo, quando ESC for apertado.



- Fechar arquivo ao sair.

7 - Ledados (void):

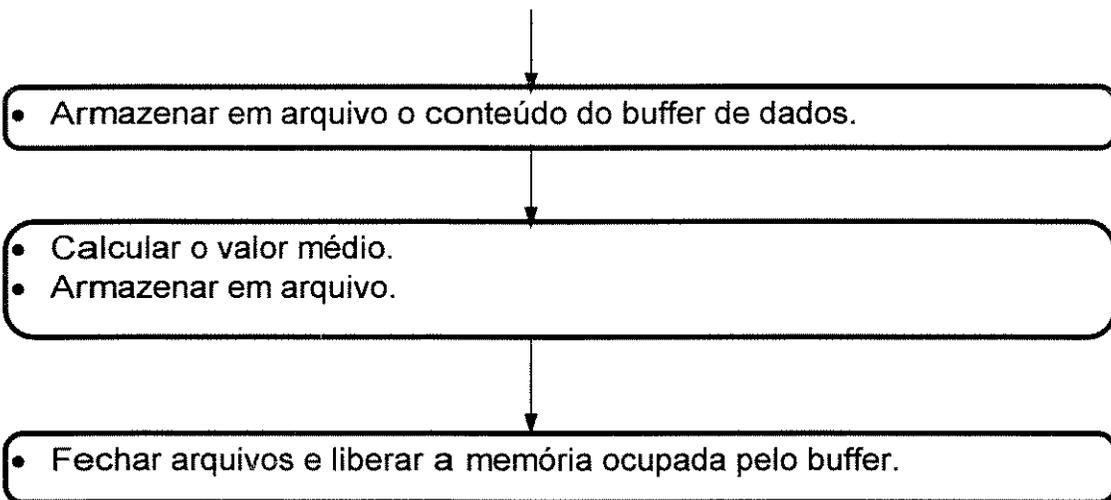
- Imprimir moldura [Moldura (int m)], e título de aquisição [Título (int l, char *mens)].



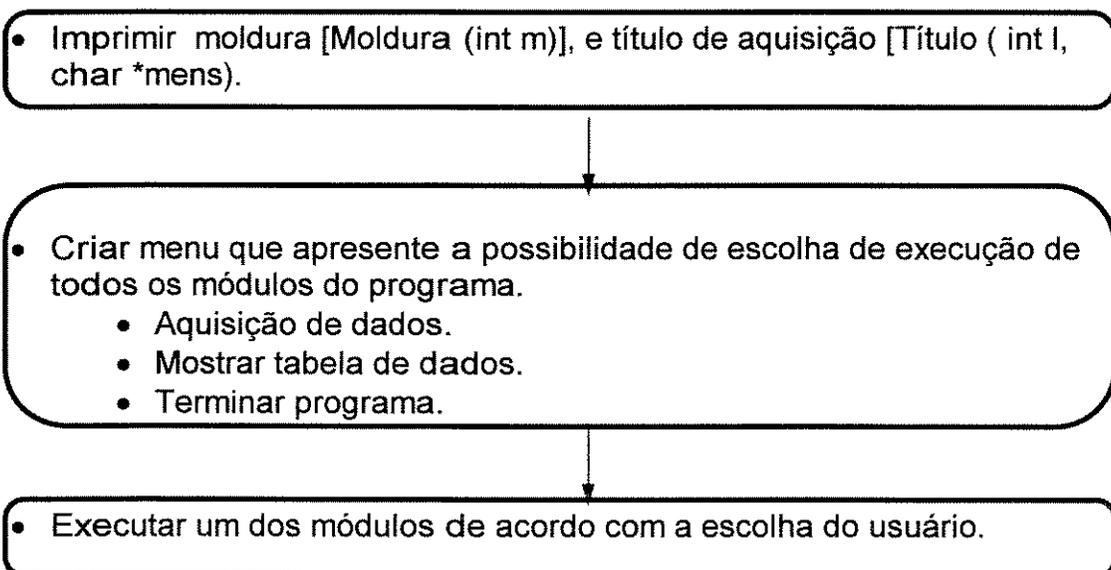
- Receber do usuário e armazenar em variáveis globais todos os dados necessários à aquisição de dados.
 - tempo de aquisição por bloco.
 - número de blocos a serem adquiridos.

8 - Adquirir (void):

- Imprimir moldura [Moldura (int m)], e título de aquisição [Título (int l, char *mens)].
- Alocar buffer para armazenamento em memória dos dados adquiridos por DMA.
- Criar arquivo para armazenamento dos dados adquiridos.
- Coletar dados especificando a aquisição [Ledados (void)].
- Setar a placa conversora A/D D/A para aquisição de dados.
- Criar laço para manter a aquisição de dados até que alguma tecla seja apertada.
- Gerar bip indicativo de final da aquisição de um bloco.
- Compatibilizar os dados adquiridos e sua conversão para valores de tensão analógica.
- Imprimir os dados adquiridos na tela.



9 - main (void):



4.3.2.2 - Sistema de Análise de Leituras de Múltiplos Sensores

Este sistema foi desenvolvido em conjunto com um projeto de iniciação científica realizado pelo aluno Carlos Henrique Werneck (bolsista SAE / UNICAMP), para atender às necessidades de análise dos dados obtidos a partir do eletrogoniômetro e da luva instrumentalizada.

A partir da utilização deste sistema, foi possível a realização dos testes de comportamento dinâmico dos sensores, verificando a viabilidade de utilização em sistemas de malha fechada, bem como o estudo da força de preensão.

Como resultado final do trabalho, o SALEMUS apresenta as seguintes características:

- desenvolvido em linguagem C.
 - facilidade de manuseio - a navegação baseou-se em menus do tipo *pull down*.
 - confiabilidade e precisão requeridas.
 - aquisição de 4 canais de dados via conversor A/D.
 - frequência de aquisição 40 Hz por canal.
 - definição do tempo de aquisição por bloco via teclado.
 - gravação em disco dos dados (em tensão).
 - apresentação gráfica dos resultados, com boa resolução e destaques coloridos.
 - apresentação em forma de tabela contendo os valores máximos verificados durante a aquisição de um bloco.
 - conversão dos valores de tensão em função das equações características de cada um dos sensores, possibilitando a leitura direta.
 - possibilidade de geração de sinal via conversor D/A a ser utilizado para a estimulação elétrica neuromuscular.
-

Uma observação importante consiste em salientar que, em função do computador utilizado para a obtenção dos dados apresentar limitações quanto às interfaces gráficas (microcomputador PC-XT), não foi possível utilizar muitos recursos no módulo de aquisição. Obtidos os dados, os mesmos podem então ser analisados em outro computador com um poder de resolução gráfica maior.

O SALEMUS também está estruturado seqüencialmente, inicia-se com a declaração das rotinas especiais até chegar ao programa principal. O diagrama de blocos, descrevendo-o macroscopicamente, é apresentado a seguir. A listagem do software, bem como as telas de interfaceamento com o usuário, estão presentes no Apêndice A.

1 - tb (int n):

- Executar comando `textbackground(n)`.

2 - tc (int n):

- Executar comando `textcolor(n)`.

3 - sbc (int ind):

- Executar comando `setbkcolor(ind)`.

4 - sc (int ind):

- Executar comando `setcolor(ind)`.

5 - void leitor (int cor, int x, int y):

- Selecionar (cor) da seta marcadora de posição para leitura.
- Posicionar leitor na posição (x , y).
- Traçar por meio de linhas uma seta na posição (x , y).

6 - eixos (int x , int y):

- Desenhar eixos com posições relativas às coordenadas (x , y) dadas.



- Escrever a palavra TEMPO sob o eixo das abcissas.

7 - ini-grafico (void):

- Determinar máxima resolução gráfica suportada pelo computador.
- Chamar função de inicialização de gráficos com os parâmetros obtidos acima.
- Escolher estilo inicial de letras a serem utilizadas nos gráficos.

8 - quadro (int let , int fun , int esq , int cima , int dir , int baixo):

- Abrir janela de texto para criação de impressão de sombra.
- Pintar a janela de preto.



- Abrir janela de texto com tamanho e posição determinados pelos parâmetros esq , dir , cima , baixo .
- Setar cor do fundo e da letra de texto de acordo com os parâmetros fun e let respectivamente.



- Criar moldura para a janela.

9 - moldura (int let , int fun , int esq , int cima , int dir , int baixo):

- Imprimir caracteres especiais para desenho de moldura em cada canto da janela.
- Imprimir caracteres para formação das linhas limites superior e inferior da janela.

10 - seta (int cor , int fundo , int dir , int esq , int cima):

- Desenhar quadrado de lado 20 pts a partir da posição (esq , cima) preenchido com cor dada pelo parâmetro (fundo).
- Desenhar retângulo limitando o quadrado com cor determinada pelo parâmetro (cor).



- Verificar parâmetro (dir) = direção em que a seta aponta.



- Se dir = 1, desenhar seta para cima.
- Se dir = 2, desenhar seta para a direita.
- Se dir = 3, desenhar seta para baixo.
- Se dir = 4, desenhar seta para a esquerda.

11 - dest-seta (int dir):

De acordo com o valor de (dir):

- Traçar a seta correspondente em cor de destaque.
- Interromper o processamento por certo tempo .
- Retraçar a seta com cor normal.

12 - tela-grafico(void):

- Montar janela com título da tela.



- Montar moldura que conterà os gráficos.



- Desenhar setas de direção, chamando procedimento (seta) para cada uma das direções, posicionando-as no canto esquerdo da tela.



- Escrever todos os textos necessários.

13 - tela-tabela (int ind):

- Limpar tela.
- Verificar por meio do parâmetro ind se a tela é para apresentação de resultados ou para impressão de dados e acrescentar título apropriado à tela .
- Escrever textos complementares.

14 - tela-adquirindo() :

- Criar moldura para tela.
- Criar quadro para título.
- Imprimir título.
- Imprimir outros textos necessários.

15 - tela-perg(int ind):

- Limpar tela.
- Criar quadro para impressão de título.
- Imprimir título.
- Imprimir textos das perguntas comuns a ambos os modos de aquisição.

Verificar o parâmetro ind:

- Se ind =1, imprimir perguntas para aquisição com estimulação.
- em caso negativo, imprimir perguntas para aquisição sem estimulação.

16 - jan(int qual):

- Para cada pergunta de entrada de dados, criar uma janela para leitura dos dados.

17 - espera(void):

- Esvaziar " buffer " de entrada do console.
- Ler caractere do console.
- Esvaziar novamente o "buffer" do console.

18 - Apresentação():

- Criar janela de apresentação com título do programa.

19 - tela():

- Criar a tela com menu horizontal e mudar a cor dos primeiros caracteres de cada palavra.
- Gravar a tela criada em matriz de número de bytes suficiente para guardar toda a tela.

20 - recupera();

- Jogar na tela o conteúdo de matriz de tela , que corresponde à tela gravada no procedimento descrito anteriormente.

21 - recmenu(int ind, int esq , int cima , int dir , int baixo);

- Exibir na tela menu vertical indicado por ind, na posição indicada por (esq, cima) até (dir, baixo).

22 - Def-menu-hor(void);

- Armazenar em variáveis do tipo registro as informações referentes a posição da tela, onde cada palavra correspondente a cada item do menu horizontal deve ser impressa, bem como a própria palavra e ainda a letra chave para acesso a tal opção do menu.

23 - Def-menu-vert();

- O mesmo que o item anterior e mais armazenamento das posições onde cada menu deverá ser montado, e ainda o código correspondente a cada opção de cada menu.

24 - cria-menus();

- Imprimir na tela cada um dos menus verticais por completo.



- Copiar cada um deles para vetor de tamanho apropriado de modo a capturar a região da tela que ele ocupa.

25 - Destaca-menus(int *indice, int *linha);

- Escrever a opção do menu índice, destacada por fundo de cor diferente da cor da janela de menu .

26 - Gervert (int *indice, int *mostra, int *alterou);

• Chamar opção destaca_menu repassando o parâmetro (índice) e linha=0. Ou seja, abrir o menu indicado por índice e destacar a primeira opção.

• início de laço.

• Esperar entrada de tecla pelo console.

• verificar se tecla de entrada corresponde à letra chave de alguma opção. Se sim usar variável para retornar ao código correspondente à opção.

• Verificar se tecla digitada corresponde a alguma tecla de movimentação de cursor. Se sim, gerar a movimentação da barra de destaque de opção correspondente à direção da seta teclada.

• Fim de laço. Condição de saída, quando a tecla digitada for Esc (escape).

27 - Destaca (int indice);

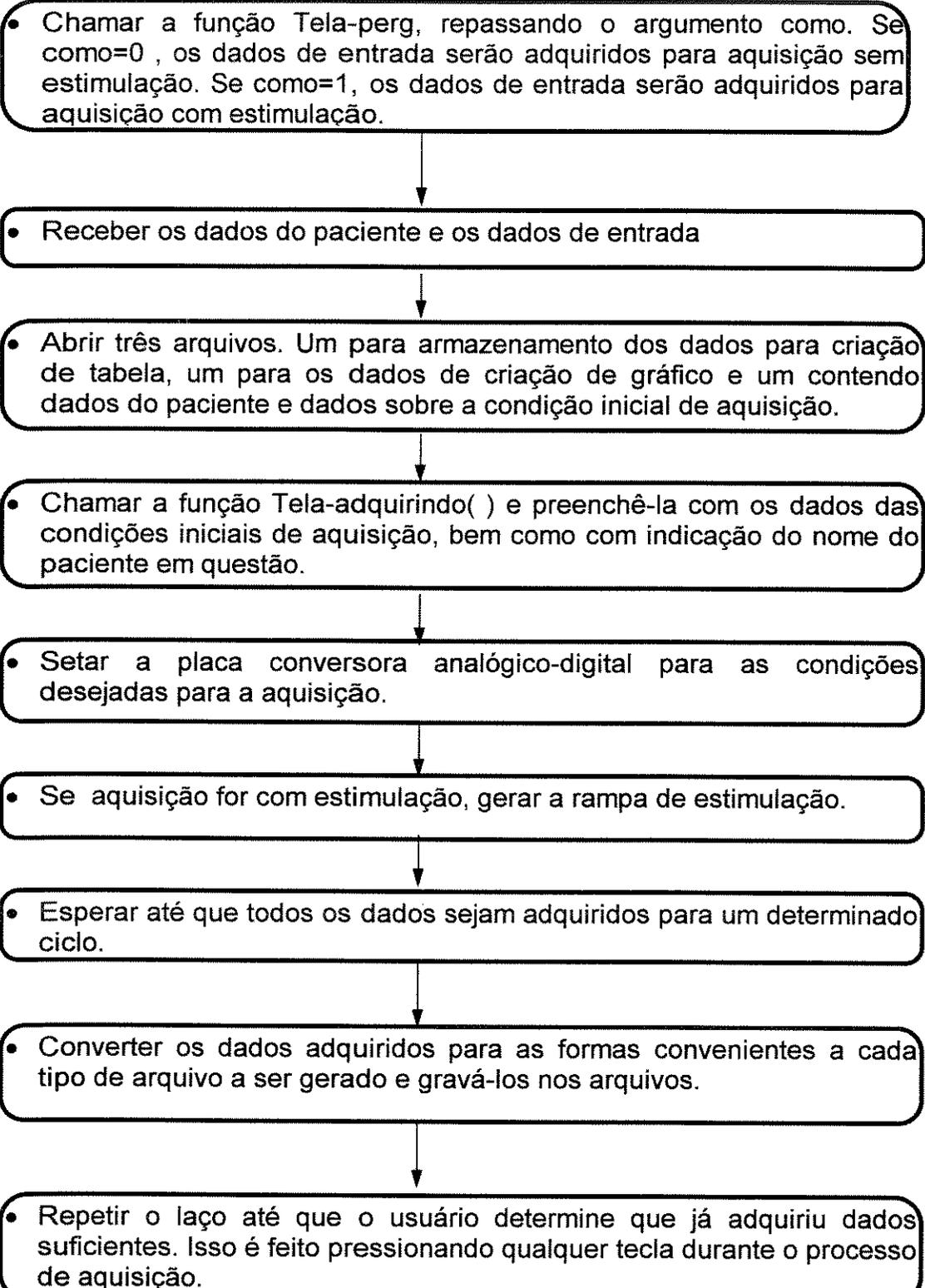
• Destacar a palavra chave do menu principal correspondente ao parâmetro de entrada índice.

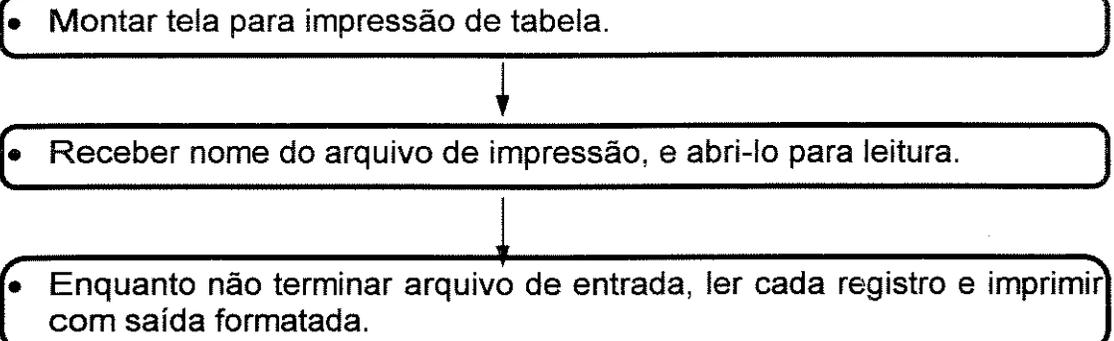
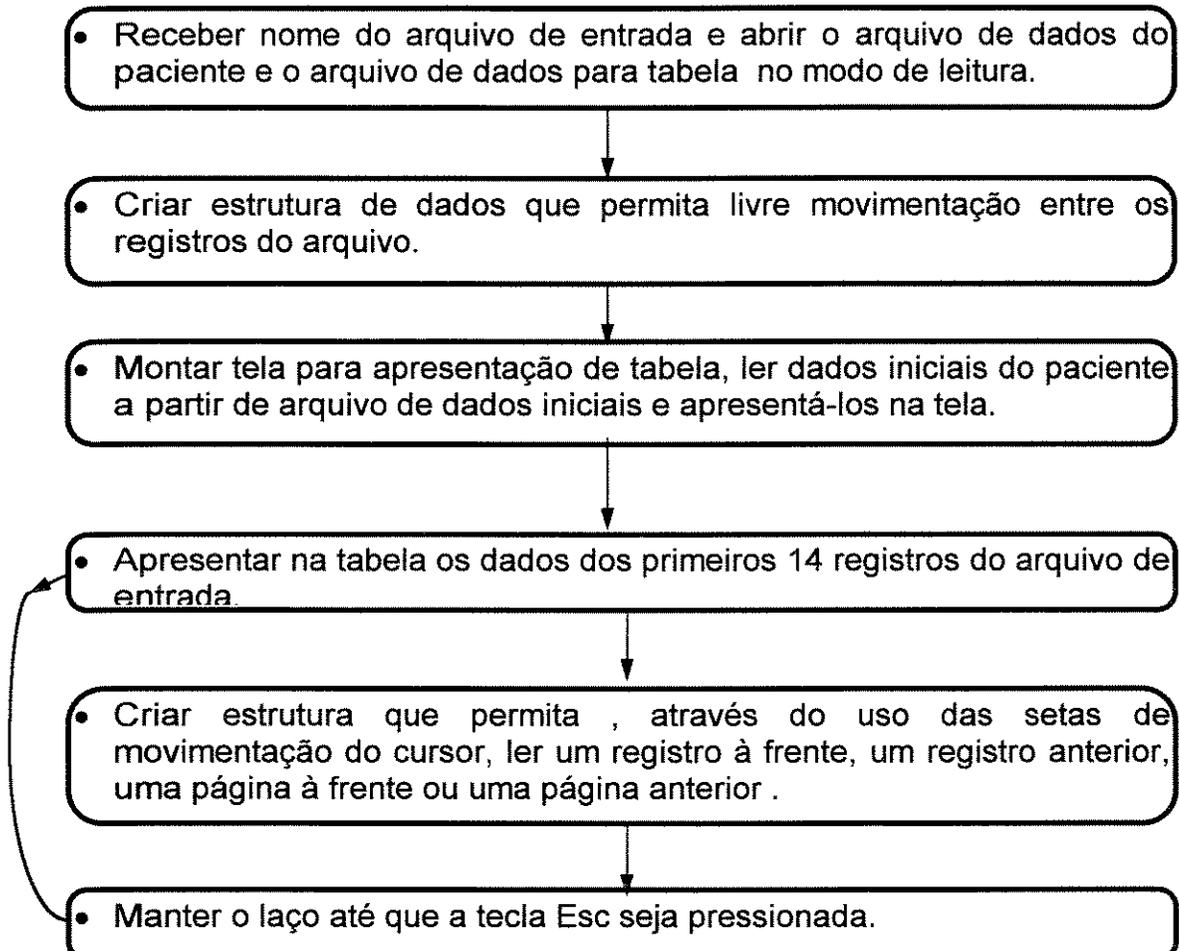
28 - Menu (int *indiceant);

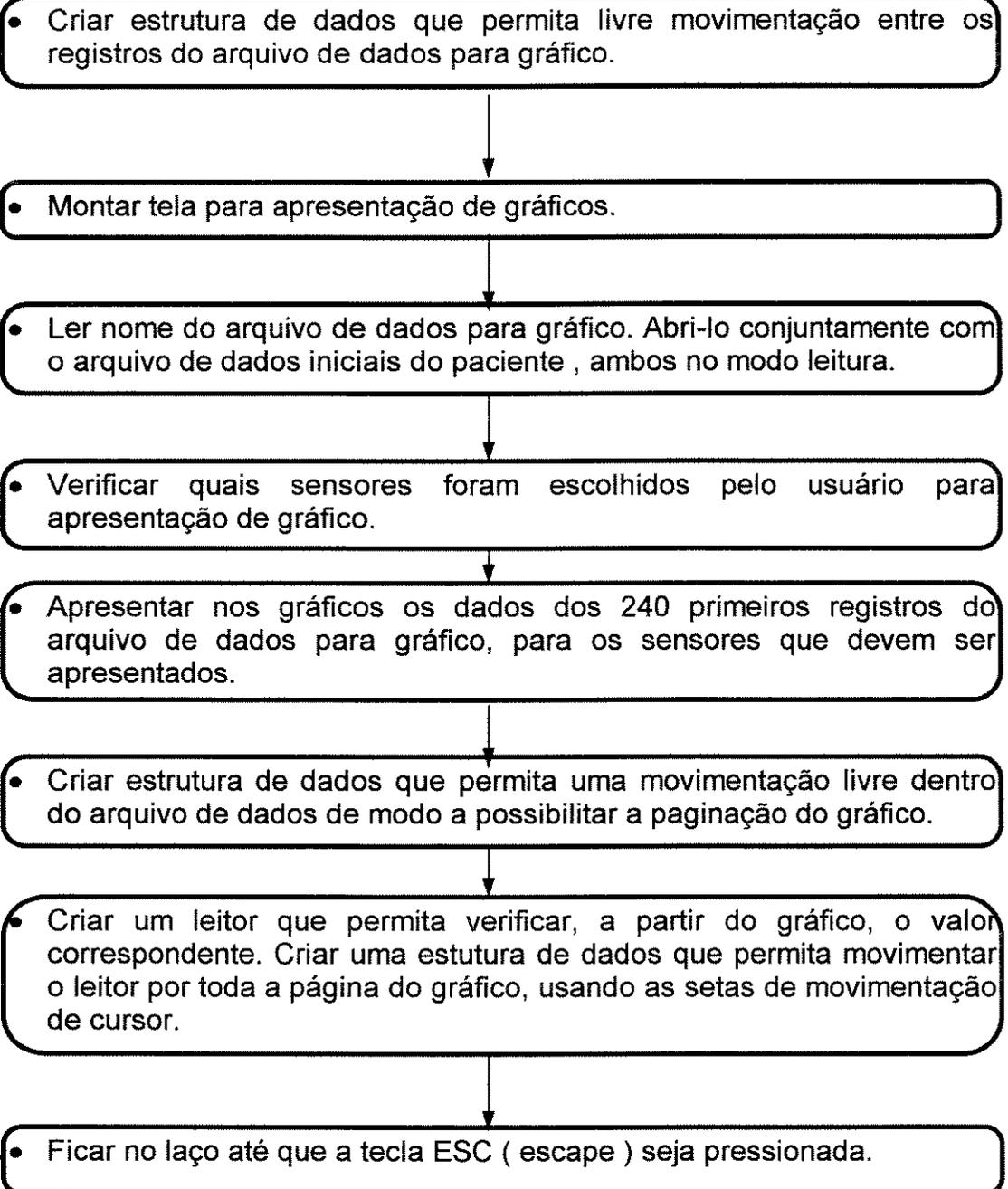
• Análogo à função Gervert, mas referente ao menu horizontal principal.

29- Limpa-tabela();

• Limpar a janela correspondente à tabela e refazer as linhas de colunas.

30 - Adquire(int como);

31- Imprime();32 - Tabela();

33 - Gráfico ():34 - Main ():

- Chamar as funções Def_menu_hor(), Def_menu_vert(), Tela(), Cria_menu(), recupera() e apresentação () para formação da tela inicial.
- Criar laço que chame a função Menu() e de acordo com o dado de retorno executar a função correspondente à opção desejada.

4.4. PROCEDIMENTOS DE ENSAIOS E ANÁLISE

4.4.1 - Ensaio

Foi selecionada, aleatoriamente, uma amostra de 30 sujeitos, dentre eles, 15 mulheres e 15 homens. Todos eles desempenhando, profissionalmente, atividades administrativas ou laboratoriais.

A tabela 4.4 apresenta as características individuais de cada um dos sujeitos utilizados no procedimento de teste.

Tabela 4.4 - Características dos voluntários utilizados no procedimento de teste.

voluntário	sexo	idade	tamanho da abertura (cm)	tamanho da mão (P,M,G,GG)
1	F	25	17,82	M
2	F	33	17,88	M
3	M	24	21,52	GG
4	F	34	17,36	M
5	F	25	18,23	M
6	F	24	17,55	M
7	F	40	19,52	G
8	M	29	18,99	G
9	M	30	19,98	G
10	M	25	19,58	G
11	M	20	19,28	G
12	M	43	18,98	G
13	M	27	18,47	M
14	M	17	20,13	G
15	F	25	18,41	M
16	M	35	20,32	G
17	M	17	19,97	G
18	F	24	18,69	M
19	M	30	19,11	G
20	M	18	17,65	M
21	M	18	19,87	G
22	F	26	18,82	G
23	F	41	19,32	G
24	M	18	17,91	M
25	M	44	19,14	G

26	F	33	17,34	M
27	F	31	17,20	M
28	F	25	17,56	M
29	F	35	16,77	P
30	F	38	17,70	M

O tamanho da abertura da mão foi obtido aproximando a posição relativa entre o dedo médio e o polegar a um triângulo retângulo, estando o primeiro estendido e o segundo em flexão da articulação metacarpofalangeana, posicionando-se perpendicularmente à palma da mão.

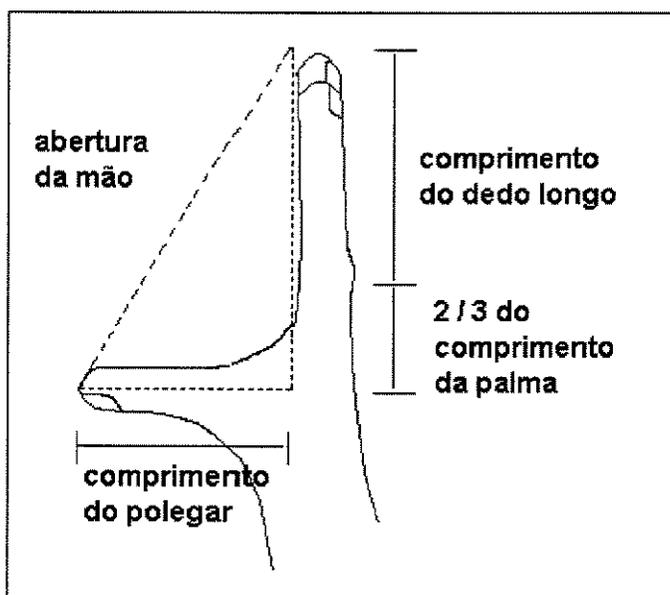


Figura 4.30 - Desenho esquemático das dimensões envolvidas na definição do tamanho da abertura da mão.

Os intervalos correspondentes aos tamanhos P, M, G e GG foram definidos observando-se a frequência de incidência das medidas obtidas para a abertura da mão, resultando, respectivamente, nos intervalos abaixo sumarizados:

- 5% P - abaixo de 17 cm
- 45% M - até 18,75 cm
- 45% G - até 21 cm
- 5% GG - acima de 21 cm

Os experimentos foram realizados individualmente. Os voluntários foram posicionados sentados à frente de uma mesa, sobre a qual estavam os sistemas de aquisição de dados e monitoração sensorial.

Foi dada uma breve explicação acerca do material a ser utilizado e, a seguir, os sensores foram posicionados no membro direito do voluntário (figura 4.31).

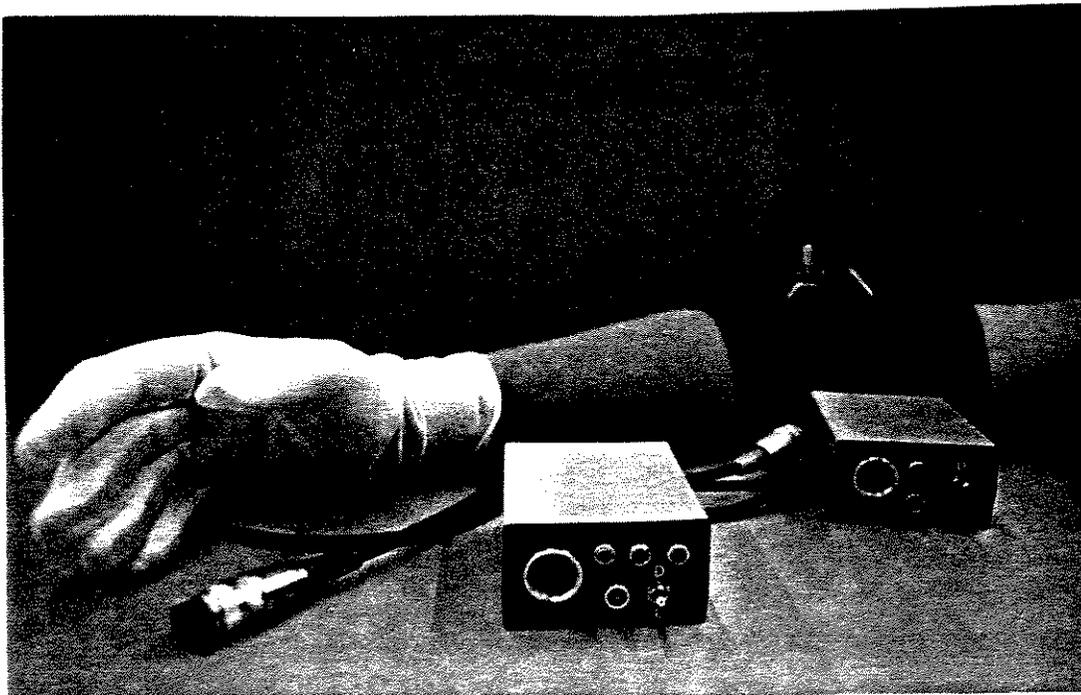


Figura 4.31 - Posicionamento do sistema de monitoração sensorial.

Segundo a instrução dada, a tarefa consistia em, partindo da posição inicial com o braço estendido sobre a mesa (figura 4.32), pegar um copo (figura 4.33) e conduzi-lo até a altura da boca, mediante flexão do cotovelo (figura 4.34). Em seguida, o copo deveria ser recolocado, de forma suave, na posição inicial e o braço estendido novamente. Essa tarefa seria repetida sucessivas vezes e, aos poucos, o peso do copo seria aumentado.



Figura 4.32 - Posição inicial do movimento.



Figura 4.33 - Movimento de apreensão.



Figura 4.34 - Manipulação do objeto.

O movimento deveria ser iniciado após um bip emitido pelo sistema de aquisição e ser concluído pouco antes da emissão de um segundo bip com outra sonorização, permitindo, assim, diferenciá-los. Este procedimento confere, portanto, uma velocidade média ao movimento.

O diâmetro do copo permaneceu constante (8,17 cm) durante todo o procedimento. O peso, no entanto, foi incrementado com a utilização das esferas de calibração. Partiu-se de um peso inicial de 2N, acrescido de mais 2N a cada 10 aquisições, até o valor final de 10N. Houve um intervalo de 2 aquisições para o aumento do peso, durante o qual o sujeito deveria permanecer com o braço estendido aguardando o reinício.

Os dados obtidos foram então gravados em disquetes, para serem analisados posteriormente.

4.4.2 - Análise

Apesar de se tentar padronizar ao máximo todas as etapas do procedimento, o movimento era, até certo ponto, livre, não tendo sido reproduzido exatamente em todas as aquisições. Por este fato, mediante a visualização gráfica dos dados fornecida pelo SALEMUS, processou-se uma análise para a detecção do padrão de preensão predominante apresentado pelo sujeito. Foram então selecionadas 5 curvas (dentre as 10 adquiridas) para cada peso definido, curvas estas que deveriam seguir o padrão inicialmente detectado. Os resultados finais, ilustrados no capítulo seguinte, correspondem aos valores médios obtidos dentre as curvas selecionadas.

Inicialmente, pretende-se estabelecer uma análise visual da conformação das curvas.

Serão então selecionados os valores de força correspondentes ao ângulo máximo de flexão do cotovelo, nos quais será baseada toda a análise quantitativa.

O ponto de partida é a análise da variação do ângulo máximo obtido nas cinco curvas de um mesmo sujeito, verificando, assim, a reprodutibilidade do movimento, seguida de uma comparação entre os sujeitos da amostra.

Posteriormente, mediante processamento estatístico, verificar-se-á se há correlação entre os parâmetros, idade e tamanho da mão e a força aplicada. Serão plotados os respectivos gráficos e analisado o coeficiente de correlação linear.

Será estabelecida também, uma comparação entre a força exercida pelos sujeitos do sexo feminino e masculino.

Por fim, será analisada a variação da força em função do peso do objeto manipulado, através do coeficiente de correlação.

Resultados

Seguindo os procedimentos de ensaio e análise especificados no capítulo precedente, obteve-se um conjunto de cinco gráficos para cada um dos voluntários da amostra adotada, em função da variação do peso do objeto a ser pego, correspondendo a 2, 4, 6, 8 e 10N (figuras 5.3 a 5.32).

Cada um dos gráficos é formado por quatro curvas; a variação angular fornecida pelo eletrogoniômetro, indicando a posição assumida pela mão, em cada instante, e a variação das forças exercidas pelos dedos médio, indicador e polegar, fornecida pela luva instrumentalizada.

A superposição das curvas apresentadas num único gráfico, permite uma melhor caracterização do movimento, possibilitando relacionar diretamente a força exercida com a posição da mão em cada instante; ou seja, define a qual estágio do movimento refere-se a força aplicada.

Além disso, foi adotada uma mesma escala para todos os gráficos, sejam eles representativos de um mesmo indivíduo ou não, possibilitando uma análise visual comparativa, sem a necessidade de se referir o dado numérico.

Para se obter os gráficos acima mencionados foram selecionadas, para cada um dos pesos especificados, cinco curvas representativas do padrão apresentado pelo voluntário. Os gráficos das figuras 5.1 e 5.2 exemplificam o procedimento utilizado na obtenção dos resultados finais de um dos voluntários. A figura 5.1 mostra para cada parâmetro monitorado, a sobreposição das cinco curvas selecionadas para um objeto de peso 10N. A figura 5.2, por sua vez, mostra a curva média e as curvas representativas do desvio padrão verificado em cada um dos casos, mostrando assim, a variabilidade encontrada.

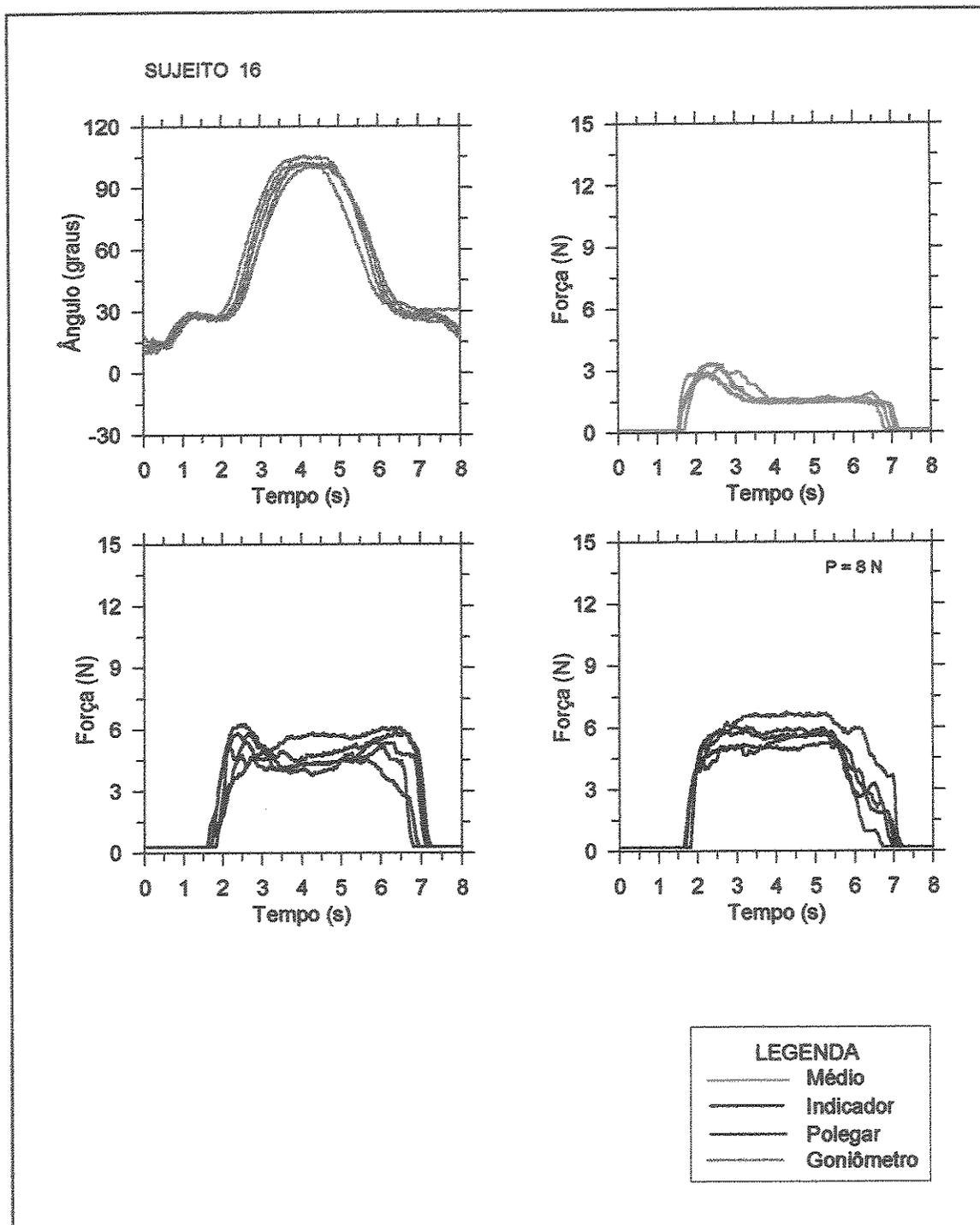


Figura 5.1 - Superposição das curvas selecionadas para a obtenção do resultado final.

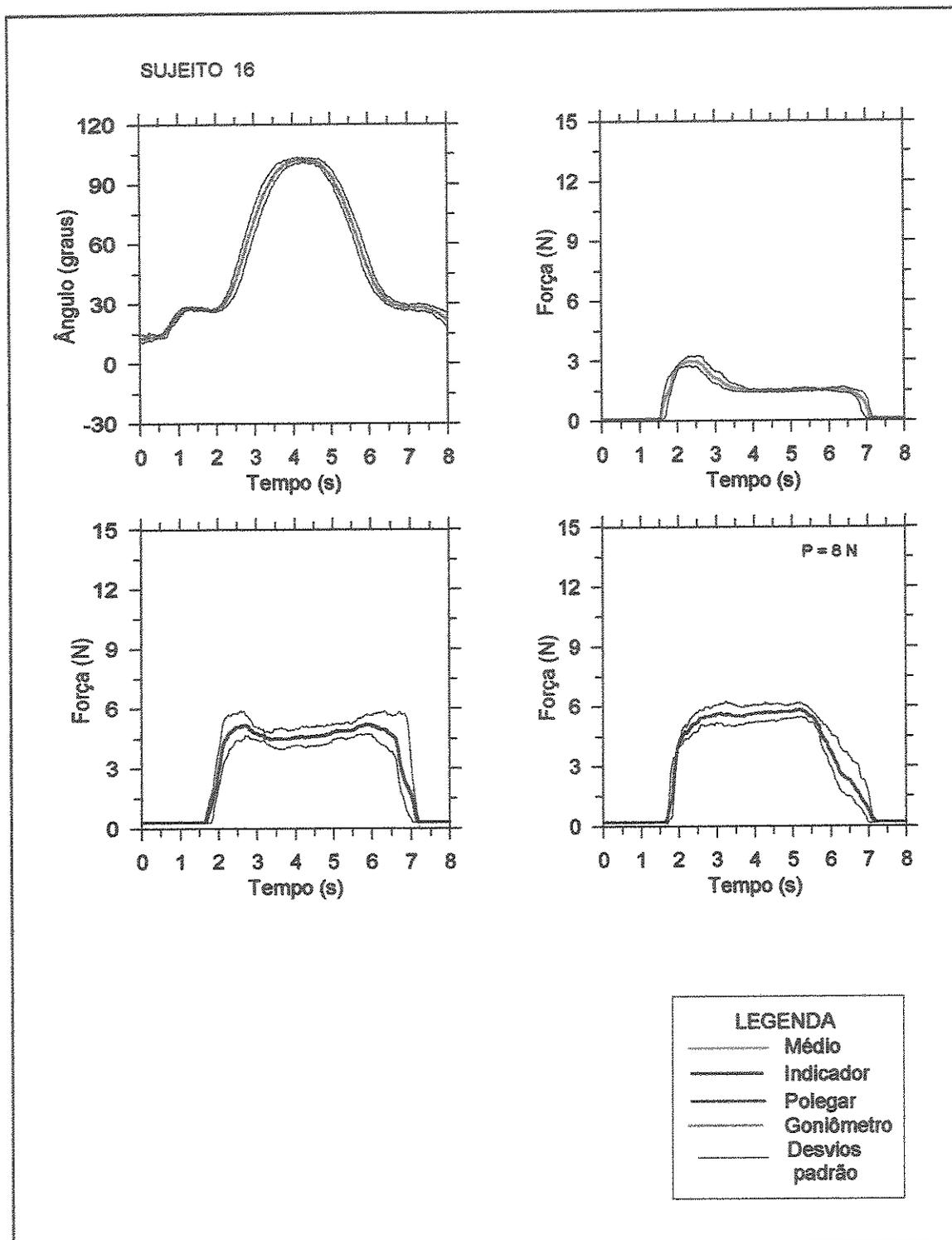


Figura 5.2 - Curvas médias e os respectivos desvios padrão, evidenciando a variabilidade encontrada.

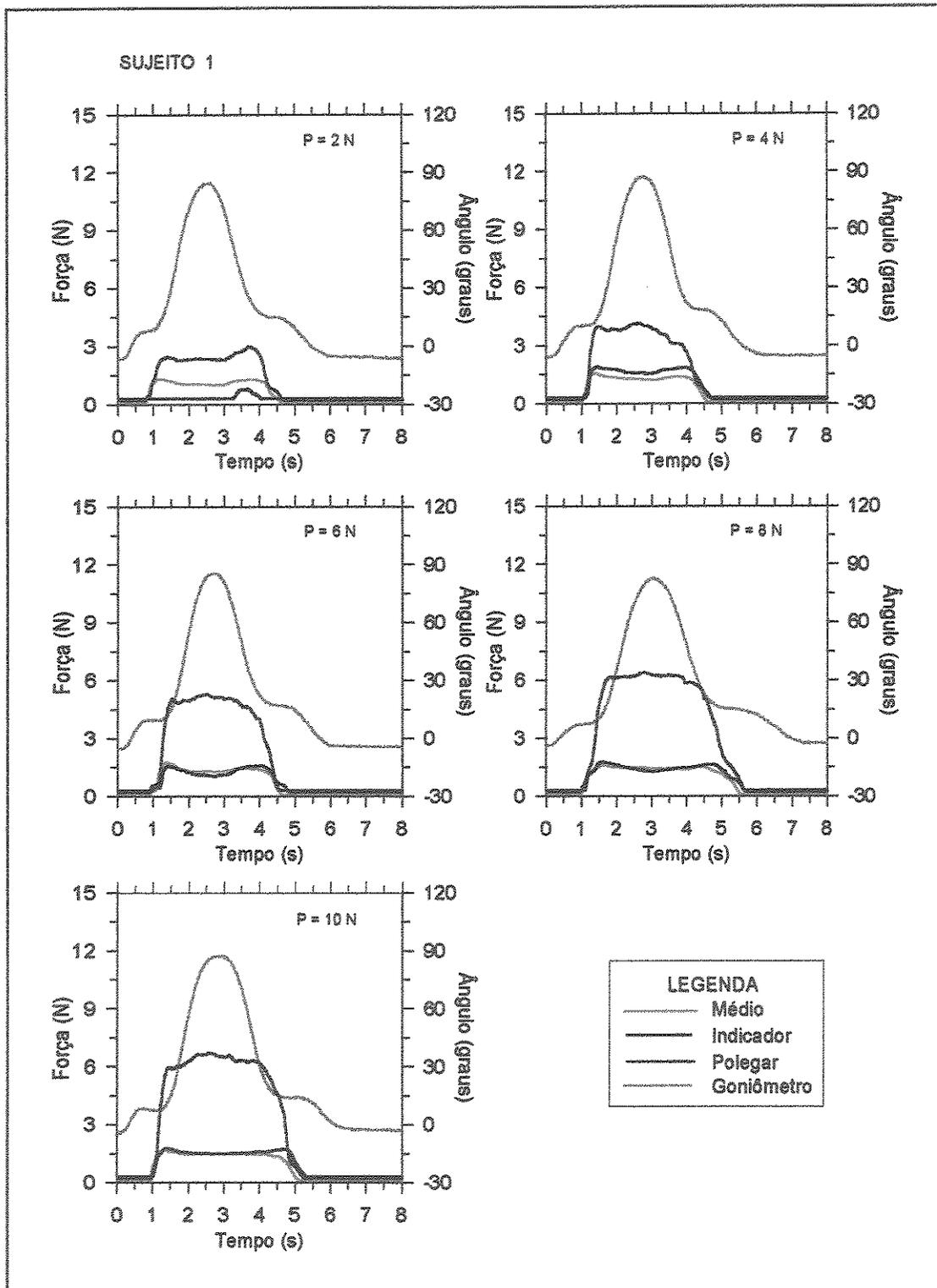


Figura 5.3 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

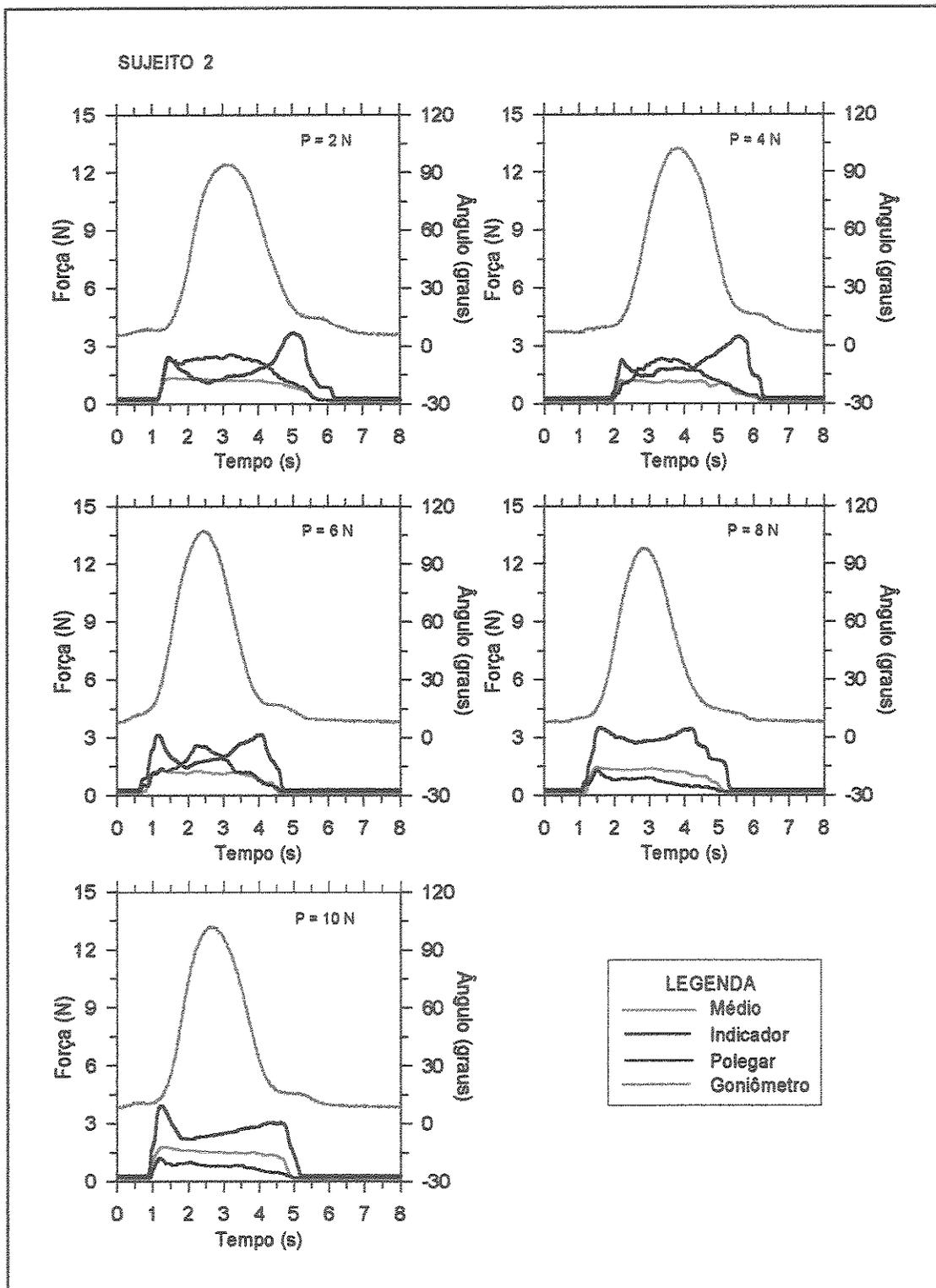


Figura 5.4 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

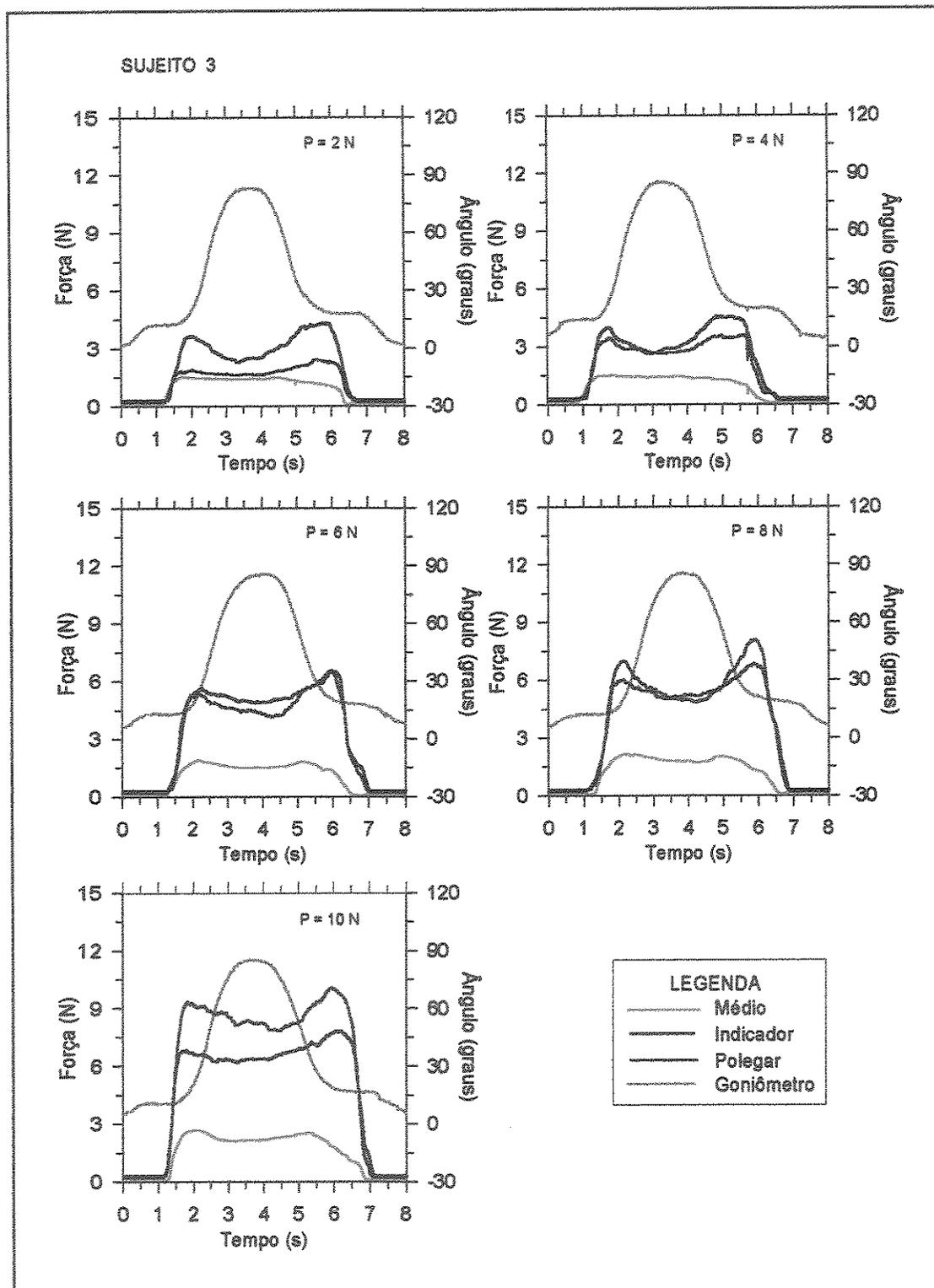


Figura 5.5 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

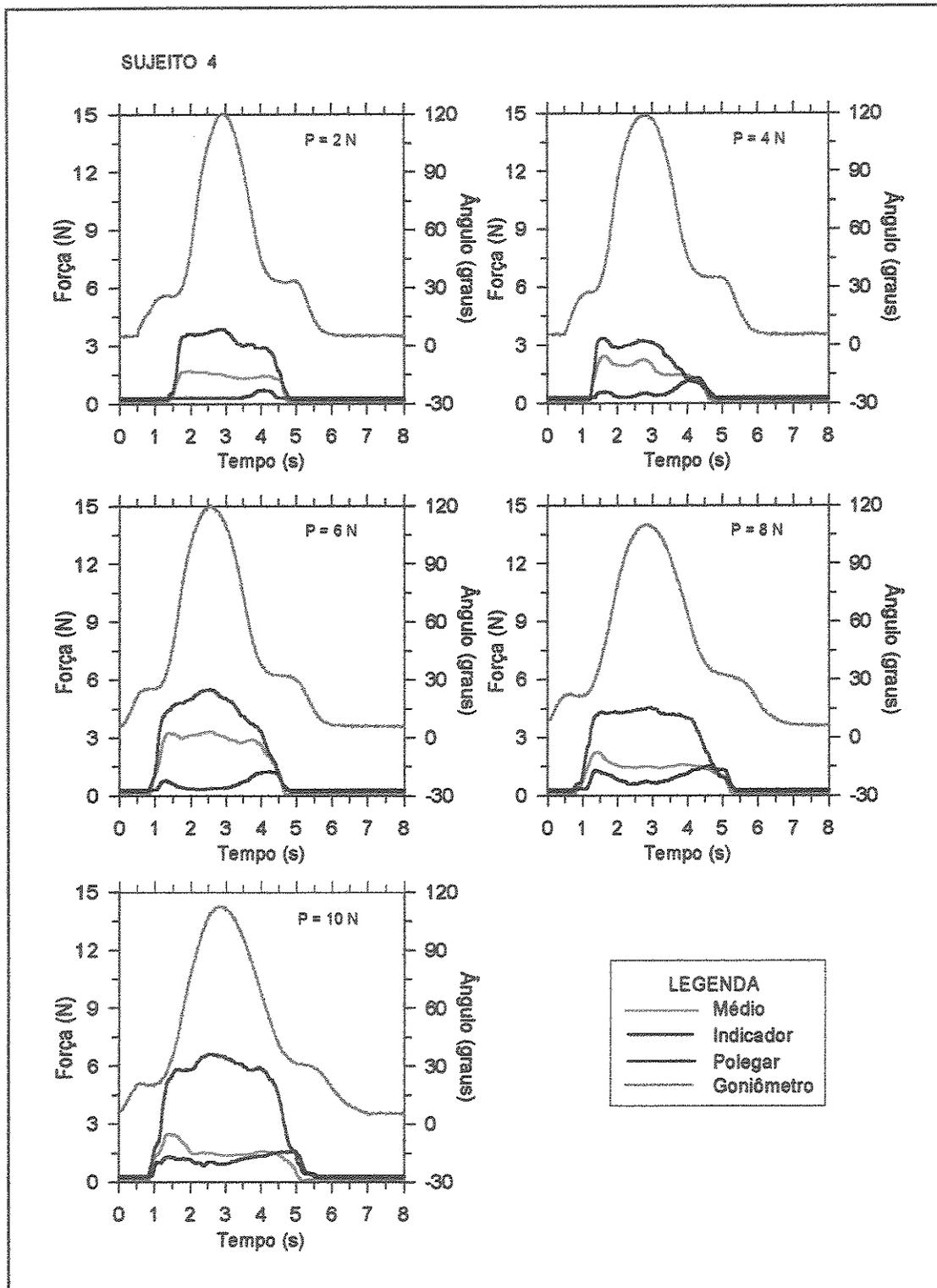


Figura 5.6 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

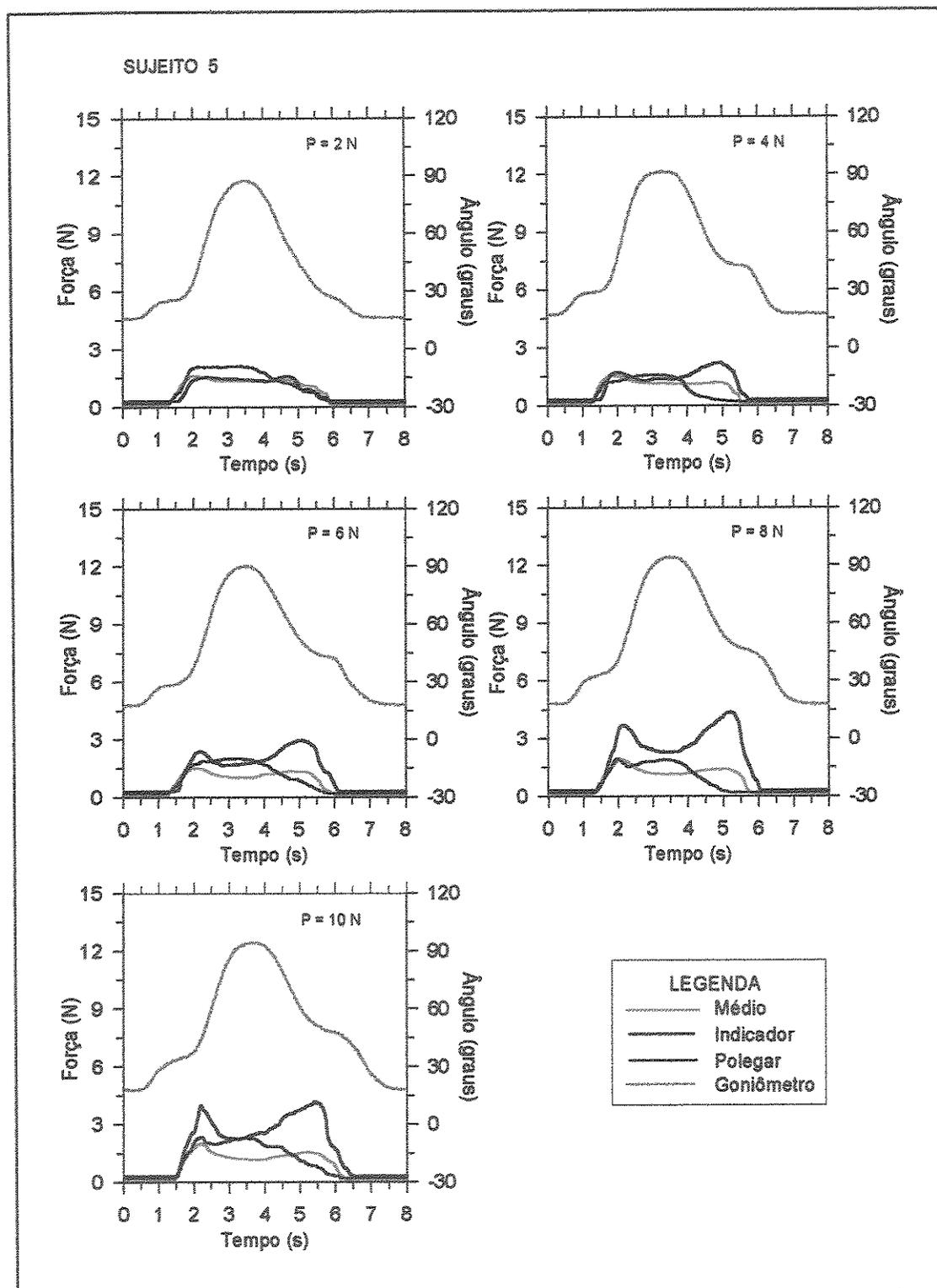


Figura 5.7 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

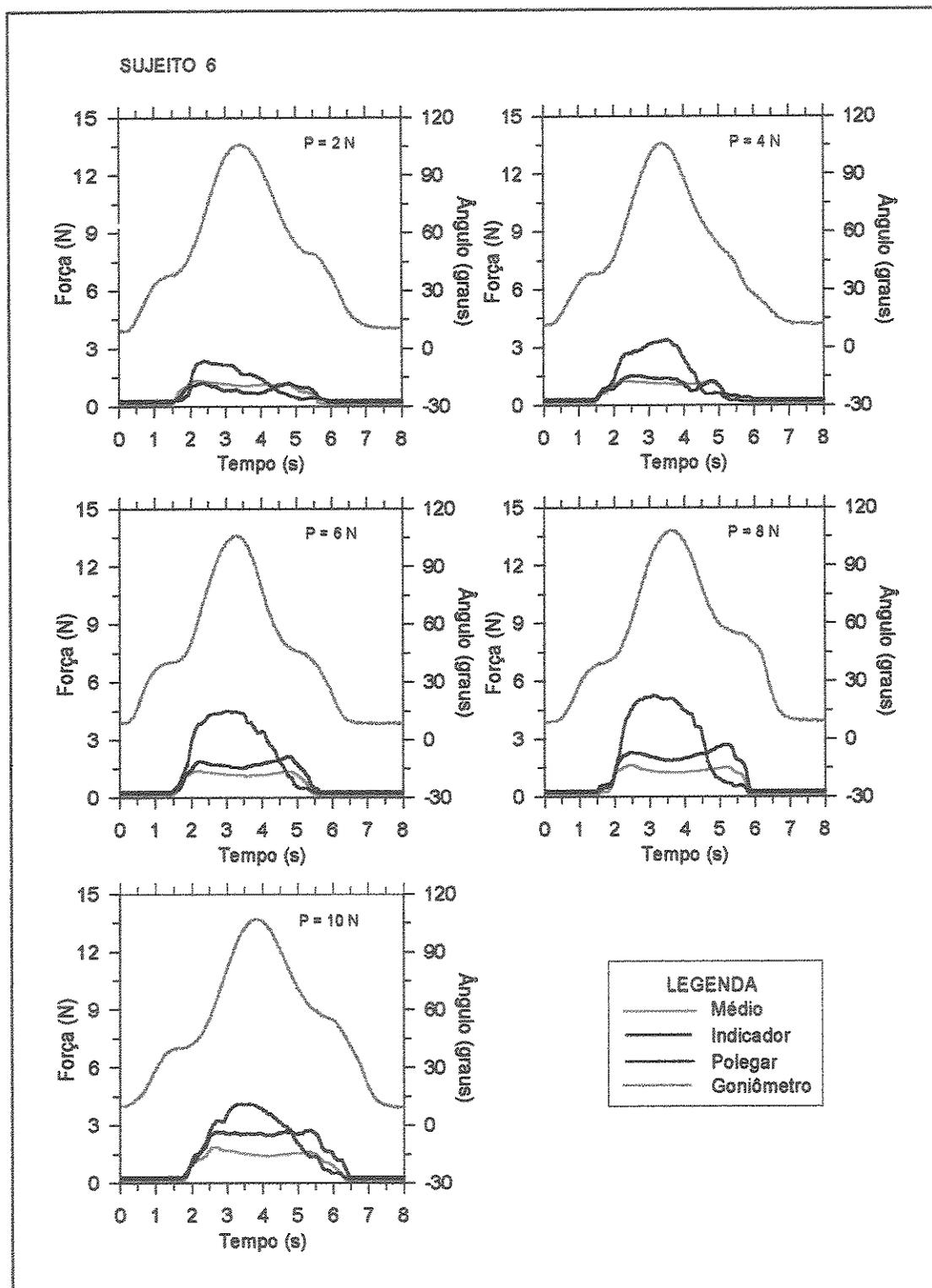


Figura 5.8 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

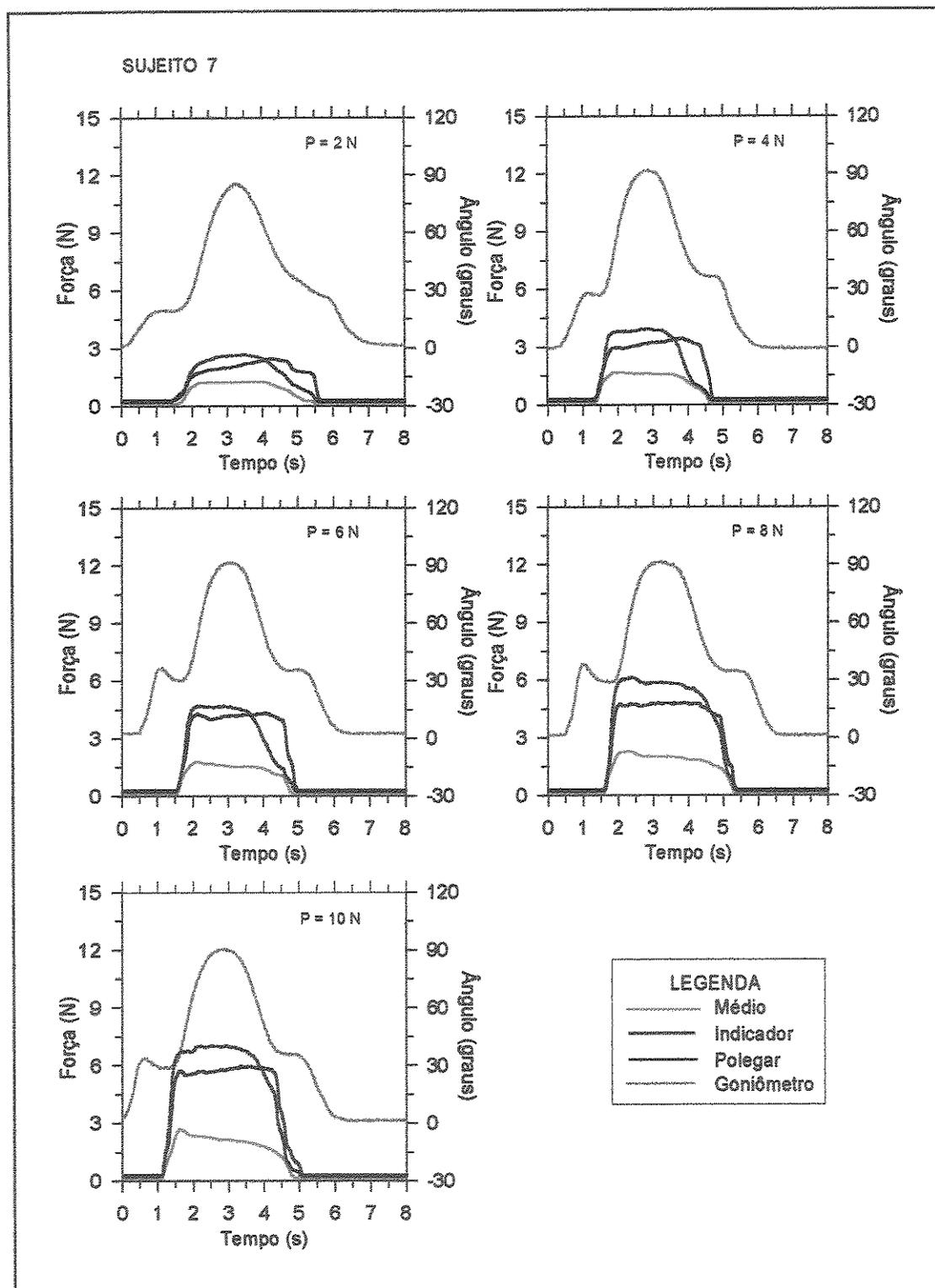


Figura 5.9 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

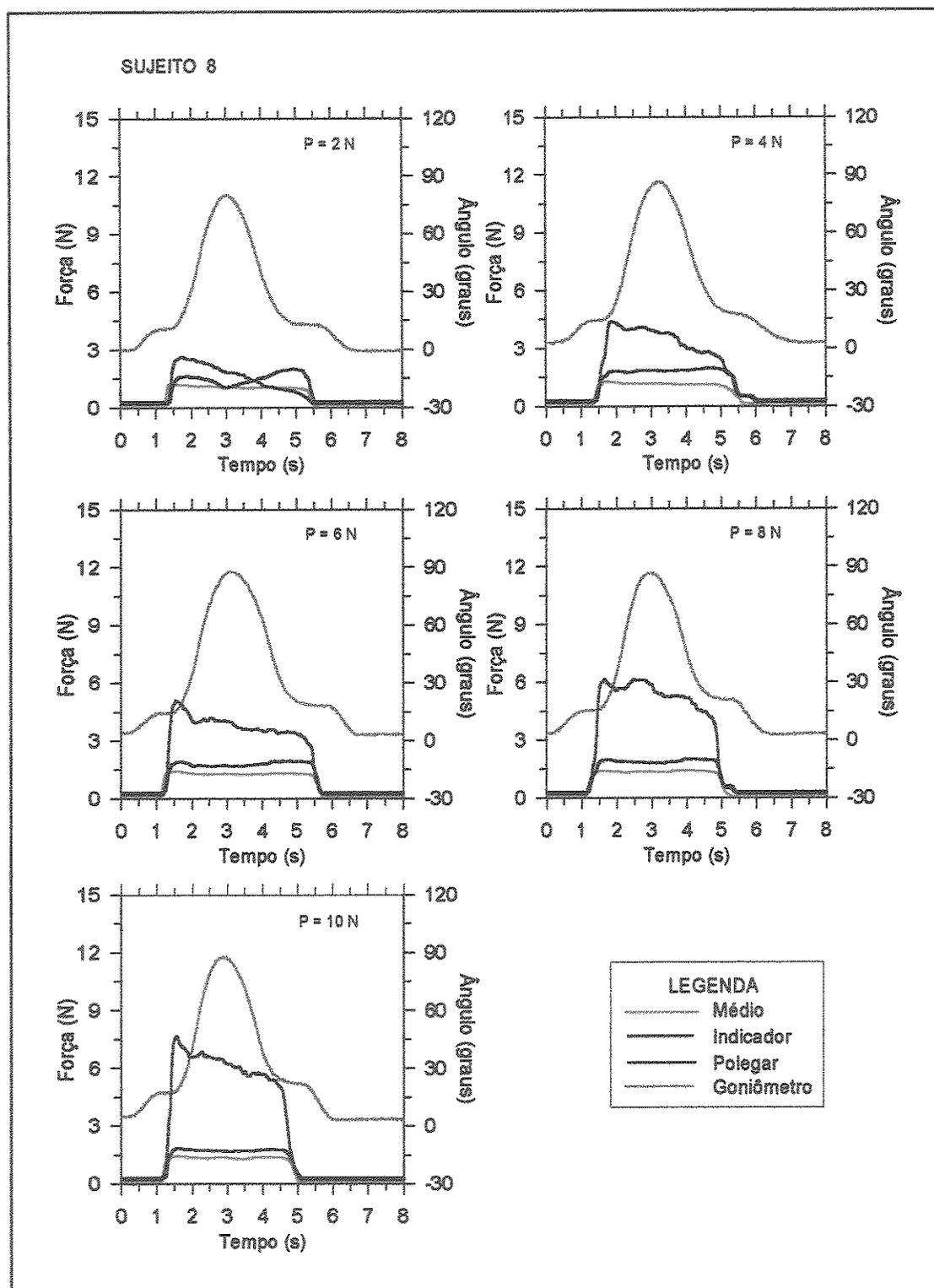


Figura 5.10 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

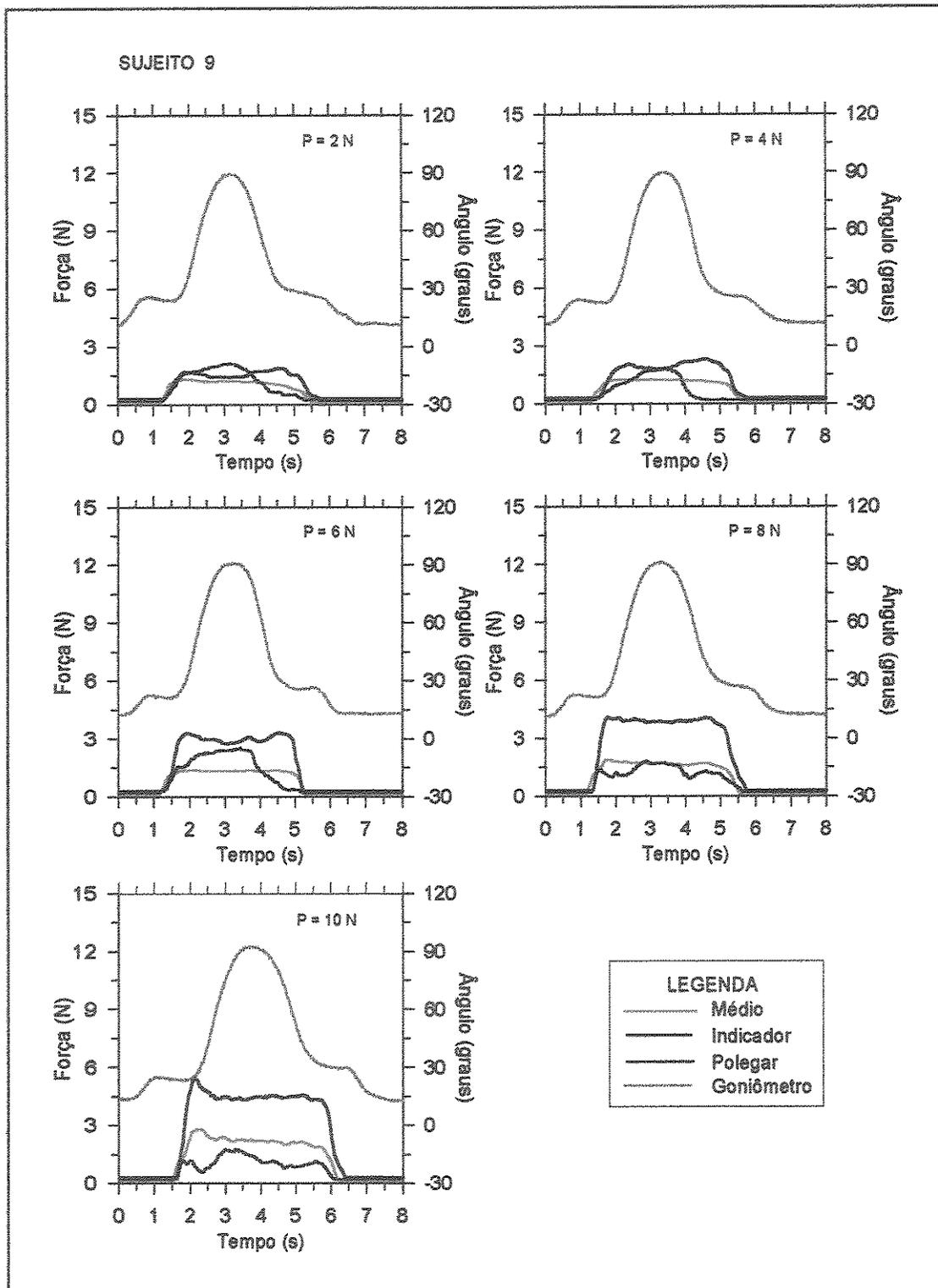


Figura 5.11 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

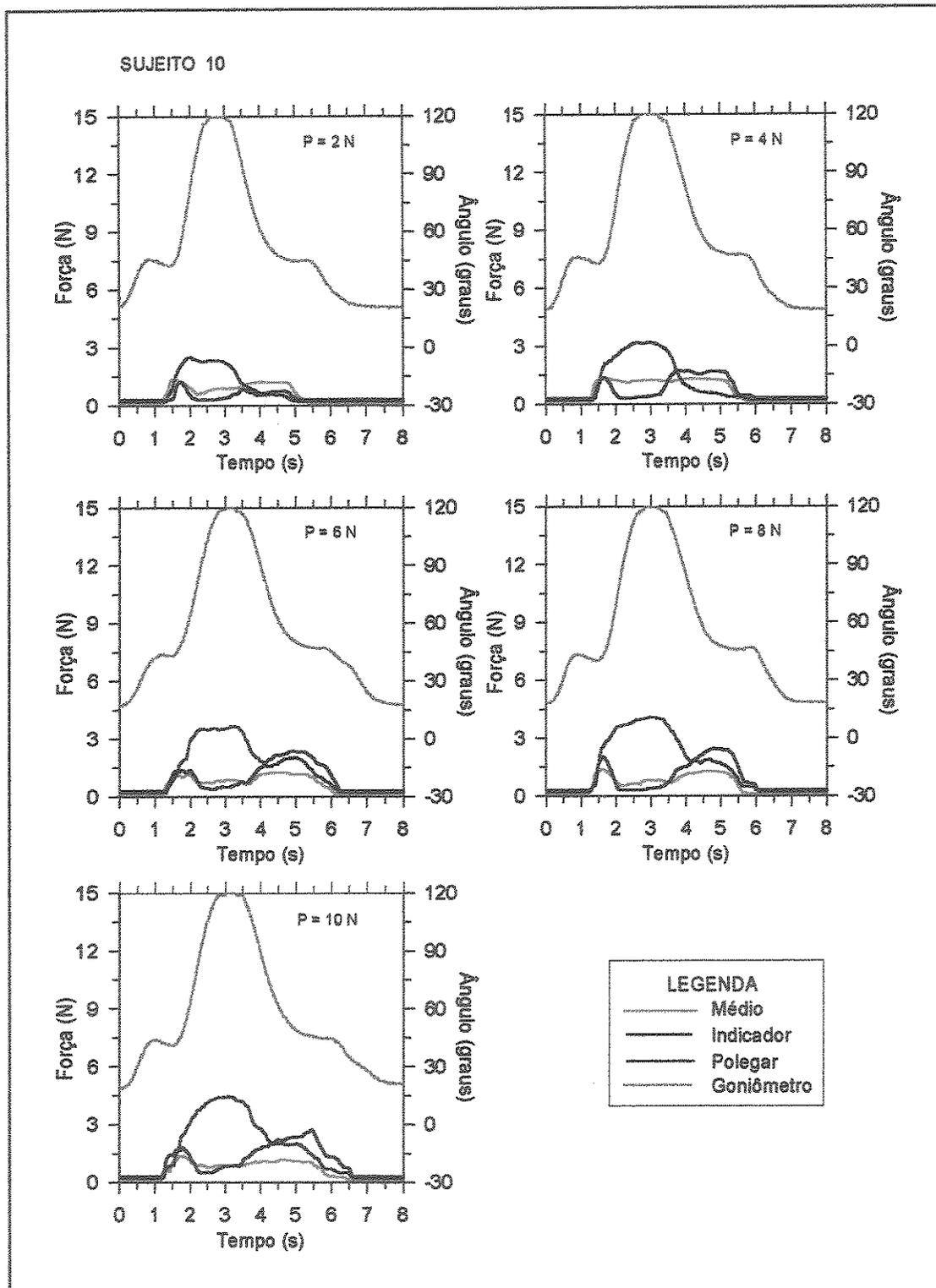


Figura 5.12 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

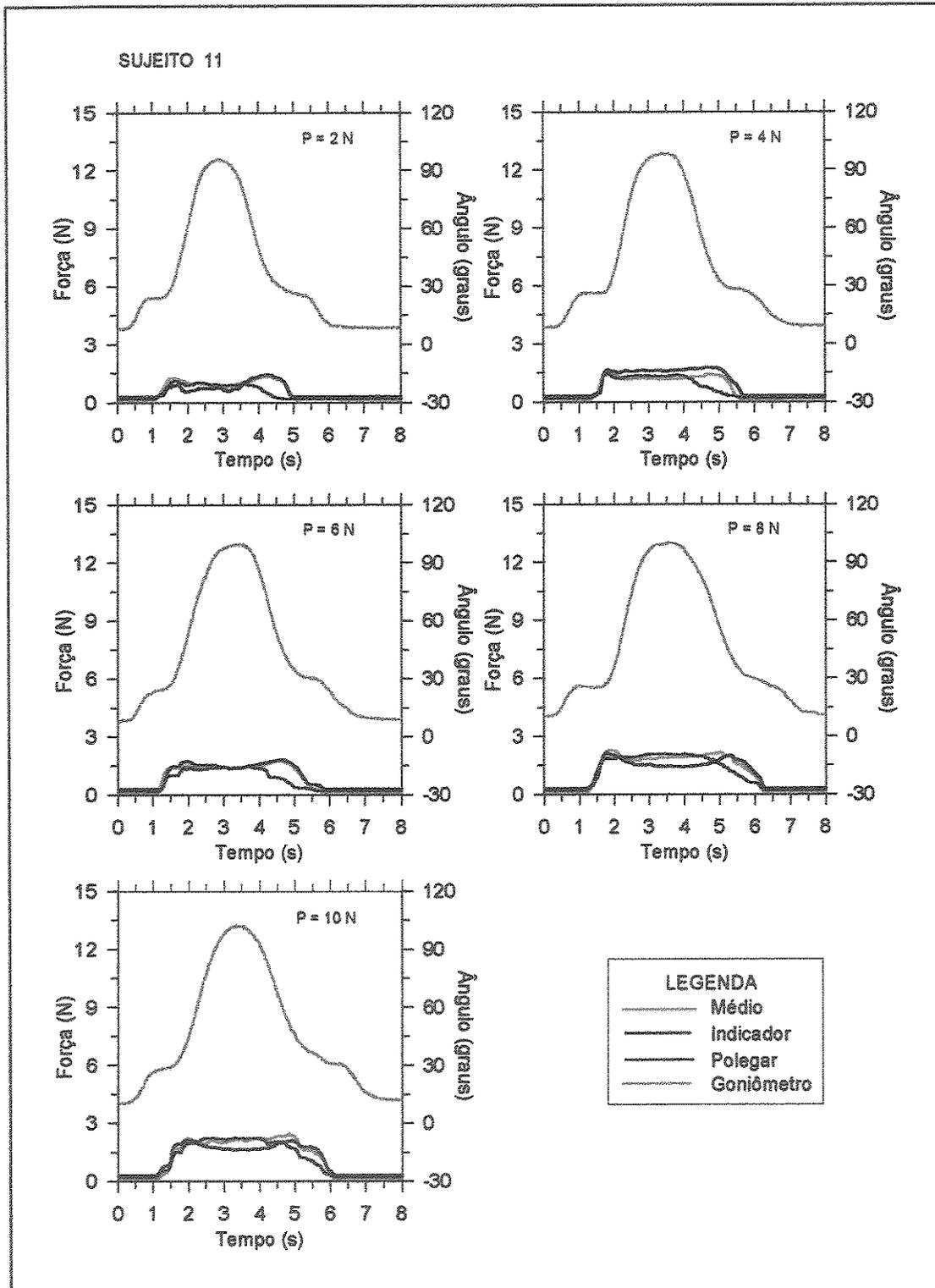


Figura 5.13 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

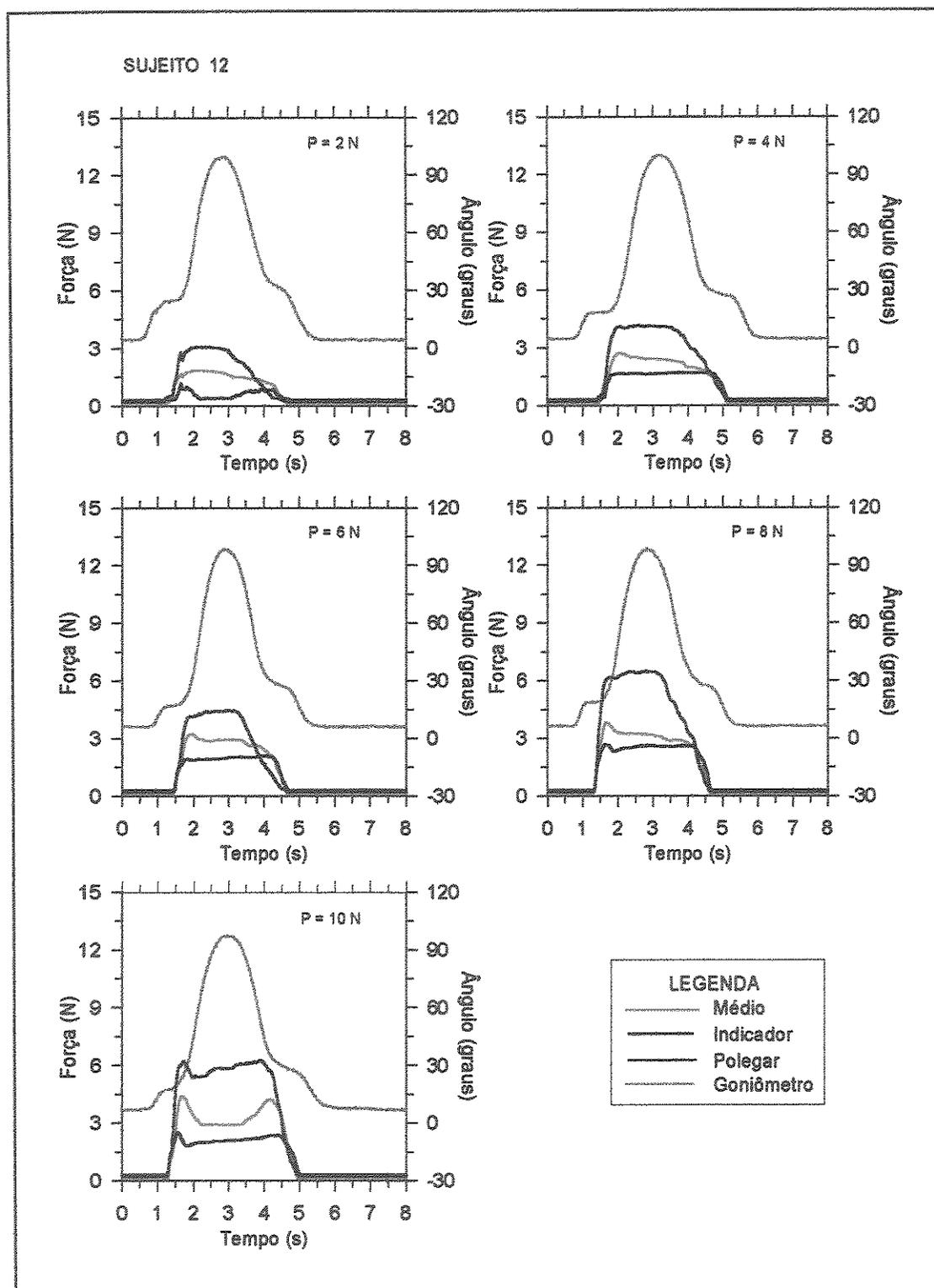


Figura 5.14 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

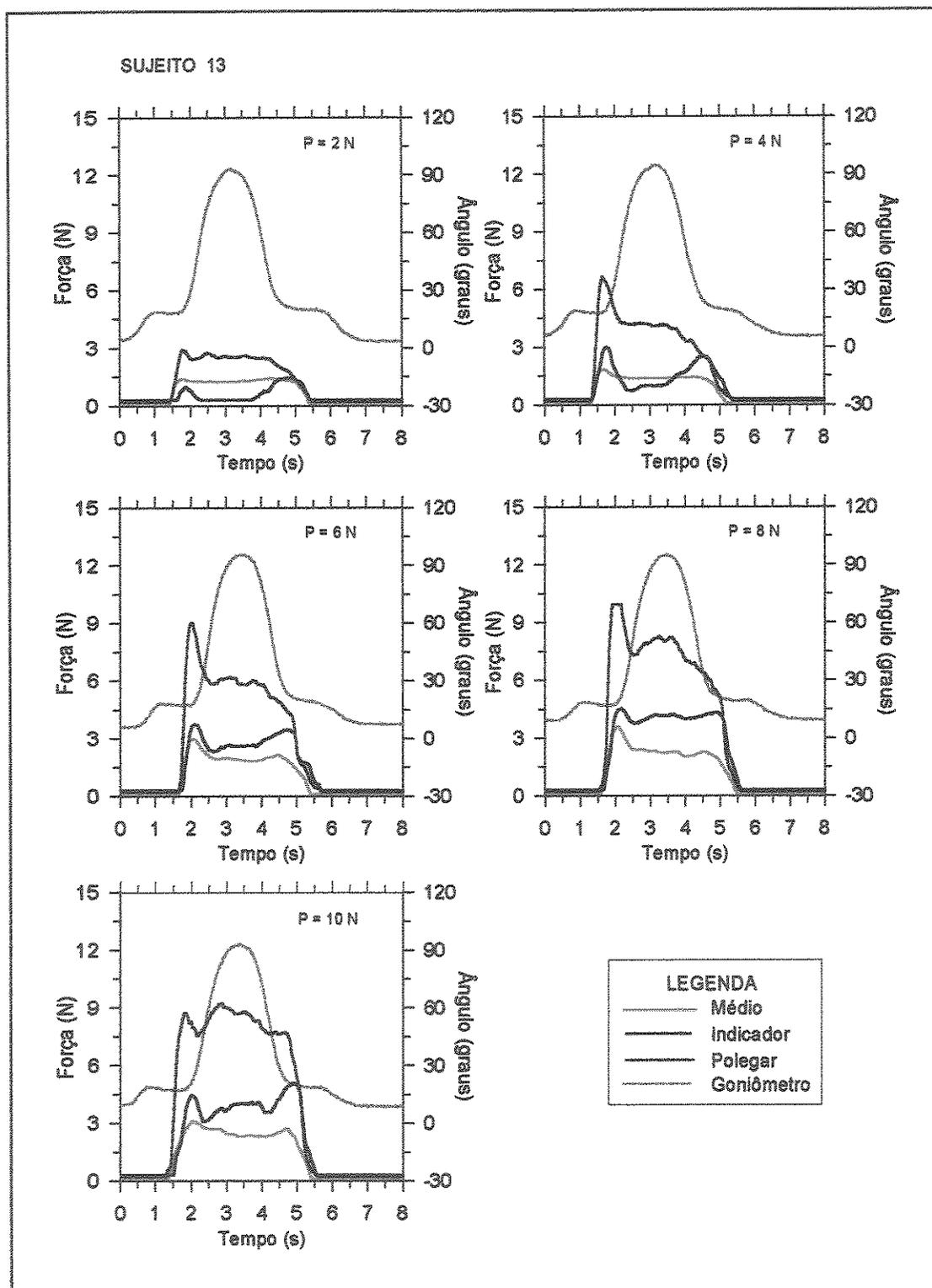


Figura 5.15 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

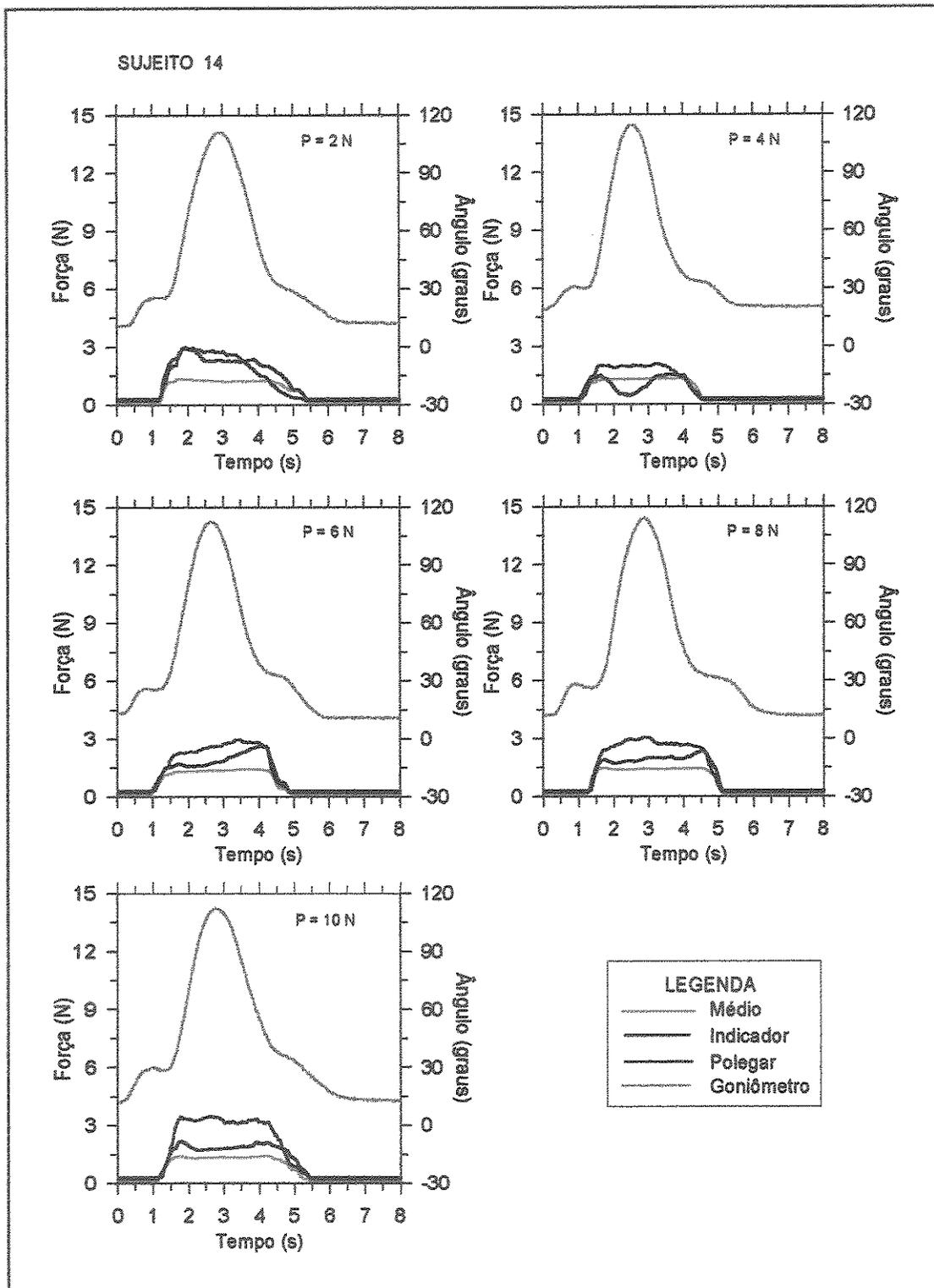


Figura 5.16 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

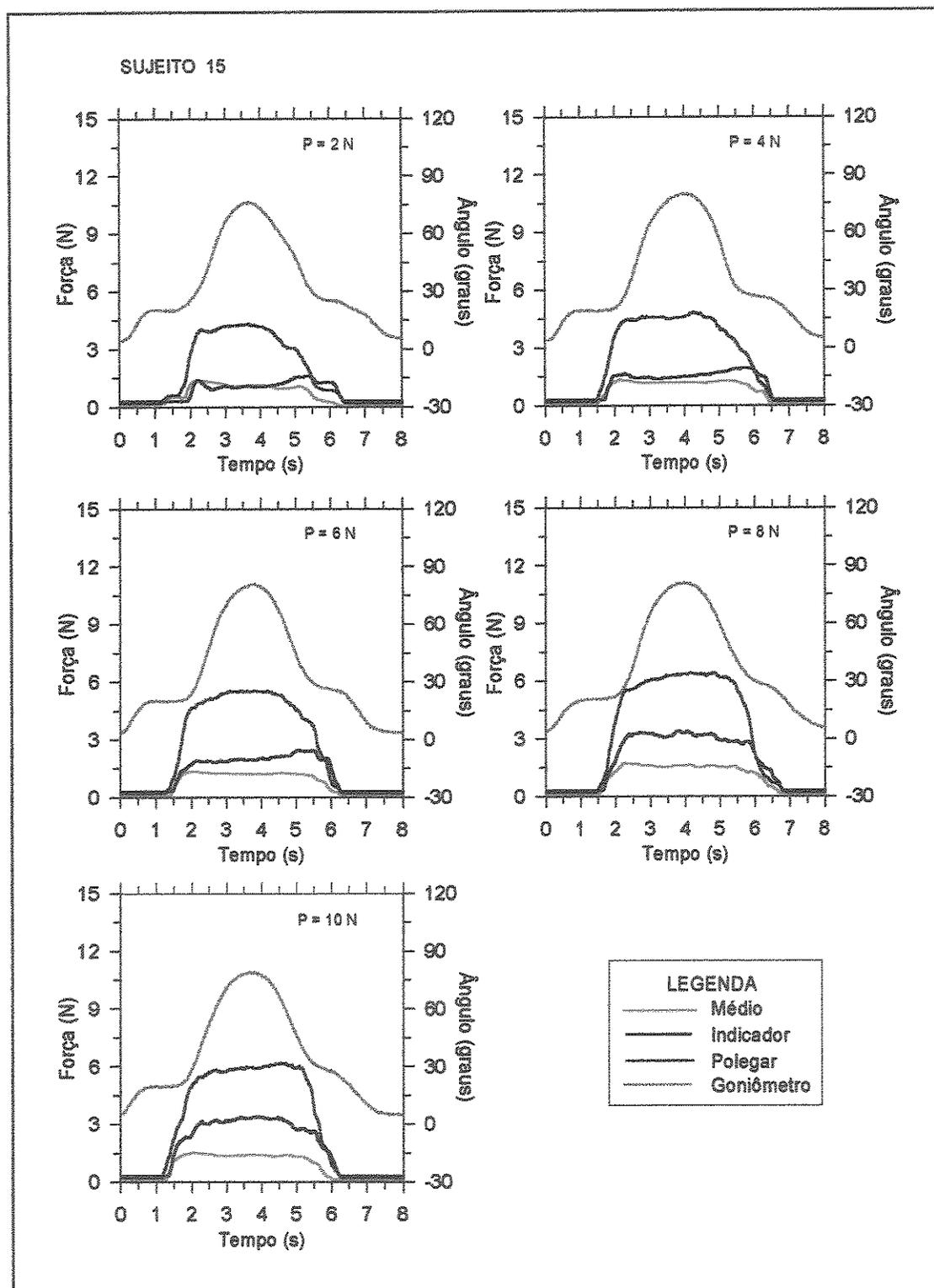


Figura 5.17 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

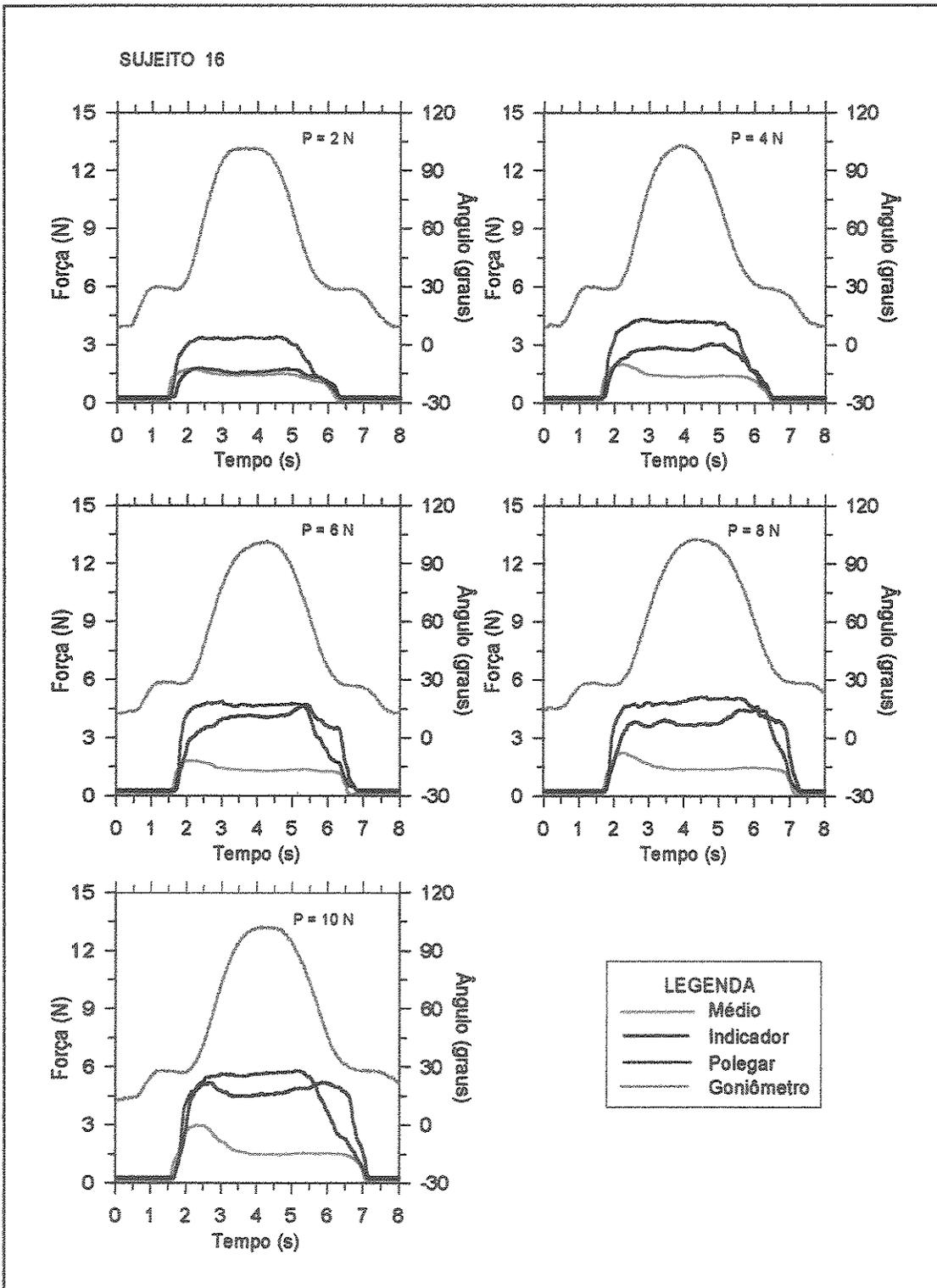


Figura 5.18 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

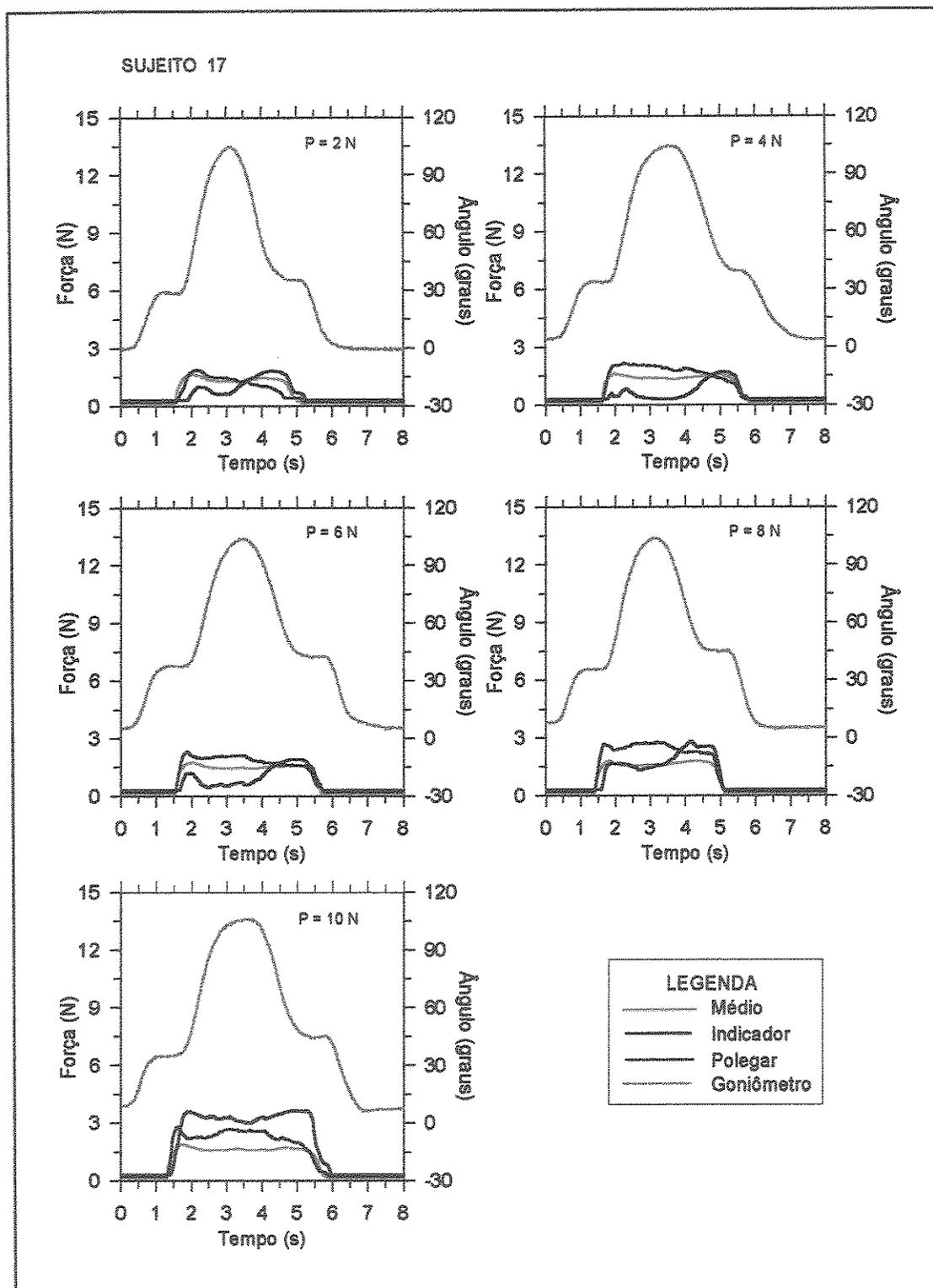


Figura 5.19 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

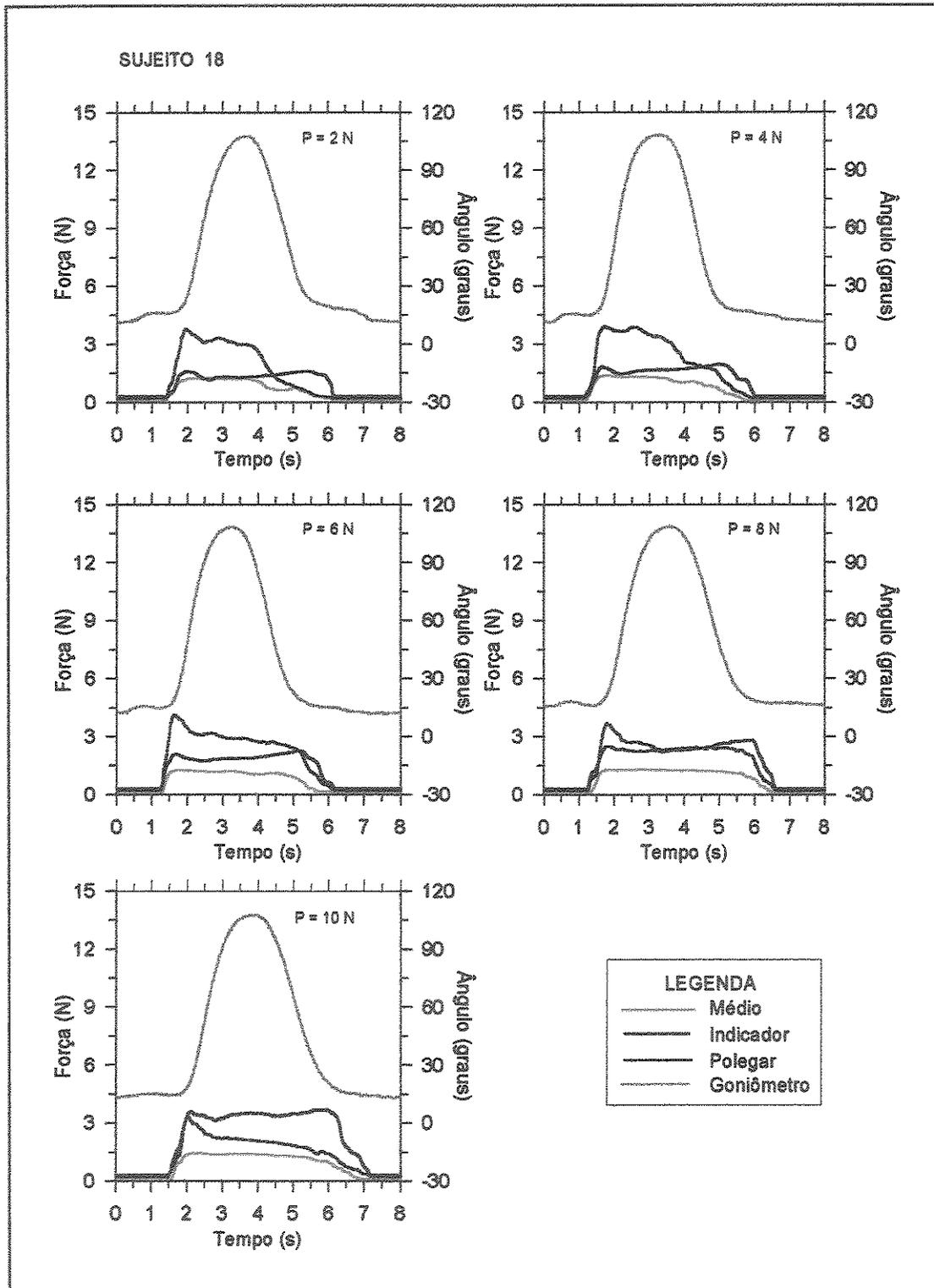


Figura 5.20 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

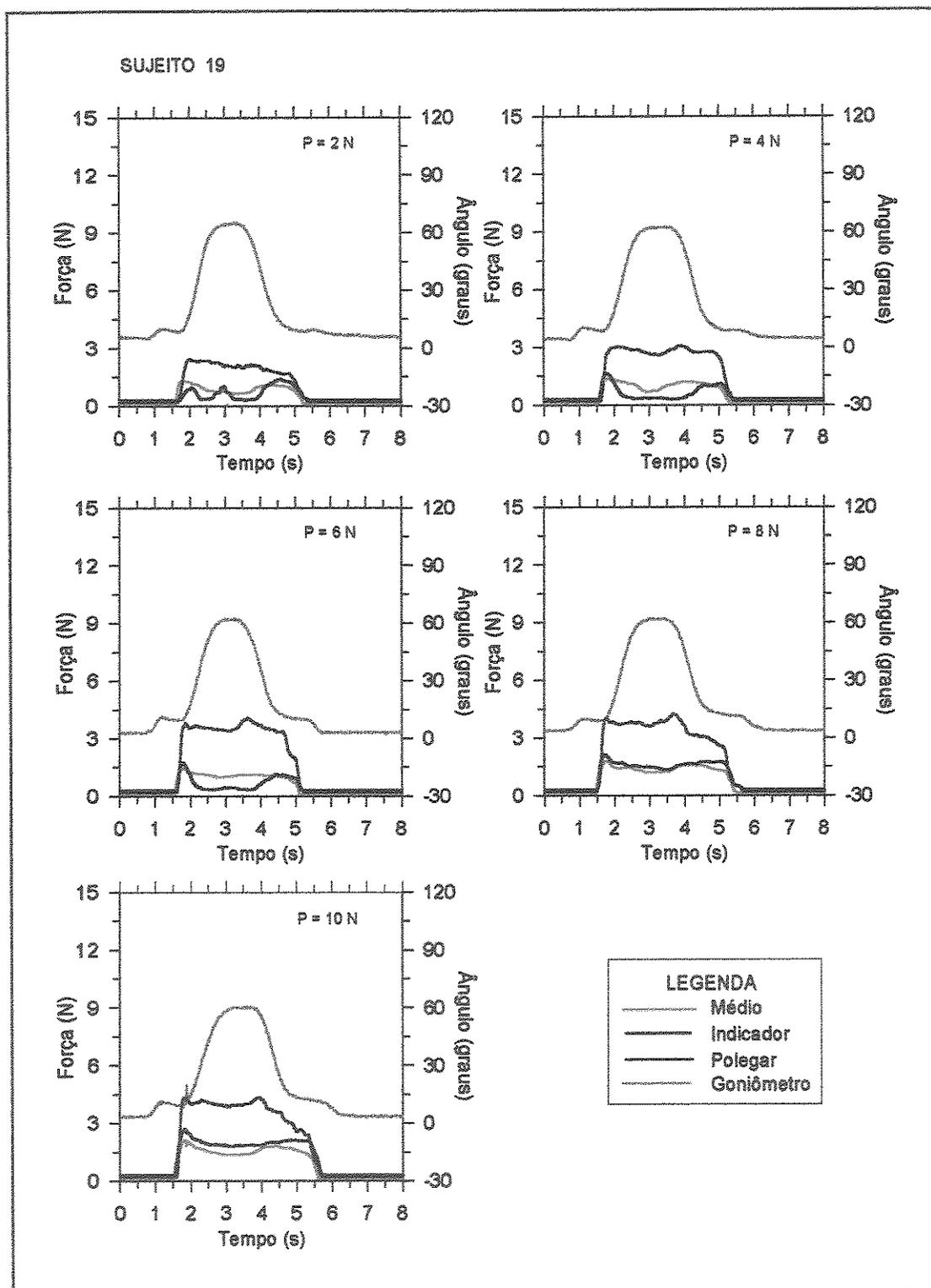


Figura 5.21 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

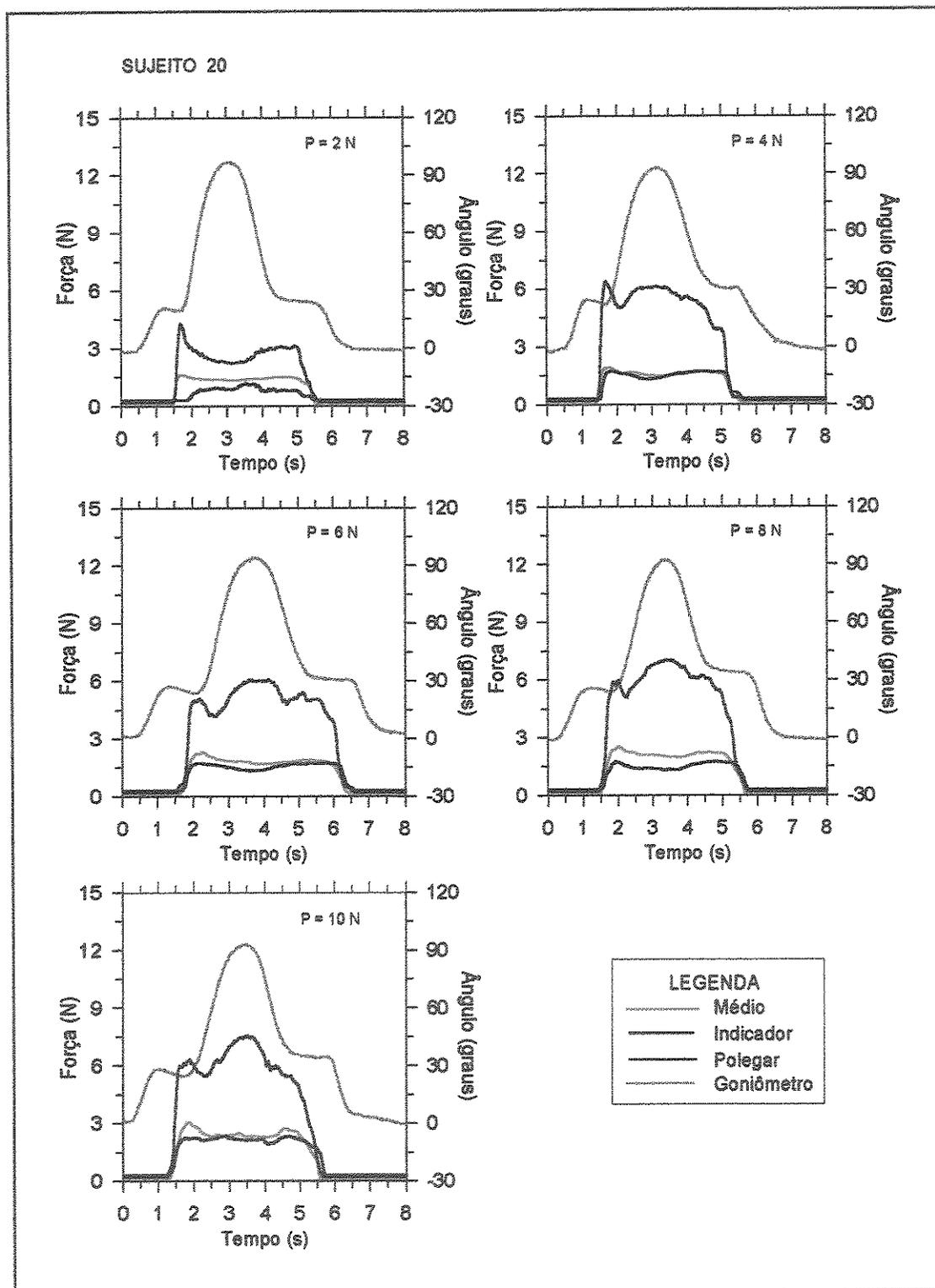


Figura 5.22 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

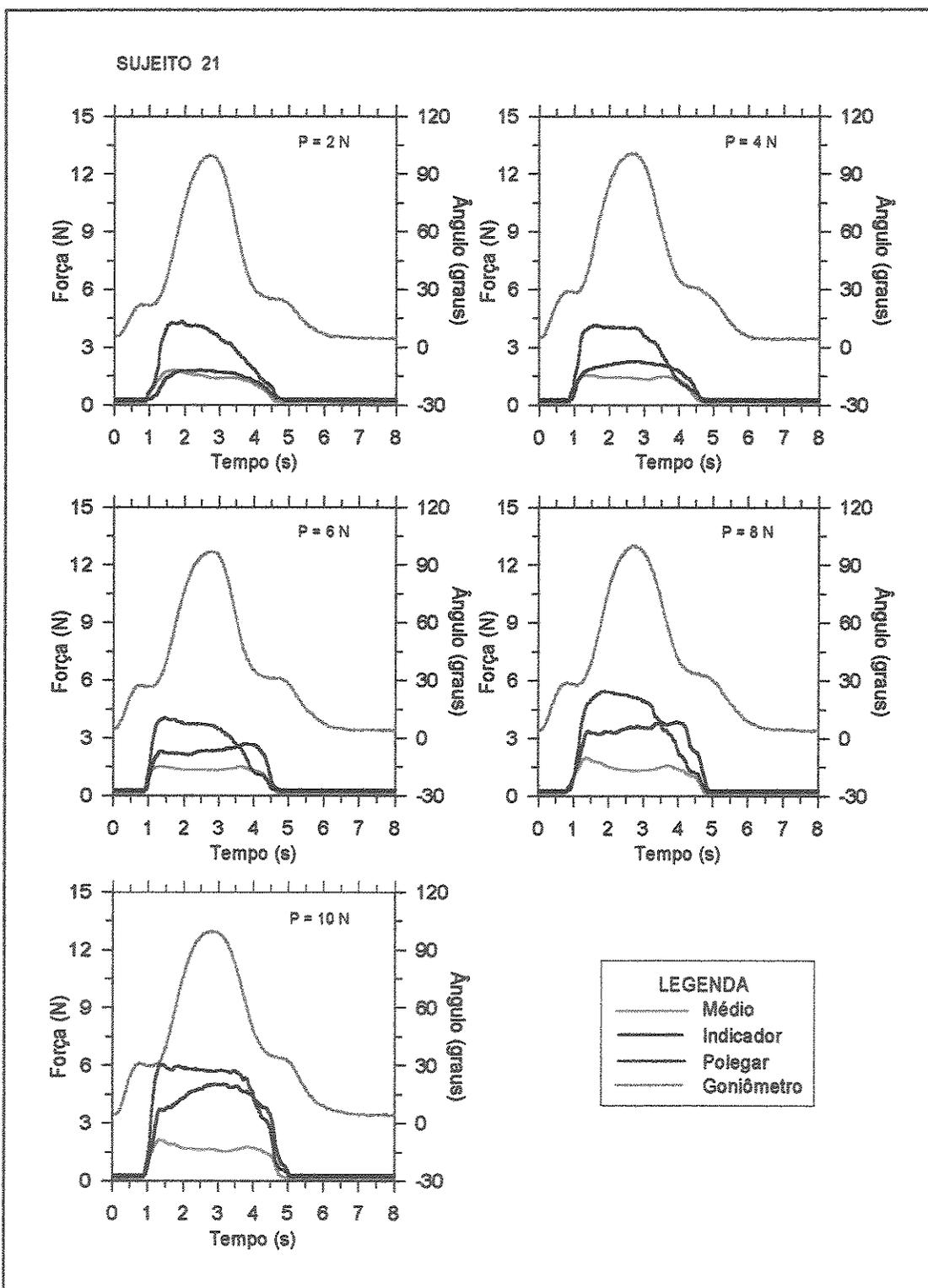


Figura 5.23 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

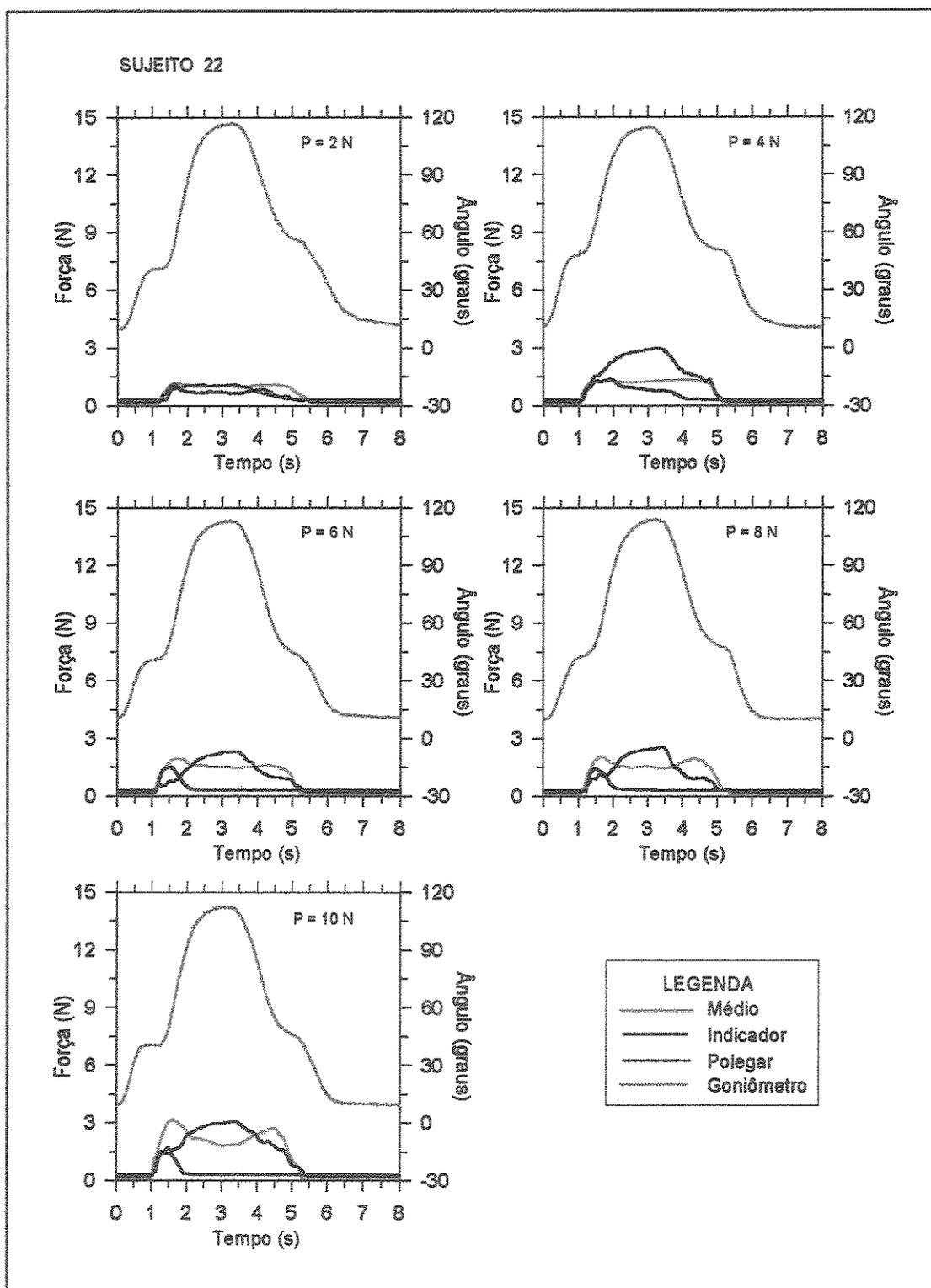


Figura 5.24 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

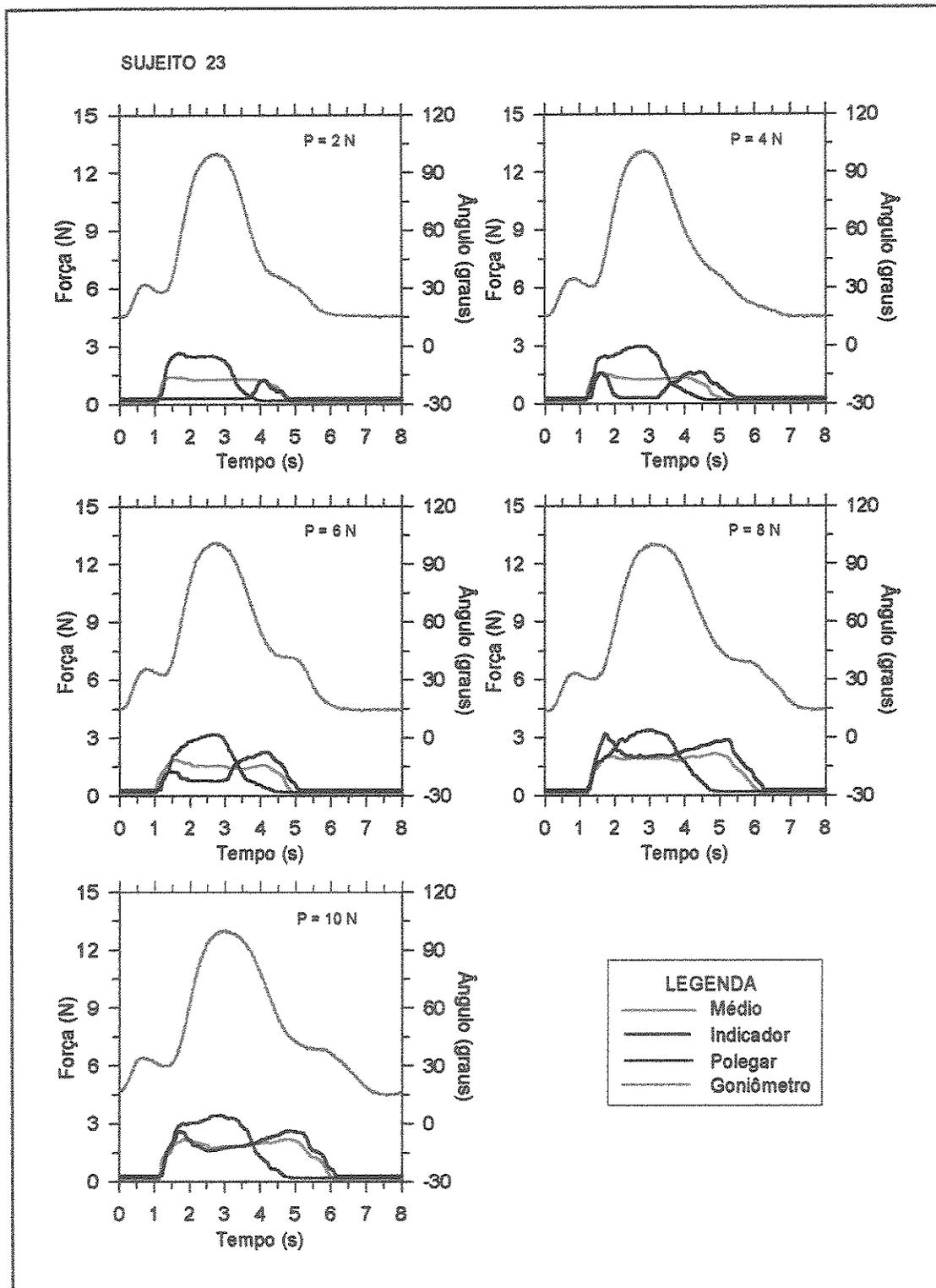


Figura 5.25 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

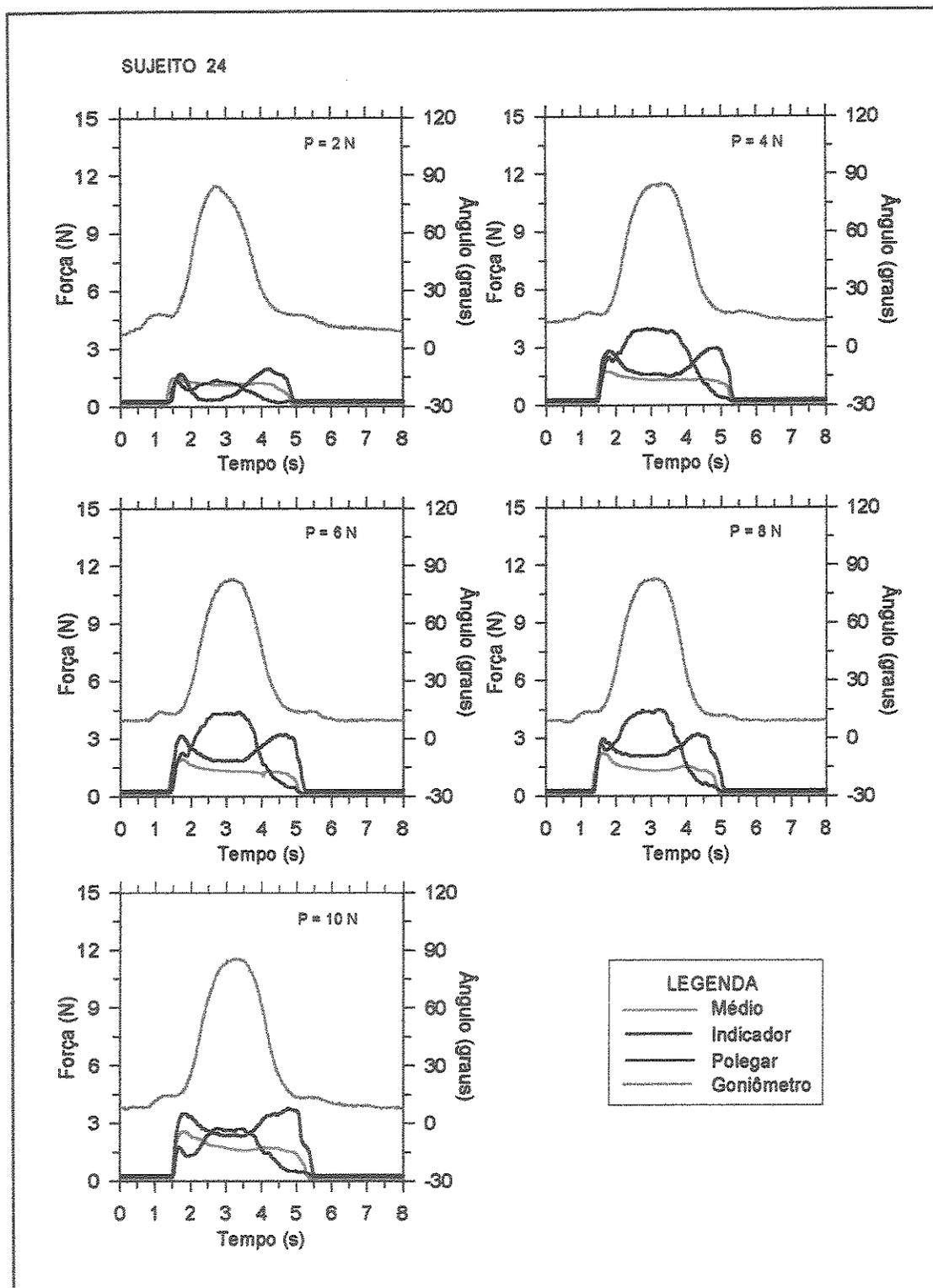


Figura 5.26 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

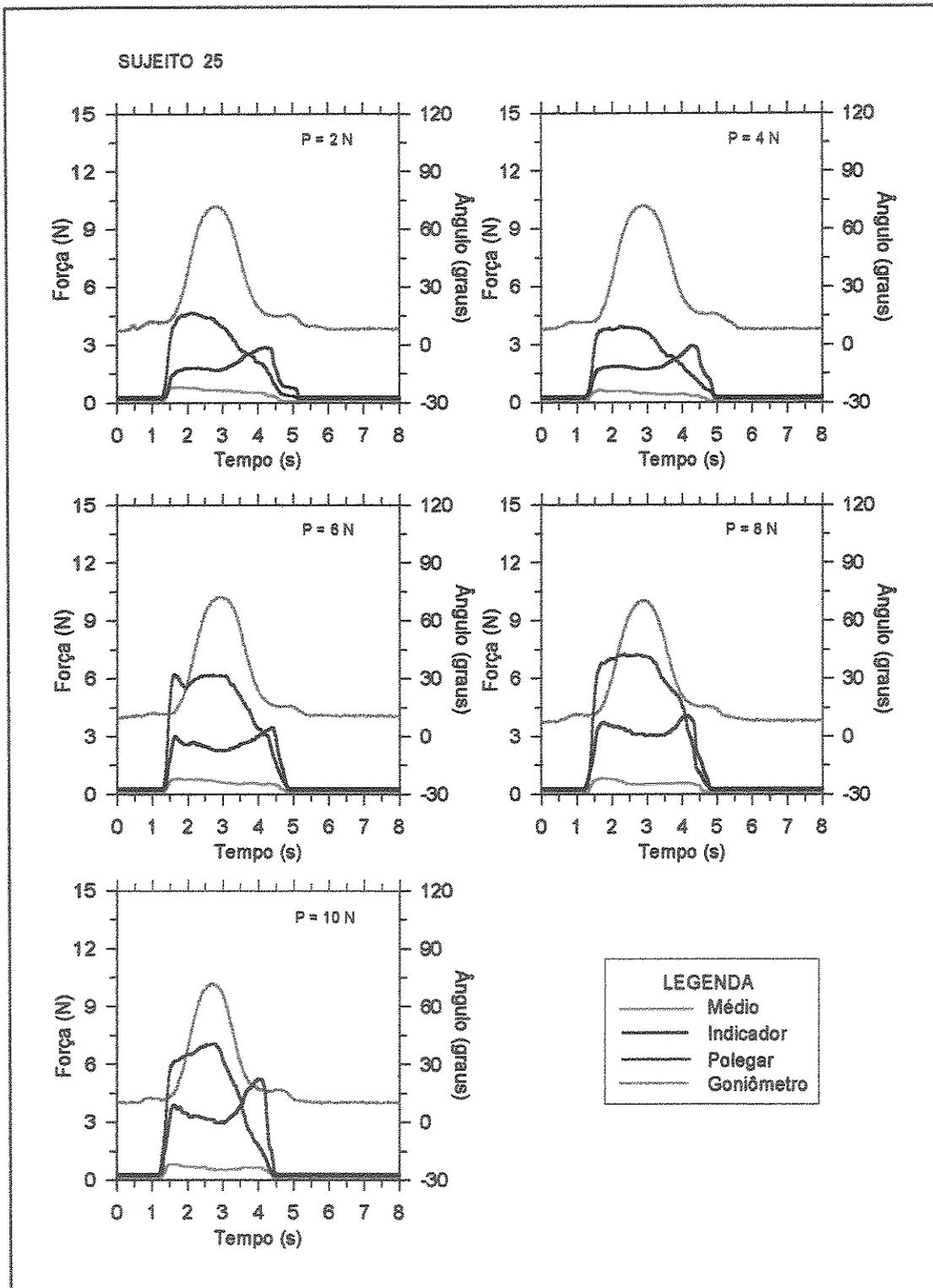


Figura 5.27 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

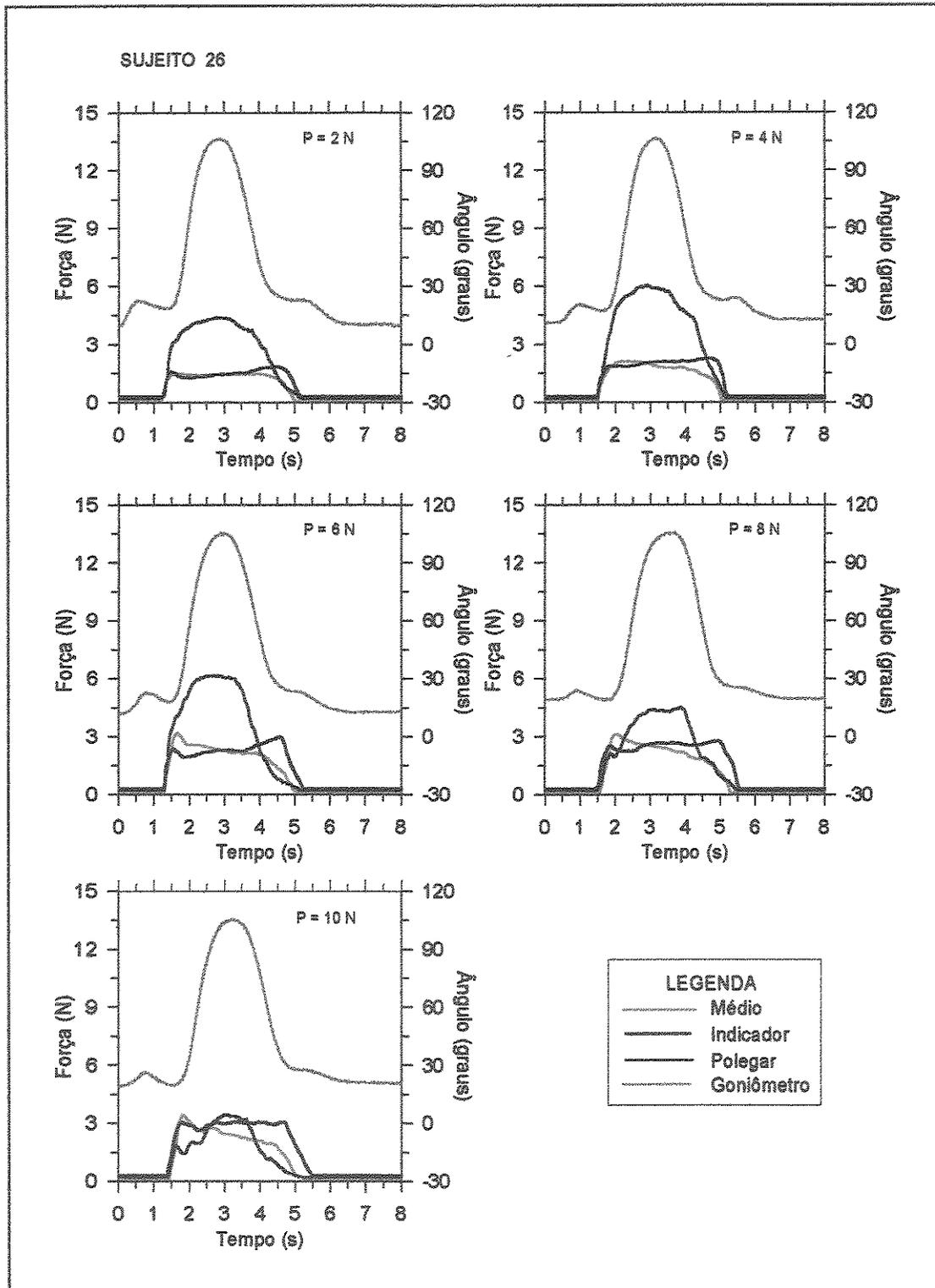


Figura 5.28 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

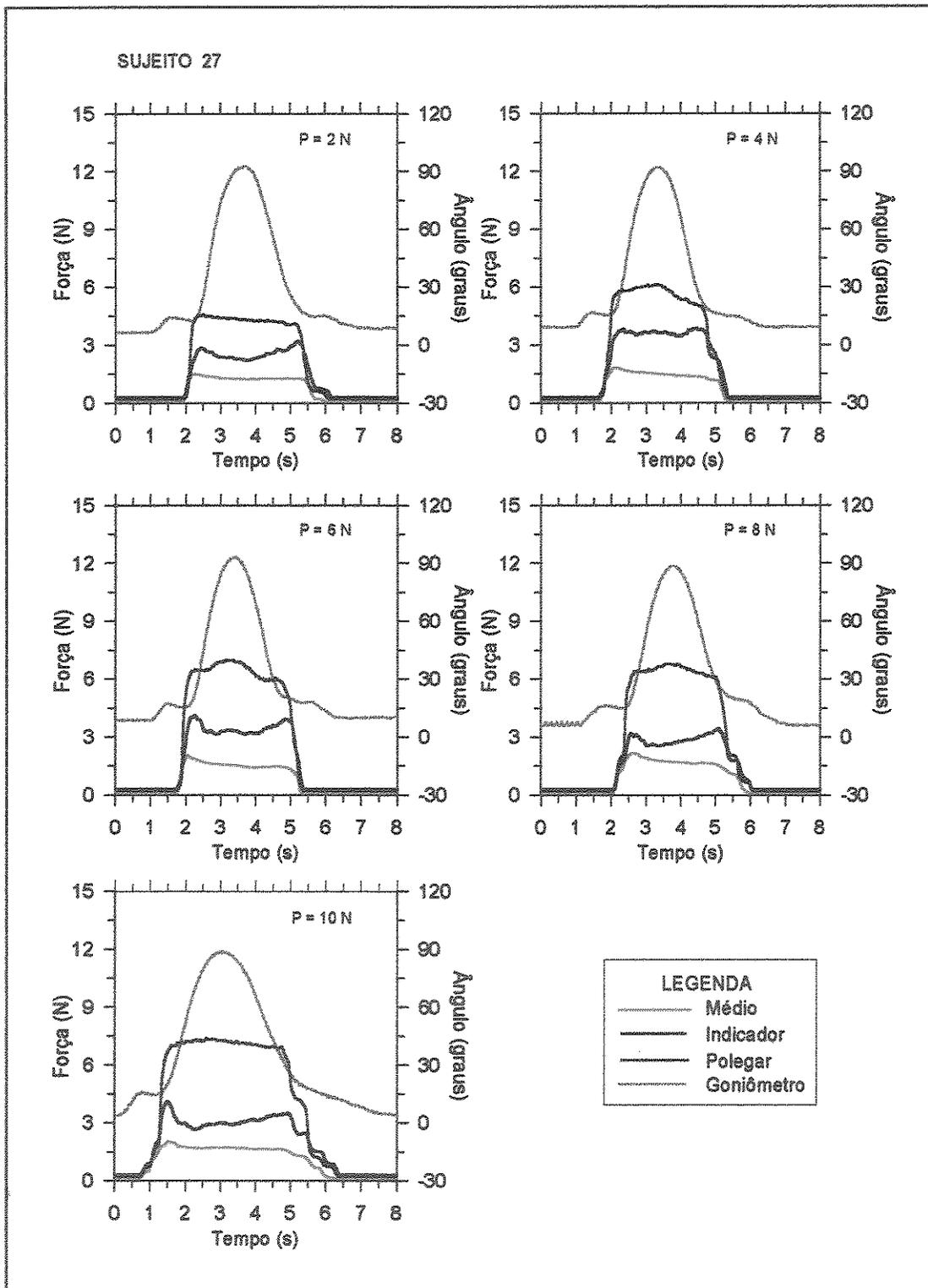


Figura 5.29 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

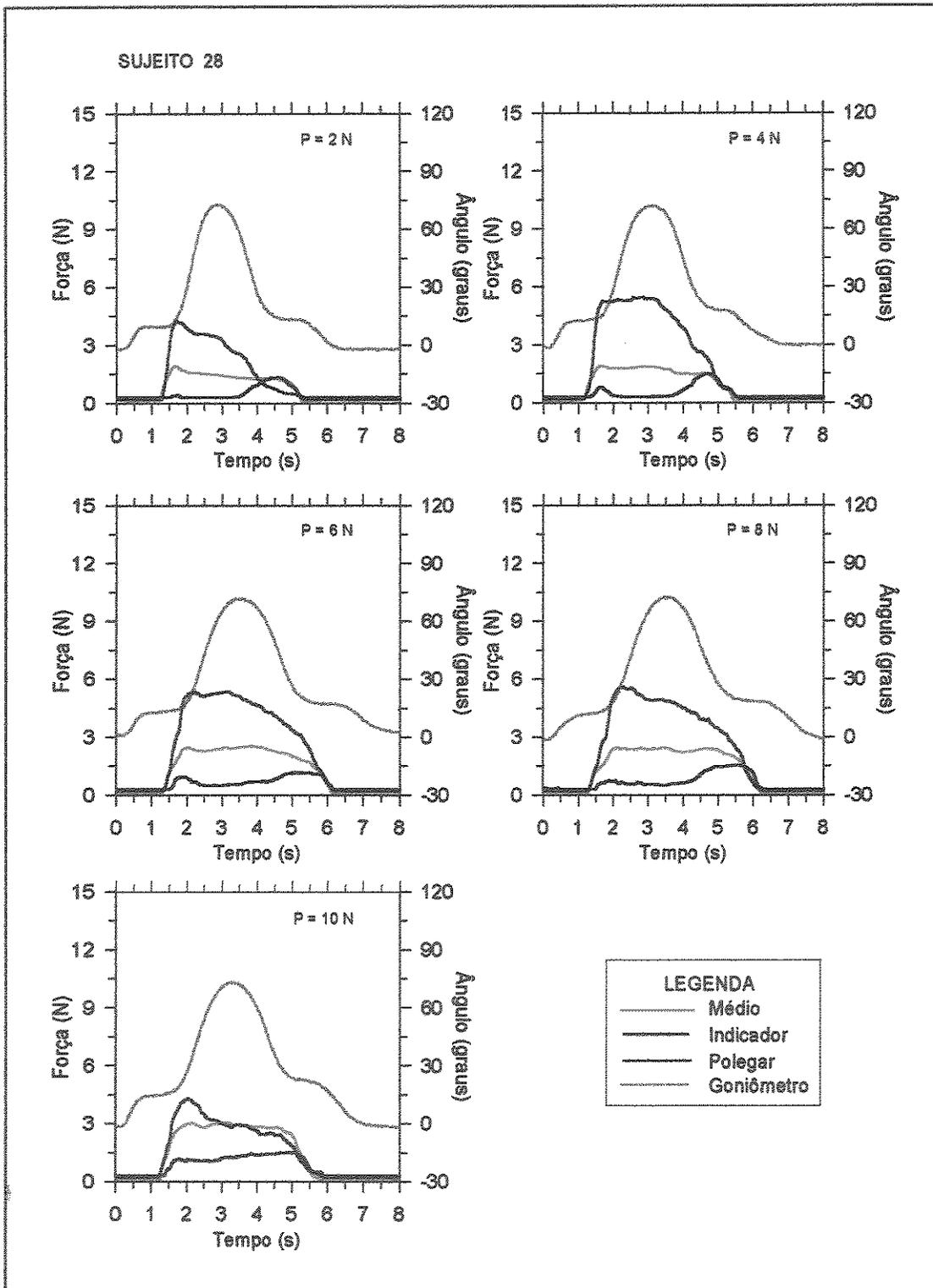


Figura 5.30 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

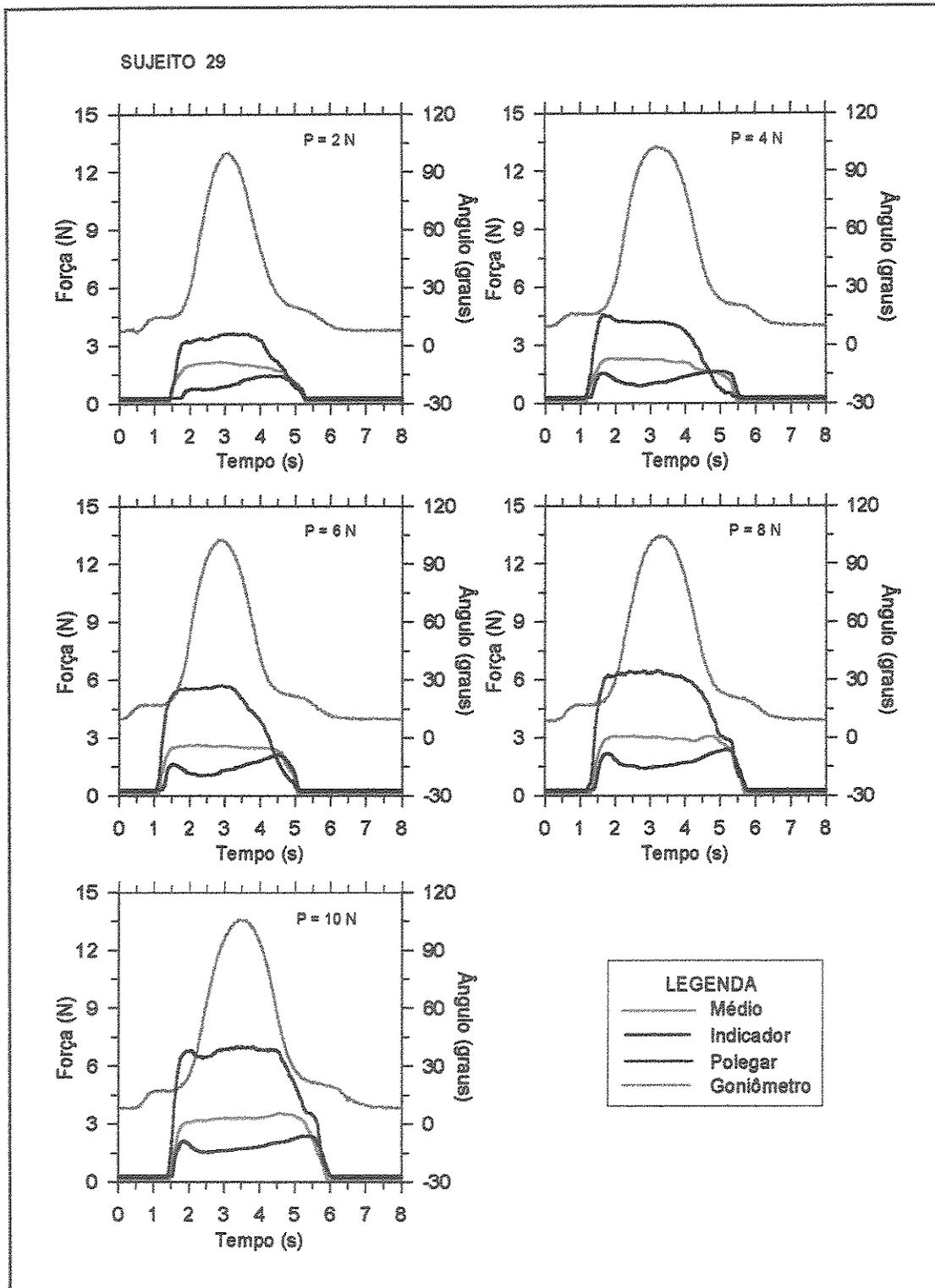


Figura 5.31 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

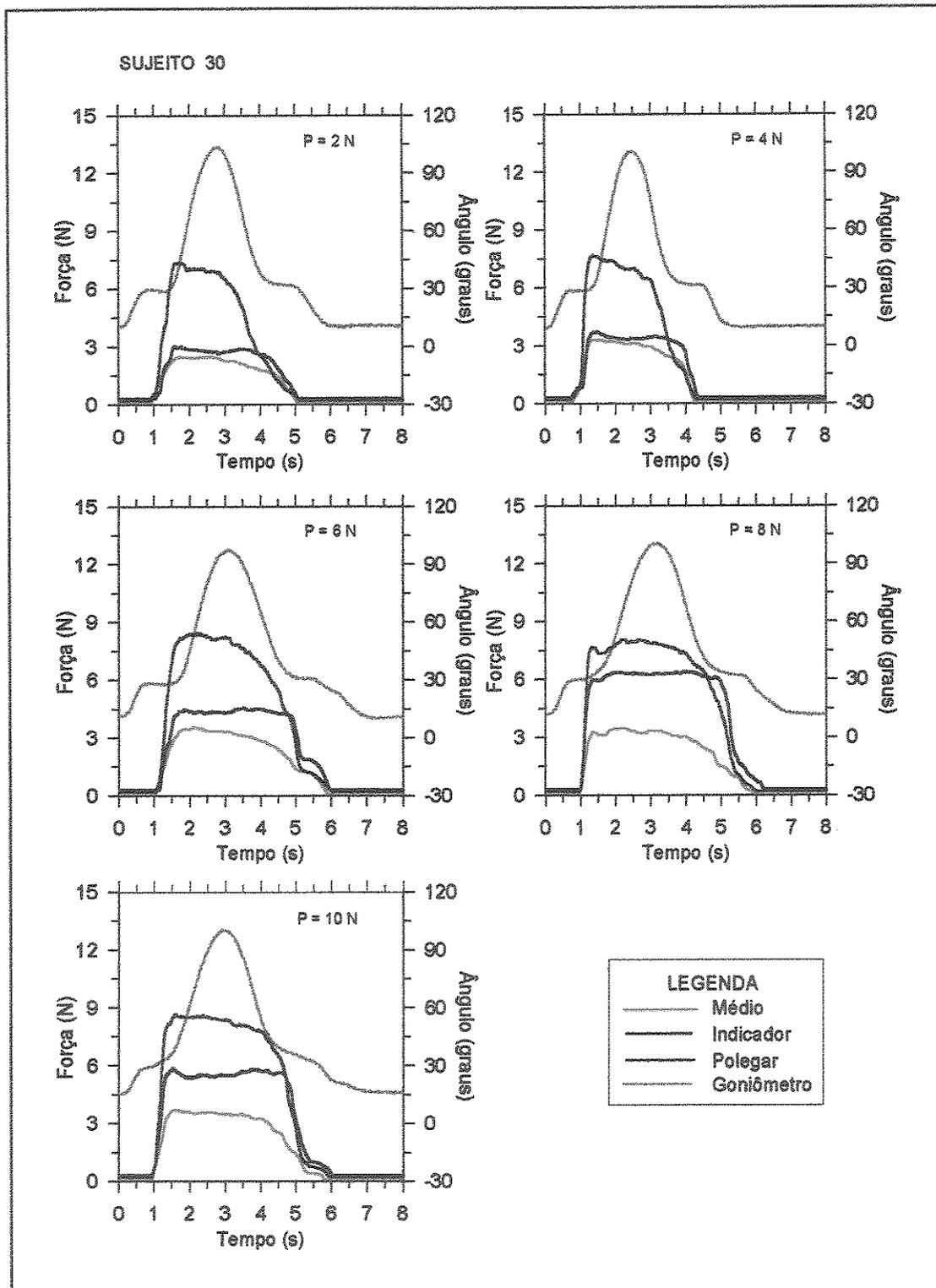


Figura 5.32 - Resultados obtidos a partir do procedimento experimental, indicando o posicionamento da mão em cada instante do movimento, bem como a variação da força aplicada pelos dedos sobre o objeto manipulado.

A análise visual das curvas correspondentes à variação angular mostrou uma simetria, com relação ao ponto de máxima flexão, e uma repetibilidade na conformação das mesmas, para os diferentes sujeitos.

Inicia-se com um ligeira elevação do valor do ângulo, retratando uma pequena flexão necessária para se alcançar o objeto. A seguir, uma variação maior, representando a flexão do cotovelo propriamente dita, conduzindo o objeto até a altura da boca. O retorno processa-se da mesma forma, porém, em sentido contrário. Primeiro uma diminuição na variação angular correspondendo à extensão e, após a liberação do objeto, à extensão completa.

A tabela 5.1 mostra a média entre os valores iniciais e finais para o ângulo de flexão do cotovelo, correspondendo à posição de extensão antes e após o movimento, bem como o desvio padrão (D. P) obtido individualmente.

Tabela 5.1 - Valores médios entre os ângulos iniciais e finais, bem como os desvios padrão obtidos (medidas em graus).

sujeito	P = 2 N		P = 4 N		P = 6 N		P = 8 N		P = 10 N	
	média	D. P	média	D. P						
1	-6,1	0,1	-5,6	0,4	-4,9	0,4	-3,0	0,6	-3,4	0,7
2	5,7	0,5	7,2	0,0	8,0	0,3	8,1	0,1	8,5	0,1
3	2,1	0,1	5,7	1,0	6,8	0,9	6,1	0,2	5,2	0,4
4	5,3	0,0	5,5	0,1	6,4	0,4	7,4	1,9	6,0	0,7
5	16,2	0,2	17,5	0,4	17,9	0,3	17,7	0,4	18,1	0,2
6	9,8	1,1	11,8	0,5	8,9	0,4	9,1	0,2	9,5	0,6
7	1,2	0,0	-0,1	0,7	3,0	0,1	1,2	0,1	2,4	1,1
8	-0,4	0,5	3,0	0,1	3,7	0,4	3,5	0,1	4,1	0,9
9	11,3	0,1	11,6	0,3	12,7	0,4	11,8	0,4	13,1	0,6
10	21,3	0,5	19,0	0,3	17,9	0,3	18,4	0,3	19,8	1,5
11	8,7	0,8	8,8	0,5	8,9	0,4	10,8	0,4	11,0	1,3
12	4,2	0,1	4,8	0,2	6,4	0,3	6,4	0,3	6,7	0,2
13	4,1	0,7	6,2	0,8	6,7	1,1	9,0	0,4	9,0	0,7
14	11,6	0,9	20,1	0,8	12,2	1,7	12,0	0,3	12,5	0,7
15	4,9	0,8	4,6	0,8	3,4	0,1	4,8	1,1	5,3	0,3
16	9,3	0,1	9,3	0,1	12,8	0,8	18,9	6,1	17,5	6,0
17	-0,7	0,2	3,9	0,2	5,3	0,4	6,8	1,6	8,1	0,9

sujeito	P = 2 N		P = 4 N		P = 6 N		P = 8 N		P = 10 N	
	média	D. P	média	D. P						
18	11,3	0,2	11,4	0,1	12,4	0,2	16,1	0,5	13,4	0,0
19	5,7	0,1	4,3	0,1	3,5	0,7	3,8	0,0	3,1	0,1
20	-1,2	0,7	-2,0	0,1	1,8	0,5	-1,2	0,1	0,4	1,1
21	5,1	0,2	4,8	0,6	4,5	0,2	4,1	0,0	4,6	0,3
22	11,1	1,9	11,3	0,8	11,1	0,3	10,0	0,1	8,9	0,7
23	15,5	0,1	15,3	0,0	14,9	0,3	14,2	0,6	16,7	0,2
24	8,5	0,8	13,7	0,4	9,9	0,1	9,1	0,5	7,8	0,2
25	8,0	0,6	8,3	0,2	9,9	0,6	7,8	0,4	9,9	0,1
26	9,8	0,0	11,9	1,3	12,5	0,6	19,2	0,0	20,2	1,2
27	7,5	1,2	9,4	0,1	9,6	1,2	6,2	0,5	3,8	0,1
28	-1,9	0,1	-0,6	0,9	2,1	1,2	-1,2	0,3	-1,7	0,2
29	7,4	0,3	9,9	0,1	9,8	0,0	8,8	0,2	8,3	0,1
30	10,7	0,1	9,5	0,6	11,4	0,3	11,9	0,4	15,6	0,7

Através da observação dos valores apresentados, constata-se um desvio padrão inferior a dois graus para 98,7% dos casos; dentre estes, 89,2% menores ou iguais a um grau.

Com relação à posição de máxima extensão, representada pela média entre os valores iniciais e finais, obteve-se um ângulo de flexão inferior a dez graus para 68% dos sujeitos da amostra avaliada.

A tabela 5.2 mostra os valores máximos obtidos para o ângulo de flexão do cotovelo, bem como os valores médios e respectivos desvios padrão entre as cinco aquisições realizadas com cada um dos sujeitos. Sua análise indica desvios padrão menores ou iguais a dois graus para 76,7% dos casos, revelando, assim, a reproducibilidade do movimento desempenhado por um mesmo indivíduo. Por outro lado, analisando-se a média dos valores médios obtidos para cada um dos elementos da amostra, verifica-se um ângulo final de 93,2 graus, com um desvio padrão de 14,0 graus, mostrando assim uma

variabilidade com relação ao movimento desempenhado pelos diferentes sujeitos.

Tabela 5.2 - Valores máximos obtidos para a variação angular para cada um dos sujeitos (medidas em graus).

Ângulo de máxima flexão							
sujeitos	(P =2N)	(P =4N)	(P =6N)	(P =8N)	(P=10N)	média	D. P
1	84,6	87,2	85,8	82,9	87,5	85,6	1,9
2	94,4	102,4	107,2	98,2	101,9	100,8	4,8
3	83,2	85,3	85,7	85,6	85,3	85,0	1,0
4	120,4	119,1	120,1	110,2	112,6	116,5	4,8
5	87,7	91,4	90,5	94,4	94,4	91,7	2,8
6	106,1	105,9	106,3	108,2	107,1	106,7	0,9
7	85,3	92,1	91,9	91,4	90,3	90,2	2,8
8	80,3	86,5	88,0	86,7	87,6	85,8	3,1
9	89,8	89,8	90,7	91,3	92,1	90,7	1,0
10	119,7	120,0	119,9	119,6	119,9	119,8	0,1
11	95,9	98,4	99,8	100,2	102,4	99,3	2,4
12	99,7	100,0	98,3	98,5	97,5	98,8	1,0
13	93,6	94,7	95,7	95,2	92,8	94,4	1,2
14	111,1	114,5	112,7	114,3	112,4	113,0	1,4
15	76,6	80,0	81,1	81,3	79,2	79,6	1,9
16	102,0	102,9	101,3	102,8	102,2	102,2	0,7
17	105,0	104,8	104,0	104,0	105,8	104,7	0,7
18	108,0	108,5	108,4	108,9	107,4	108,3	0,6
19	65,4	62,5	62,6	62,1	60,2	62,6	1,8
20	96,8	92,9	94,2	92,5	92,8	93,9	1,8
21	99,8	100,8	97,0	100,3	99,6	99,5	1,5
22	117,0	115,1	113,4	113,7	112,3	114,3	1,8
23	99,9	101,0	101,1	100,3	99,7	100,4	0,6
24	84,7	85,1	83,3	82,9	85,3	84,2	1,1
25	71,8	71,9	72,3	70,3	72,0	71,7	0,8
26	106,4	106,6	105,6	105,6	105,3	105,9	0,6
27	92,7	92,2	93,1	88,6	88,5	91,0	2,3
28	73,1	72,0	72,0	72,4	73,1	72,5	0,6
29	100,1	102,7	102,7	104,5	105,2	103,0	2,0
30	103,4	100,8	97,7	100,7	100,2	100,6	2,0

Processando-se uma análise visual dos resultados obtidos, referentes as forças exercidas, pode-se dizer que o sistema de monitoração sensorial mostrou-se satisfatório em 73,3% dos casos, correspondendo a 22 sujeitos.

As curvas apresentadas pelos sujeitos 2, 5, 9, 10, 11, 17, 22 e 23 mostram-se atípicas, sugerindo algum problema no processo de monitoração. Entre os motivos pode-se citar a inadequação no posicionamento dos sensores de força, ou na movimentação dos mesmos, seja em função do tamanho da luva com relação à mão do sujeito, ou pelo atrito existente entre o objeto e a luva. Estes constituem algumas limitações do sistema, pelo fato de ter-se desenvolvido uma única luva, que não se adequou perfeitamente à mão de todos os sujeitos.

Por não expressarem a realidade, estes gráficos serão desconsiderados na análise quantitativa global do conjunto. A amostra resultante será então composta por 22 sujeitos, dentre eles 11 do sexo feminino e 11 do sexo masculino.

Com relação às forças exercidas sobre os objetos foram obtidos os dados representados na tabela 5.3, que correspondem às forças observadas no instante de máxima flexão do cotovelo.

Tabela 5.3 - Valores de força observados no instante de máxima flexão do cotovelo .

Sujeitos	Peso do objeto (N)	Força (N) dedo médio	Força (N) indicador	Força (N) polegar
1	2	1,03	0,30	2,35
	4	1,24	1,58	4,05
	6	1,27	1,04	5,13
	8	1,43	1,29	6,26
	10	1,51	1,49	6,57
3	2	1,41	2,52	1,66
	4	1,43	2,69	2,65
	6	1,53	4,95	4,20
	8	1,78	4,97	5,15
	10	2,15	6,36	8,29

Sujeitos	Peso do objeto (N)	Força (N) dedo médio	Força (N) indicador	Força (N) polegar
4	2	1,53	0,31	3,85
	4	2,24	0,54	3,20
	6	3,33	0,36	5,49
	8	1,48	0,73	4,47
	10	1,42	0,93	6,55
6	2	1,08	0,78	1,75
	4	1,12	1,36	3,32
	6	1,18	1,56	4,44
	8	1,25	1,91	5,08
	10	1,45	2,59	3,95
7	2	1,23	2,09	2,67
	4	1,61	3,21	3,94
	6	1,54	4,18	4,61
	8	2,03	4,76	5,88
	10	2,17	5,73	7,00
8	2	1,03	1,05	1,82
	4	1,17	1,83	3,85
	6	1,29	1,70	4,02
	8	1,36	1,82	5,99
	10	1,36	1,70	6,45
12	2	1,72	0,40	2,98
	4	2,39	1,66	4,09
	6	2,93	1,99	4,45
	8	3,19	2,63	6,43
	10	2,88	2,06	5,83
13	2	1,26	0,31	2,54
	4	1,37	0,99	4,10
	6	1,88	2,60	5,79
	8	2,27	4,15	8,07
	10	2,29	4,00	8,73
14	2	1,23	2,32	2,75
	4	1,29	0,52	2,00
	6	1,35	1,73	2,62
	8	1,43	1,95	3,05
	10	1,34	1,75	3,39
15	2	1,07	1,08	4,33
	4	1,18	1,49	4,64
	6	1,21	1,93	5,55
	8	1,60	3,29	6,37
	10	1,42	3,37	5,93

Sujeitos	Peso do objeto (N)	Força (N) dedo médio	Força (N) indicador	Força (N) polegar
16	2	1,44	1,59	3,39
	4	1,34	2,74	4,22
	6	1,29	4,05	4,69
	8	1,38	3,65	5,03
	10	1,48	4,55	5,65
18	2	1,21	1,29	2,98
	4	1,26	1,66	3,37
	6	1,19	1,87	2,87
	8	1,27	2,25	2,35
	10	1,40	3,49	2,09
19	2	0,65	0,41	2,05
	4	0,98	0,33	2,73
	6	1,06	0,44	3,49
	8	1,19	1,46	3,62
	10	1,37	1,83	3,94
20	2	1,35	0,86	2,22
	4	1,48	1,37	6,14
	6	1,70	1,31	5,98
	8	2,00	1,32	7,02
	10	2,33	2,13	7,50
21	2	1,42	1,78	3,82
	4	1,41	2,26	4,01
	6	1,33	2,33	3,64
	8	1,33	3,58	5,19
	10	1,67	5,01	5,71
24	2	1,13	0,35	1,39
	4	1,31	1,60	3,88
	6	1,32	1,86	4,27
	8	1,32	2,09	4,47
	10	1,67	2,39	2,57
25	2	0,66	1,69	4,29
	4	0,47	1,70	3,71
	6	0,63	2,27	6,13
	8	0,52	3,14	7,13
	10	0,57	3,14	7,05
26	2	1,41	1,44	4,36
	4	1,88	2,09	5,86
	6	2,33	2,29	6,12
	8	2,25	2,67	4,42
	10	2,39	3,09	3,36

Sujeitos	Peso do objeto (N)	Força (N) dedo médio	Força (N) indicador	Força (N) polegar
27	2	1,25	2,23	4,32
	4	1,49	3,61	6,09
	6	1,55	3,34	6,93
	8	1,71	2,68	6,77
	10	1,71	2,97	7,25
28	2	1,47	0,30	3,42
	4	1,85	0,32	5,38
	6	2,46	0,55	5,17
	8	2,42	0,51	4,85
	10	2,89	1,23	2,88
29	2	2,14	0,92	3,63
	4	2,24	1,06	4,19
	6	2,60	1,18	5,71
	8	3,02	1,51	6,40
	10	3,29	1,73	6,99
30	2	2,45	2,73	6,90
	4	3,13	3,35	6,99
	6	3,29	4,35	8,17
	8	3,32	6,29	7,83
	10	3,50	5,49	8,34

A análise visual dos gráficos apresentados, bem como os dados da tabela 5.3, permite detectar dois modos de preensão pelos quais a força é primordialmente exercida pelo polegar e um dos dedos (indicador ou médio), enquanto o outro atua como auxiliar. Assim, a força de preensão pode ser exercida pelo polegar e indicador, enquanto o dedo médio atua como um auxiliar, o que corresponde a 68,2% da amostra avaliada; ou a partir de uma inversão de funções, pela qual o dedo médio passa a exercer a força conjuntamente com o polegar, enquanto o indicador auxilia a preensão (sujeitos 1, 4, 12, 20, 28, 29). Além disso, constata-se que para 86,4% a força exercida pelo dedo auxiliar se mantém praticamente constante com o aumento do peso do objeto, apresentando, em alguns casos, uma pequena variação.

A análise visual das curvas também permite verificar a existência de outros dois modos de preensão, baseando-se agora na variação da força durante a manipulação. Observou-se que 50% dos sujeitos (1, 4, 6, 7, 14, 15, 16, 19, 26 e 29) mantêm a força praticamente constante, enquanto os 50% restantes podem apresentar um pico de força correspondente ao instante no qual o objeto foi pegou, ou um pico no instante de recolocar o objeto na mesa (sujeitos 3, 12, 13, 24, 25, 27) ou podem ainda apresentar um decréscimo suave na força exercida ao longo do tempo (sujeitos 8, 18, 21, 28 e 30).

Os gráficos apresentados nas figuras 5.33, 5.34, 5.35, 5.36 foram plotados, com o intuito de se verificar a interferência dos fatores idade e tamanho da mão nos resultados obtidos.

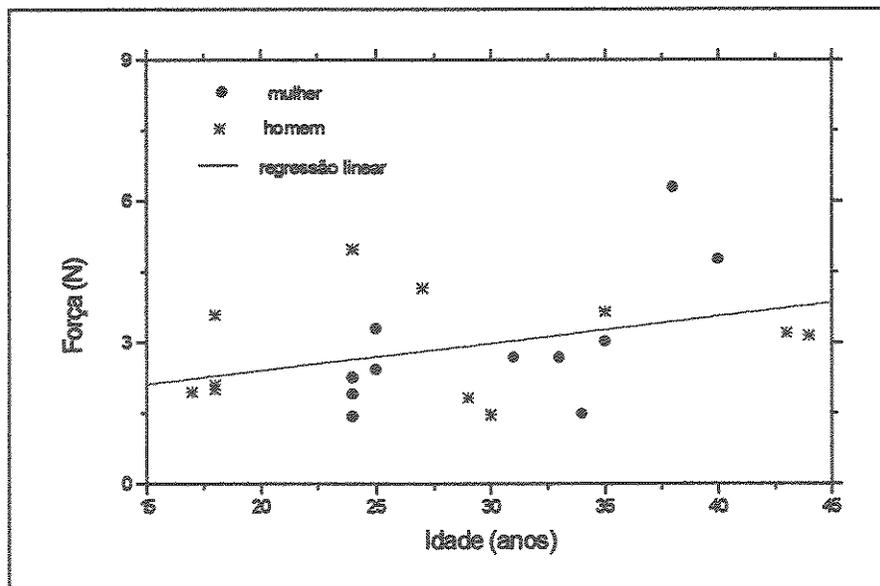


Figura 5.33 - Variação da força exercida por um dos dedos em função da idade do sujeito.

O gráfico da figura 5.33 corresponde aos valores de força exercida por um dos dedos (indicador ou médio), conforme o modo de preensão apresentado, em função da idade do sujeito. Na figura 5.34, verifica-se a mesma correspondência, mas agora para o polegar. Em ambos os casos,

optou-se por analisar os valores observados na preensão de um objeto com peso de 8N, no instante de máxima flexão do cotovelo.

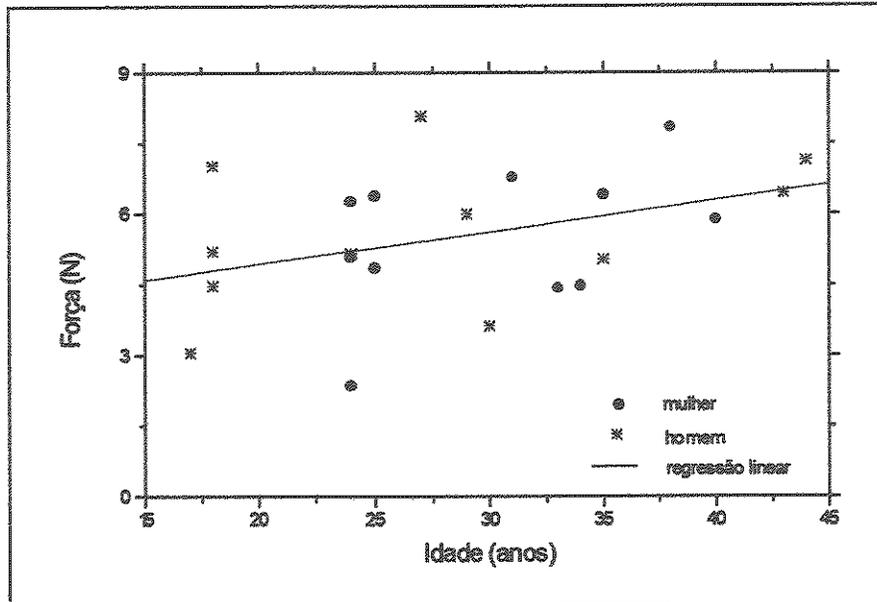


Figura 5.34 - Variação da força exercida pelo polegar em função da idade do sujeito.

A reta de regressão mostra uma tendência de a força exercida (independente do dedo que a exerce) aumentar com a idade. De qualquer forma, pela dispersão dos pontos, não se pode afirmar que existe uma relação entre as duas variáveis, fato este confirmado pelo coeficiente de correlação de 0,37.

A figura 5.35 mostra a variação da força exercida por um dos dedos (indicador ou médio), dependendo do modo de preensão apresentado, em função do tamanho da mão do sujeito (conforme definido no capítulo anterior). Os valores considerados correspondem àqueles observados na preensão de um objeto com peso de 8N, no instante de máxima flexão do cotovelo.

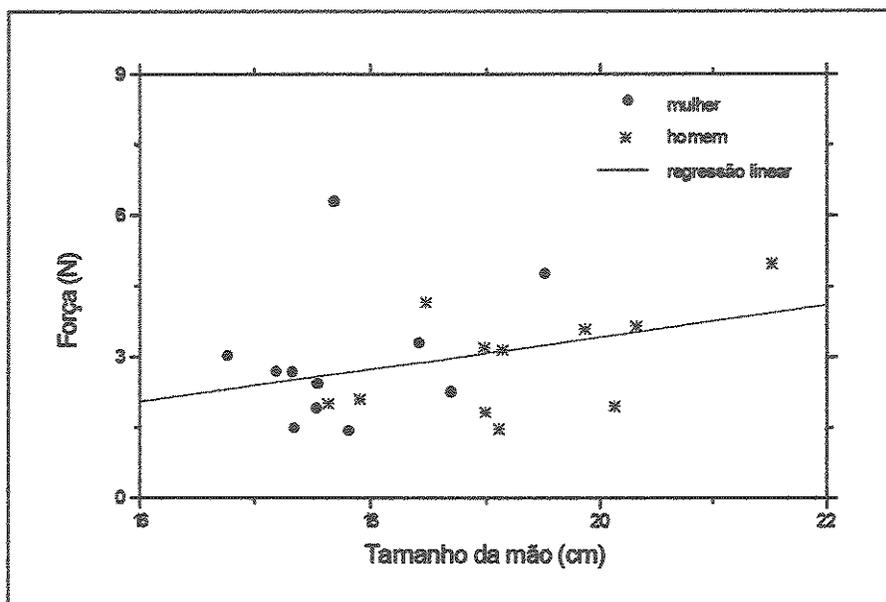


Figura 5.35 - Variação da força de um dos dedos em função do tamanho da mão do sujeito.

Pela análise dos dados pode-se verificar, em função da inclinação da reta de regressão, uma tendência de a força aumentar com o tamanho da mão. Mesmo assim, não há uma relação entre as duas variáveis, como mostra o coeficiente de correlação de 0,33.

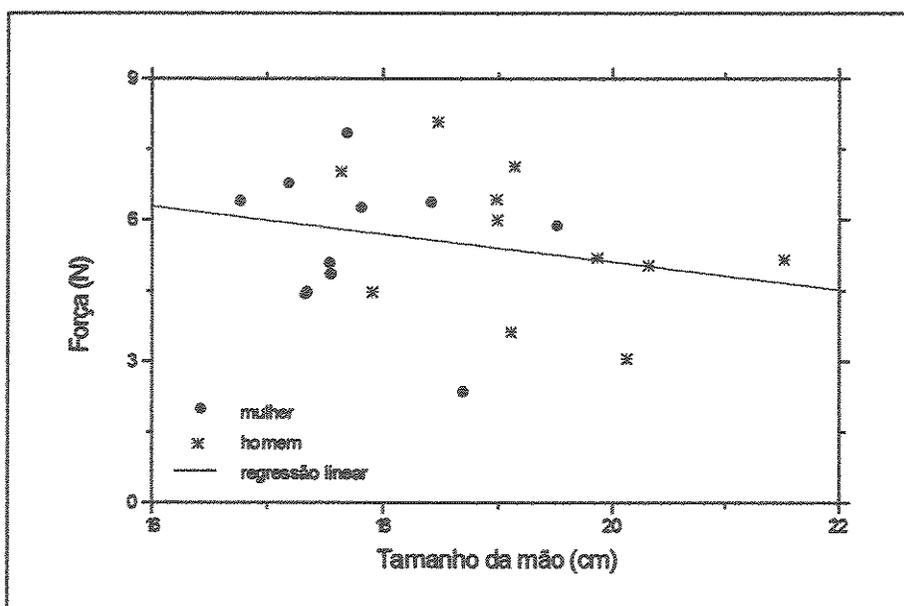


Figura 5.36 - Variação da força exercida pelo polegar em função do tamanho da mão do sujeito.

Mantendo-se o mesmo padrão de análise (peso do objeto 8N e instante de máxima flexão do cotovelo), pela inclinação da reta de regressão da figura 5.36, observa-se uma tendência de a força exercida pelo polegar diminuir com o tamanho da mão do sujeito. Por outro lado, pela dispersão dos pontos, confirmada por um coeficiente de correlação de $-0,24$, não se pode afirmar a existência de uma relação entre essas variáveis.

Um terceiro parâmetro de interesse corresponde ao sexo do sujeito. A partir dos diagramas de barra apresentados nas figuras 5.37 e 5.38, pretende-se verificar se existe alguma correlação entre este e a força aplicada sobre o objeto. Para ambos os casos, foram consideradas as forças exercidas no instante de máxima flexão do cotovelo para a manipulação de um objeto com peso de 8N. Os valores de força foram organizados em ordem crescente, não havendo nenhuma correspondência entre os números plotados no eixo das ordenadas e o número dos sujeitos na tabela 5.3.

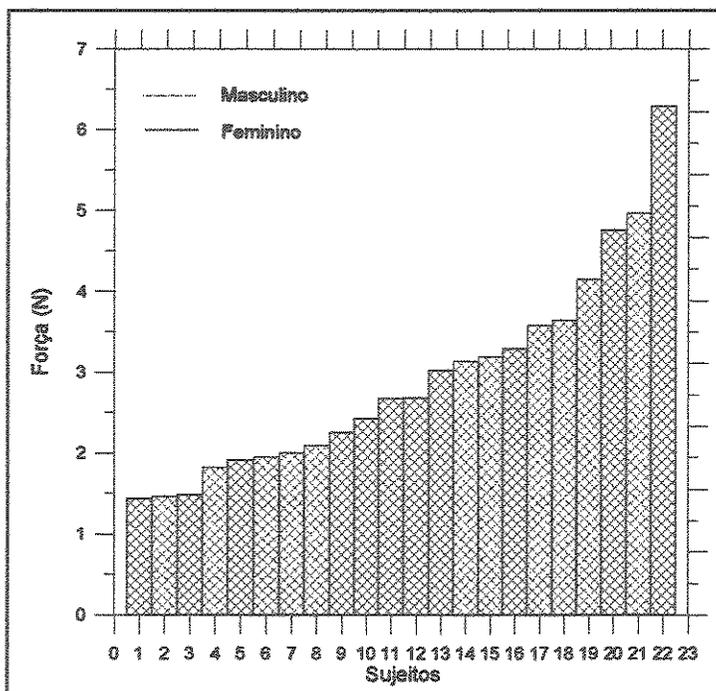


Figura 5.37 - Relação existente entre as forças exercidas por um dos dedos (indicador ou médio) para ambos os sexos.

O diagrama da figura 5.37 mostra uma ligeira concentração de sujeitos do sexo feminino no centro do intervalo de força considerado, enquanto os sujeitos do sexo masculino concentram-se mais nas extremidades, quer seja inferior ou superior. De qualquer forma, pela distribuição apresentada, não se constatou uma diferença significativa entre as forças exercidas por sujeitos de diferentes sexos.

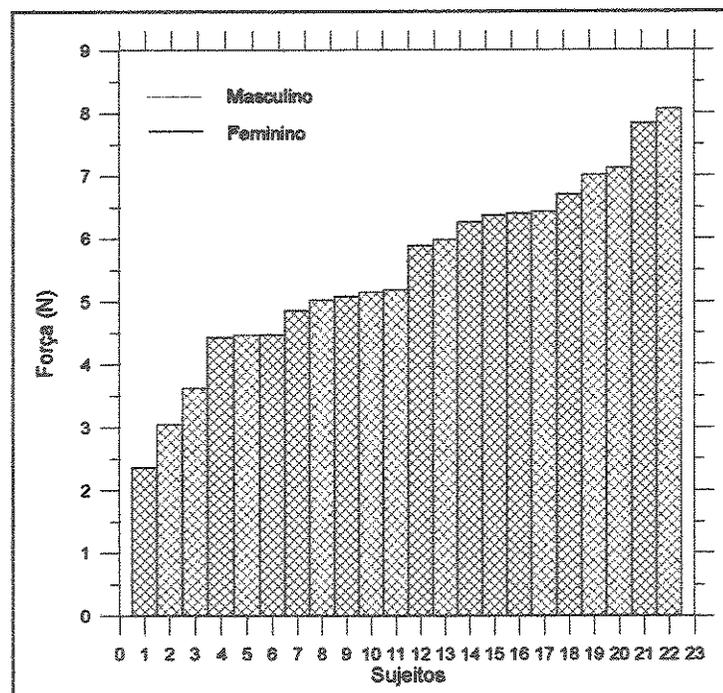


Figura 5.38 - Relação existente entre as forças exercidas pelo polegar para ambos os sexos.

Com relação à força exercida pelo polegar (figura 5.38), nota-se uma distribuição um pouco mais homogênea do que a anterior, reforçando assim a independência da força exercida com relação ao sexo dos sujeitos.

Foi verificada também, a partir dos dados da tabela 5.3, a variação da força em função do aumento do peso do objeto. Com relação à força exercida pelo dedo (indicador ou médio), observou-se para 81,8% um comportamento linear, fato este confirmado através do teste t de Student para o coeficiente de

correlação com nível de significância de 10%. Um resultado típico pode ser visto na figura 5.39.

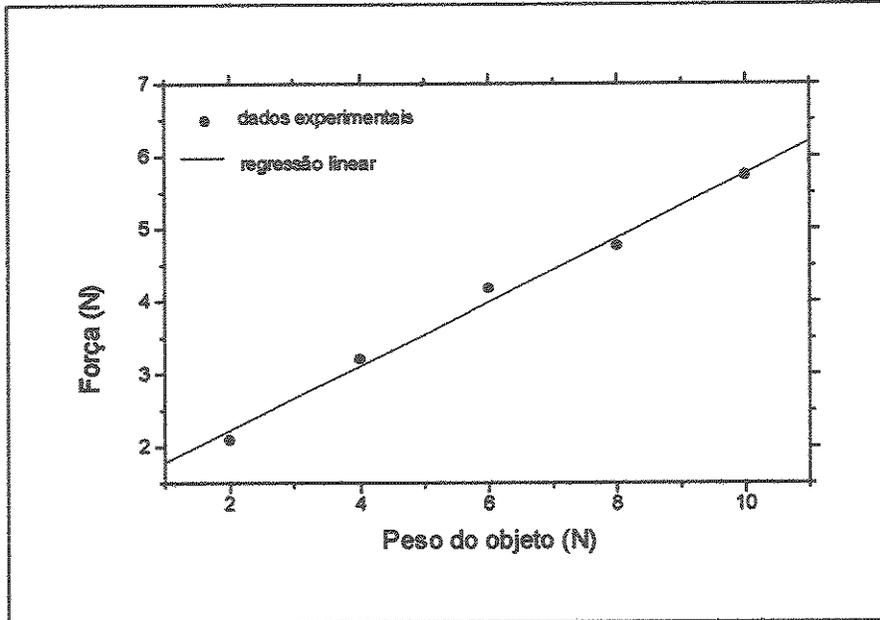


Figura 5.39 - Variação da força exercida pelo dedo indicador em função do peso do objeto manipulado (dados correspondentes ao sujeito 7).

Para os 18,2% restantes obteve-se um comportamento atípico com relação à variação da força exercida, como ilustrado na figura 5.40.

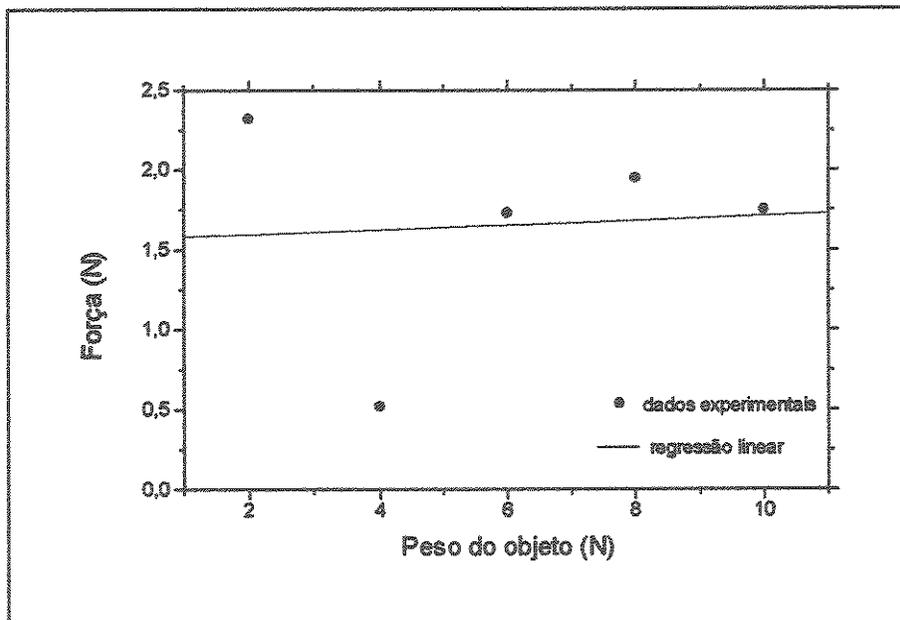


Figura 5.40 - Variação atípica da força exercida pelo dedo indicador em função do peso do objeto manipulado (dados correspondentes ao sujeito 14).

Com relação à força exercida pelo polegar, observou-se para 77,3% um comportamento linear, fato este confirmado através do teste t de Student para o coeficiente de correlação com nível de significância $\alpha = 0,10$. Um resultado típico pode ser visto na figura 5.41.

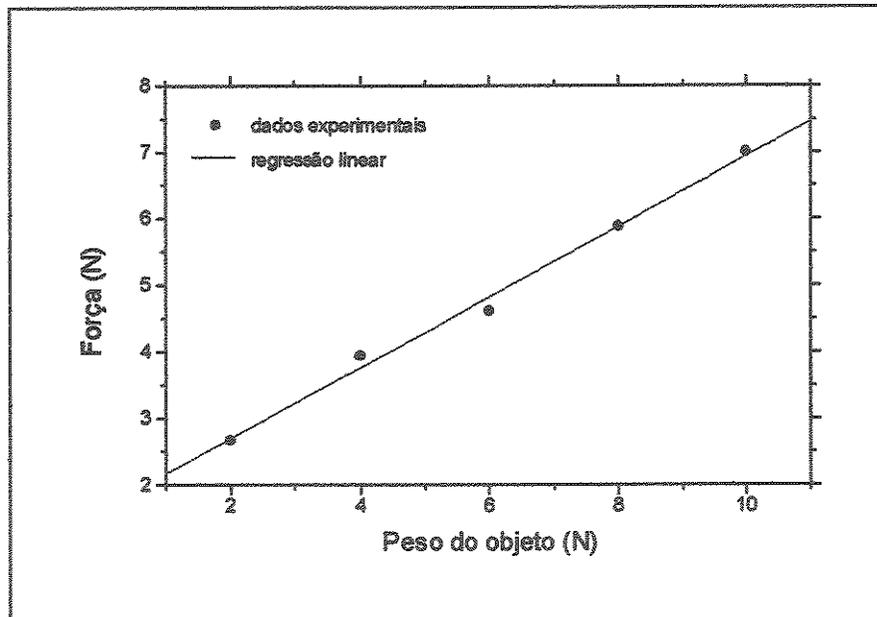


Figura 5.41 - Variação da força exercida pelo polegar em função do peso do objeto manipulado (dados correspondentes ao sujeito 7).

Ainda com relação à força exercida pelo polegar, observaram-se comportamentos que tendem à linearidade, mas que devido à existência de um ponto atípico obtiveram um baixo coeficiente de correlação. Pela figura 5.42, verifica-se que a força exercida sobre o objeto de 10N foi inferior àquela correspondente ao ponto anterior (8N), o que pode ser explicado por um deslocamento do sensor em função da força de atrito existente entre o objeto e a luva. Desprezando-se esse ponto para a análise, verifica-se um coeficiente de correlação superior, confirmando o comportamento linear da força. Recalculando a porcentagem inicialmente verificada, obteve-se um valor de 86,4%.

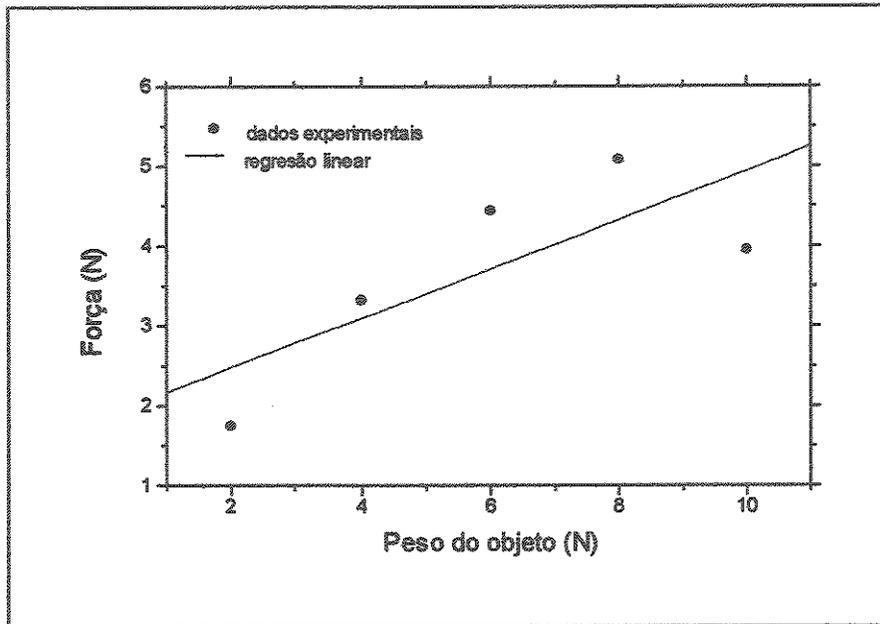


Figura 5.42 - Variação da força exercida pelo polegar em função do peso do objeto manipulado (dados correspondentes ao sujeito 6).

Para os 13,6% restantes, obteve-se um comportamento atípico com relação à variação da força exercida, como ilustrado na figura 5.43.

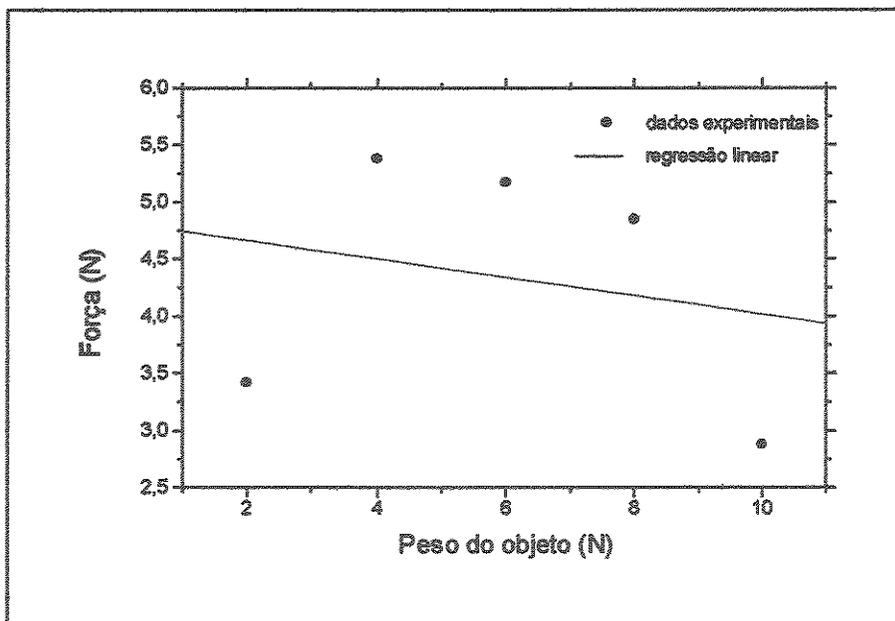


Figura 5.43 - Variação atípica da força exercida pelo polegar em função do peso do objeto manipulado (dados correspondentes ao sujeito 28).

Pode-se ainda verificar, a partir dos dados da tabela 5.3 ou através de análise gráfica, a relação existente entre a força exercida pelo polegar e

aquelas praticadas pelos dedos. Constatou-se, para 72,7% da amostra avaliada, que a força exercida pelo polegar supera o valor obtido pela soma das forças correspondentes aos dedos médio e indicador.

Discussão

A análise da conformação das curvas correspondentes à variação angular comprovou a repetibilidade do movimento realizado pelos diferentes sujeitos, conferindo, assim, maior consistência às comparações estabelecidas posteriormente, uma vez que sempre referenciavam a mesma posição.

O desvio verificado entre os valores obtidos para as posições correspondentes à extensão do cotovelo, assumidas antes e depois da apreensão e manipulação do objeto, comprova a eficácia do sistema de ajuste mecânico, do centro de rotação e da fixação do eletrogoniômetro através da cotovelleira, que efetivamente impediram um deslocamento expressivo.

Pode-se então dizer que este sistema é fidedigno à realidade, já que não introduz erros durante o movimento, não necessitando, portanto, de calibrações frequentes.

Por outro lado, a variabilidade encontrada com relação ao ângulo máximo estabelecido pelos diferentes sujeitos pode ser explicada tanto por variações anatômicas como por diferenças no posicionamento do dispositivo. Apesar disso, acredita-se que o desvio obtido não é expressivo, não interferindo, assim, nos processos subsequentes.

Contudo, apesar da performance do sistema de monitoração angular ter se mostrado altamente confiável, sua aplicação clínica, necessária para a indicação da posição assumida pela mão durante os movimentos de manipulação, torna-se limitada. As maiores desvantagens concentram-se nas dimensões e na rigidez oferecida pelas hastes. É desejável que o dispositivo não apresente um volume apreciável, e que seja mais flexível, conferindo, assim, um maior conforto ao usuário. Uma adaptação do sensor de dedo,

desenvolvido por NEUMAN (1994), parece mecanicamente mais adequado à utilização proposta.

Quanto ao desempenho do sistema de monitoração da força, algumas considerações devem ser estabelecidas. Tendo-se por princípio que cada indivíduo é único e singular, a luva instrumentalizada, desenvolvida segundo um único padrão estabelecido na literatura, obteve uma alta porcentagem de adequação (73,3%). Um sistema como este, que vise à aplicação clínica deve ser desenvolvido para um usuário específico, considerando-se as características por ele apresentadas. Este procedimento torna-se necessário, principalmente no que se refere ao posicionamento dos sensores, bem como ao tamanho da luva, possibilitando um ajuste perfeito entre o dispositivo e o usuário.

AMIS (1987), seguido por LEE & RIM (1991), estabeleceram a porcentagem de contribuição individual dos dedos na força total de preensão, pela qual a do dedo indicador supera a do dedo médio. Contudo, os estudos objetivaram a obtenção da força máxima de preensão cilíndrica isométrica diferentemente do procedimento aqui utilizado; que se baseou na manipulação do objeto, requerendo, portanto, uma participação isotônica da musculatura. Além disso, segundo a instrução dada aos voluntários, o objeto deveria ser pego com uma força suficiente para levantá-lo, não atingindo assim a máxima potência. Pelos resultados obtidos, segundo este procedimento, verificou-se também uma predominância (68,2%) na utilização do indicador, restando ao dedo médio uma posição auxiliar.

Constatou-se, também, para a grande maioria dos casos (86,4%), que a força exercida pelo dedo auxiliar manteve-se praticamente constante com o aumento do peso do objeto, o que é condizente com a função desempenhada. O dedo auxiliar parece contribuir de forma mais significativa com a estabilidade da preensão do que com a força propriamente exercida.

Quanto à conformação da curva, foram obtidos dois modos de preensão, estatisticamente equivalentes. No primeiro deles, a força exercida permaneceu constante durante todo o movimento de preensão e, no segundo, verificou-se a existência de picos de força correspondentes aos instantes nos quais o objeto era pego e liberado, ou ainda um decréscimo gradual na força exercida com o passar do tempo. WESTLING & JOHANSSON (1984), em seus estudos baseados na preensão de precisão, obtiveram um modelo semelhante ao segundo padrão aqui verificado. A tarefa consistia em levantar um objeto, seguro pelo polegar e indicador, dois centímetros acima da mesa e recolocá-lo após dez segundos. Os resultados mostraram um aumento da força exercida até um curto período de tempo após o início do movimento do objeto, quando atinge o seu valor máximo. Após um segundo, a força se estabiliza em níveis mais baixos, iniciando a fase estática pela qual o objeto é seguro praticamente estacionário no espaço. JOHANSSON et. al. (1992) também relata a obtenção deste padrão com a utilização de preensão de precisão. Em seus experimentos, a mão permanecia estática numa dada posição, enquanto o objeto era ativamente puxado em sentido contrário. BUREALBACH & CRAGO (1994) também encontraram uma conformação de curva semelhante, porém, com a utilização de preensão cilíndrica para conduzir um copo até a boca. Um

pico inicial, seguido por um platô constante de menor amplitude ou por um decréscimo gradual na força exercida foram observados. Este resultado, obtido inicialmente com sujeitos normais, foi reproduzido por tetraplégicos sob estimulação elétrica neuromuscular.

Parece certo que uma força maior é necessária para vencer a inércia do objeto, que se encontra inicialmente parado. Contudo, para se ter uma liberação suave do mesmo, também se faz necessário interromper a inércia do movimento, o que explicaria o segundo pico verificado em algumas curvas. Durante a manipulação propriamente dita, mecanismos de controle interno ajustariam a força estabelecida a princípio, resultando num decréscimo da mesma.

Por outro lado, a luva apresenta um efeito significativo na amplitude das forças exercidas. RILEY, COCHRAN e SCHANBACHER (1985), através de estudo comparativo verificaram maiores forças associadas à condição com luva, do que àquelas estabelecidas sem a sua utilização. Uma explicação poderia ser a alteração na resposta dos receptores táteis dos dedos, quanto à fricção existente entre as superfícies de contato (dedo e objeto). Por não se utilizar uma cobertura anti-derrapante na superfície palmar, pode-se ter introduzido um coeficiente de atrito menor, aumentando assim a possibilidade de deslizamento. Neste caso, a força exercida seria superior àquelas normalmente desenvolvidas, evitando eventuais escorregamentos.

Em adição ao atrito, outro fator que influencia diretamente a força de preensão corresponde ao peso do objeto, como indicado nos trabalhos de COLE & ABBS (1988). Os resultados mostraram uma relação linear entre estas

duas variáveis, o que está de acordo com o obtido por WESTLING e JOHANSSON (1984) e JOHANSSON et. al. (1992), apesar de esses autores terem utilizado modelos de preensão diferentes.

Outros parâmetros estudados foram a idade e o tamanho da mão do sujeito. MONTOYE e FAULKNER apud AMIS¹ obtiveram uma correlação positiva entre a força e as variáveis acima citadas. Contudo AMIS (1987) aponta uma falha no procedimento utilizado em função da adoção de crianças na amostra avaliada. Os gráficos correspondentes às figuras 5.31 e 5.32 mostraram a tendência da força exercida por um dos dedos aumentar. Quanto ao polegar, obtiveram-se resultados divergentes; a força exercida tendeu a aumentar com a idade, mas a diminuir com o tamanho da mão. De qualquer forma, os coeficientes de correlação obtidos não permitiram outra conclusão, a não ser pela independência entre as variáveis. O sexo, pela distribuição de força obtida nos diagramas das figuras 5.35 e 5.36, também mostrou não interferir na força de preensão.

Estas constatações parecem lógicas, uma vez que não se objetivou a avaliação das potencialidades máximas, e sim as comumente utilizadas numa atividade cotidiana.

No que diz respeito à comparação realizada individualmente entre a força exercida pelo polegar e a dos outros dois dedos, o resultado obtido foi condizente com o esperado. A força exercida pelo polegar apresenta sentido oposto àquelas verificadas nos demais dedos; e mesmo não se tendo

¹ MONTOYE, H.J. & FAULKNER, J. A. - Determination of the Optimum Setting of an Adjustable Grip Dynamometer - Res. Quart, 35:29-36, 1964 apud AMIS, A. A. -Variation of Finger Forces in Maximal Isometric Grasp Tests on a range of Cylinder Diameters - J. Biomed. Eng., 9:313-320, 1987.

monitorado o dedo mínimo e o anular, suas contribuições fizeram-se presentes. Dessa forma, a força do polegar realmente deveria superar a obtida pela soma daquelas exercidas pelo indicador e dedo médio.

Por fim, a variabilidade de respostas obtidas pelos diferentes sujeitos, acerca do valor absoluto da força, que num primeiro momento parecia atestar contra o desempenho do sistema desenvolvido, também era previsível em função do princípio da singularidade dos indivíduos. Cada sistema biológico é único e, como tal, deve receber tratamento específico.

Conclusões

O conhecimento da posição da mão, em cada instante, constitui um parâmetro importante no estudo da função da mão, permitindo relacionar diretamente eventuais alterações na força com a posição assumida. No entanto, mostra-se redundante para sistemas de controle do movimento de tetraplégicos, quando estes mantêm preservados os movimentos de flexão-extensão do cotovelo (C5-C6). Por outro lado, é essencial para os sistemas aplicados a pacientes com lesões em níveis mais elevados (C3-C4).

A monitoração da força, por sua vez, é imprescindível na performance dos movimentos, uma vez que o sistema de estimulação elétrica neuromuscular pretende, até certo ponto, substituir as funções perdidas com a lesão. Um sistema de controle por feedback, usando uma combinação de força e posição dos dedos, como informações representativas dos movimentos, pode regular a preensão sob uma vasta gama de condições. Diminuiria a sensibilidade às variações dos parâmetros da estimulação e outros distúrbios internos, bem como às variações na carga e outros distúrbios externos. Além disso, a taxa de ocorrência de fadiga muscular pode ser reduzida pela utilização de técnicas de modulação da força que minimizem a frequência de estimulação.

É de grande interesse que o sistema seja o mais econômico possível, e, para isso, torna-se necessária a busca de uma relação ótima entre estimulação, movimento e força de preensão. A utilização da luva instrumentalizada possibilitará o conhecimento da força mínima necessária à manipulação de diferentes objetos, bem como dos parâmetros de estimulação que resultem na força dada.

A aplicação da luva, em pacientes lesados medulares, visando a um melhor conhecimento da performance do movimento resultante de estimulação elétrica neuromuscular, viabilizará a sua utilização de forma mais rotineira.

Contudo, percebeu-se que a preensão é uma característica individual, apesar de terem sido detectados alguns padrões básicos. Isto sugere que a luva deva ser desenvolvida considerando-se as características próprias e singulares do seu usuário, principalmente no que se refere ao posicionamento dos sensores. Este processo de expansão pode então ser acompanhado pelo desenvolvimento de sensores de posição dos dedos, englobando-os na luva já implementada, completando assim o sistema de monitoração necessário.

A luva instrumentalizada pode ser aplicada, ainda, no fornecimento de feedback para um sistema de estimulação eletrotátil, que possibilite sensações fantasmas ao paciente, acerca da força que está sendo exercida, uma vez que, dependendo do nível de lesão, a sensibilidade do membro também está prejudicada.

Acredita-se assim, que a luva instrumentalizada representa um novo passo no desenvolvimento de sensores para o uso clínico, mostrando as suas potencialidades nos experimentos realizados com sujeitos normais. Além disso, os estudos realizados, acerca da variação da força de preensão com relação a vários parâmetros, contribuíram para a caracterização da função normal da mão, podendo servir como ponto de partida para posteriores aplicações clínicas.

Diante do exposto, pode-se concluir que a luva representa uma promissora alternativa como fornecedora de feedback sensorial para sistemas

de controle da preensão, visando a melhoria da qualidade de vida de tetraplégicos. Contribuir para maximizar os potenciais físicos e psicológicos do tetraplégico, possibilitando sua integração à sociedade, constitui a maior motivação que se pode ter para a concretização de um grande sonho.

Discussão

- AMIS, A.A. - Variation of Finger Forces in Maximal Isometric Grasp Tests on a Range of Cylinder Diameters - J. Biomed. Eng. 9:313-320, 1987.
- ATHENSTAEDT, H.; CLAUSSEN, H.; SCHAPER, D. - Epidermis of Human Skin: Pyroelectric and Piezoelectric Sensor Layer - Science, 216(28): 1018-1020, 1982.
- BERNOTAS, L.A.; CRAGO, P.E.; CHIZECK, H.J. - Adaptive Control of Electrically Stimulated Muscle - IEEE Trans. Biom. Eng. 34(2): 140-147, 1987.
- BUCKETT, J.R.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; BRASWELL, S.D.; KEITH, M.W. - A Flexible, Portable System for Neuromuscular Stimulation in the Paralyzed Upper Extremity - IEEE Trans. Biom. Eng. 35(11): 897-904, 1988.
- BURELBACH, J.C. & CRAGO, P.E. - Instrumented Assessment of FNS Hand Control During Specific Manipulation Tasks - IEEE Trans. Rehab. Eng 2(3): 165-176, 1994.
- CHAO, E.Y.S. - Justification of Triaxial Goniometer for the Measurement of Joint Rotation - J. Biomechanics 13:989-1006, 1980.
- CHIZECK, H.J.; CRAGO, P.E.; KOFMAN, L. S. - Robust Closed-loop Control of Isometric Muscle Force Using Pulsewidth Modulation - IEEE Trans. Biom. Eng 35(7), 1988.
- CLIQUET Jr., A.; MENDELECK, A.; QUESNEL, D.R.F.; SOVI, F.X.; FELIPE Jr, P.; OBERG, T.D.; LEONOR, G.J.F.; GUIMARÃES, E.S.; QUEVEDO, A.A.F. - A Neural Network-Voice Controlled Neuromuscular Electrical Stimulation System for Tetraplegics - Rehab. Eng. Soc. N. Am. 12:29-31, 1992.
- COLE, K.J. & ABBS, J.H. - Grip Force Adjustments Evoked by Load Force Perturbation of a Grasped Object - J. Neurophysiology 60(4): 1513-1522, 1988.
- CRAGO, P.E.; MORTIMER, J.T.; PECKHAM, P.H. - Closed-Loop Control of Force During Electrical Stimulation of Muscle - IEEE Trans. Biom. Eng 27(6): 306-311, 1980.
- CRAGO, P.E.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B. - Modulation of Muscle Force by Recruitment During Intramuscular Stimulation - IEEE Trans. Biom. Eng 27(12): 679-684, 1980
- CRAGO, P.E.; CHIZECK, H.J.; NEUMAN, M.R.; HAMBRECHT, F.T. - Sensors for Use with Functional Neuromuscular Stimulation - IEEE Trans. Biom. Eng 33(1): 256-267, 1986.
-

- CRAGO, P.E.; NAKAI, R.J.; CHIZECK, H.J. - Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle - IEEE Trans. Biom. Eng 38(1): 17-28, 1991.
- CUTKOSKY, M.R. - On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks - IEEE Trans. Robotics Automat. 5(3): 269-279, 1989.
- DANIELS, L. & WORTHINGHAM, C. - Provas de Função Muscular e Mapas de Inervação - provas de flexão do cotovelo. In: _____ - Prova de Função Muscular - Técnicas de Exame Manual , 4ª ed., Interamericana, R.J., 1981, p.118-120.
- DARIO, P. & ROSSI, D. - Tactile Sensors and the Gripping Challenge - IEEE Spectrum 22: 46-52, 1985.
- GHEZ, C., - The Control of Movement. In: KANDEL, R.E.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEJ, M.T. - Principles of Neural Science, 1991, p.533-547.
- GHEZ, C. - Voluntary Movement. In: KANDEL, R.E.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEJ, M.T. - Principles of Neural Science, 1991, p.609-625.
- GHEZ, C. - The Cerebellum. In: KANDEL, R.E.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEJ, M.T. - Principles of Neural Science, 1991, p.626-646.
- GRAY, H. - Junturas e Ligamentos. In: _____ - Anatomia, 29ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1977, p. 238-305.
- HENNEMAN, E. - Organização dos Sistemas Motores - Introdução. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1,13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.605-609.
- HENNEMAN, E. - Funções Motoras do Tronco Cerebral e dos Gânglios da base do Encéfalo. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1,13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.680-705.
- HENNEMAN, E. - O Cerebelo. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1,13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.724-749.
- HENNEMAN, E. - Funções Motoras do Córtex Cerebral. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1,13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.750-782.
- HOLLINSHEAD, W.H. - General Survey of the Upper Limb. In: _____ - Anatomy for surgeons - The Back and Limbs vol.3, 2ª ed., Harper & Row, N.Y., 1969, p. 207-263.
- HOSHIMIYA, N.; NAITO,A.; YAJIMA, M.; HANDA, Y. - A Multichannel FES System for Restoration of Motor Functions in High Spinal Cord Injury
-

Patients: A Respiration-Controlled System for Multijoint Upper Extremity - IEEE Trans. Biom. Eng 36(7): 754-760, 1989.

HOUK, J. & HENNEMAN, E. - Controle de Realimentação do Músculo: Conceitos Introdutórios. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1, 13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.610-618.

HOUK, J. - Controle de Realimentação do Músculo: Uma Síntese dos Mecanismos Periféricos. In: MOUNTCASTLE, V.B. - Fisiologia Médica vol.1, 13ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1978, p.670-679.

FSR Integration Guide & Evaluation Parts Catalog - Interlink Electronics

JENSEN, T.R.; RADWIN, R.G.; WEBSTER, J.G. - A Conductive Polymer Sensor for Measuring External Finger Forces - J. Biomechanic 24(9):851-858, 1991.

JOHANSSON, R.S.; RISO, R.; HÄGER, C.; BÄCKSTRÖM, L. - Somatosensory Control of Precision Grip During unpredictable pulling loads - I. Changes in load force amplitude - Exp. Brain Res 89:181-191, 1992.

JOHNSTON, R.C. & SMIDT, G.L. - Measurement of Hip-Joint Motion during Walking - evaluation of an electrogoniometric method - J. Bone Joint Surg. 51-A(6): 1083-1094, 1969.

JOHNSON, M.W.; PECKHAM, P.H. - Evaluation of Shoulder Movement as a Command Control Source - IEEE Trans. Biom. Eng 37(9): 876-885, 1990.

KAMAKURA, N.; MATSUO, M.; ISHII, H.; MITSUBOSHI, F; MIURA, Y. - Patterns of Static Prehension in Normal Hands - Am.J.Occup. Ther. 34(7):437-445, 1980.

KENDALL, F.P. - Movimentos das Articulações. In: _____ - Músculos - Provas e Funções, 3ª ed., Manole, S.P., 1990, p. 23-38.

KETTELKAMP, D.B.; JOHNSON, R.J.; SMIDT, G.L.; CHAO, E.Y.S.; WALKER, M. - An Electrogoniometric Study of Knee Motion in Normal Gait - Bone Joint Surg. 52-A(4): 775-790, 1970.

KILGORE, K.L.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; KEITH, M.W.; GALLAHER-STONE, K.A. - Synthesis of Hand Grasp Using Functional Neuromuscular Stimulation - IEEE Trans. Biom. Eng 36(7): 761-770, 1989.

KO, W.H. - Solid-State Physical Transducers for Biomedical Research - IEEE Trans. Biom. Eng. 33(2): 153-162, 1986.

KOLEN, P.T.; RHODE, J.P.; FRANCIS, P.R. - Absolute Angle Measurement Using the Earth-Field-Referenced Hall Effect Sensors - J. Biomechanics 26(3): 265-270, 1993.

- LEE, J.W. & RIM, K. - Measurement of Finger Joint Angles and Maximum Finger Forces during Cylinder Grip Activity - J. Biomed. Eng. 13: 152-162, 1991.
- LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L. K. - Cotovelo e Braço. In: _____ - Cinesiologia Clínica, Manole, S.P., 1987, p. 151-175.
- LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L. K. - Punho e Mão. In: _____ - Cinesiologia Clínica, Manole, S.P., 1987, p. 176-225.
- LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L. K. - Região do Ombro. In: _____ - Cinesiologia Clínica, Manole, S.P., 1987, p. 226-266.
- LEMAY, M.A.; CRAGO, P.E.; KATORGI, M.; CHAPMAN, G.J. - Automated Tuning of a Closed-Loop Hand Grasp Neuroprosthesis - IEEE Trans. Biom. Eng. 40(7): 675-685, 1993.
- LONG, C.; CONRAD, P.W.; HALL, E.A.; FURLER, S.L. - Intrinsic-Extrinsic Muscle Control of the Hand in Power Grip and Precision Handling - J. Bone Joint Surg. 52-A(5): 853-867, 1970.
- MENEGALDO, L.L.; CLIQUET Jr, A. - Use of Piezo-Resistive Accelerometers for ankle angle assessment - Phys. Med. Biol. 39-A:879, 1994.
- NAPIER, J.R. - The Prehensile Movements of the Human Hand - J. Bone Joint Surg. 38-B(4):902-913, 1956.
- NATHAN, R.H. & OHRY, A. - Upper Limb Functions Regained in Quadriplegia: A Hybrid Computerized Neuromuscular Stimulatio System - Arch. Phys. Med. Rehabil. 71: 415-421, 1990.
- NEUMAN, M.R.; BUCK, R.P.; COSOFRET, V.V.; LINDNER, E.; LIU, C.C. - Fabricating Biomedical Sensors with Thin-Film Technology - IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 13(3): 409-419, 1994.
- BERG, T.D. - Otimização de Sequências de Estimulação Elétrica Neuromuscular para Restauração de Movimentos dos Membros Superiores de Tetraplégicos - Campinas, 1995, (dissertação de Mestrado, FEE/UNICAMP).
- PEAT, M.; GRAHAME, R.E.; FULFORD, R.; QUANBURY, A.O. - An Electrogoniometer for the Measurement of Single Plane Movements - J. Biomechanics 9: 423-424, 1976.
- PECKHAM, P.H.; MORTIMER, J.T.; MARSOLAIS, E.B. - Controlledd Prehension and Release in the C5 Quadriplegic Elicited By Functional Electrical Stimulation of the Paralyzed Forearm Musculature - Annals Biom. Eng. 8:369-388, 1980.
-
-

- PECKHAM, P.H. - Functional Electrical Stimulation: Current Status and Future Prospects of Applications to the Neuromuscular System in Spinal Cord Injury - Paraplegia 25:279-288, 1987.
- PECKHAM, P.H.; KEITH, M.W.; FREEHAFER, A.A. - Restoration of Functional Control by Electrical Stimulation in the Upper Extremity of the Quadriplegic Patient - J. Bone Joint Surg. 70-A(1):144-148, 1988.
- RASCH, P.J. & BURK, R.K. - Movimentos do Punho e da Mão. In: _____ - Cinesiologia e Anatomia Aplicada - 5ª ed., Guanabara Koogan, R.J., 1977, p. 229-259.
- RILEY, M.W.; COCHRAN, D.J.; SCHANBACHER, C.A. - Force capability differences due to gloves - Ergonomics 28(2):441-447, 1985.
- ROSSI, D.; NANNINI, A.; DOMENICI, C. - Artificial Sensing Skin Mimicking Mechano-electrical Conversion Properties of Human Dermis - IEEE Trans. Biom. Eng. 35(2): 83-91, 1988.
- SMIDT, G.L.; DEUSINGER, R.H.; ARORA, J.; ALBRIGHT, J.P. - An Automated accelerometry system for gait analysis - J. Biomechanics 10:367-375, 1977.
- SMITH, A.M. & BOURBONNAIS, D. - Neuronal Activity in Cerebellar Cortex Related to Control of Prehensile Force - J. Neurophysiology 45(2):286-303, 1981.
- STOJILJKOVIC, Z. & CLOT, J. - Integrated Behavior of Artificial Skin - IEEE Trans. Biom. Eng. 24(4): 396-398, 1977.
- TATA, J.A.; QUANBURY, A.O., STEINKE, T.G.; GRAHAME, R.E. - A Variable Axis Electrogoniometer for the Measurement of Single Plane Movement - J. Biomechanics 11:421-425, 1978.
- TOWNSEND, M.A.; IZAK, M.; JACKSON, R.W. - Total Motion Knee Goniometry - J. Biomechanics 10: 183-193, 1977.
- TRNKOCZY, A. & BAJ, T. - A Simple Electrogoniometric System and Its Testing - IEEE Trans. Biom. Eng. 22(5): 257-259, 1975.
- WESTLING, G. & JOHANSSON, R.S. - Factors Influencing the Force Control During Precision Grip - Exp. Brain Res. 53: 277-284, 1984.
- WILHERE, G.F.; CRAGO, P.E.; CHIZECK, H.J. - Design and Evaluation of a Digital Closed-Loop Controller for Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation - IEEE Trans. Biom. Eng. 32(9): 668-676, 1985.
-

WILLEMSSEN, A.T.M.; VAN ALSTÉ, J.A.; BOOM, H.B.K. - Real-time Gait Assessment Utilizing a New Way of Accelerometry - J. Biomechanics 23(8): 859-863, 1990.

Apêndice A

1. SISTEMA AUTOMÁTICO DE CARACTERIZAÇÃO DE SENSORES

1.1 - Telas de Navegação

Com a intenção de facilitar a utilização do SACS por outros usuários, apresenta-se a seguir as telas e os modos de navegação.

Da execução do software, a primeira tela a aparecer é a de apresentação do sistema, contendo o título e o autor do mesmo (figura 1). Esta imagem permanece por alguns segundos permitindo assim a sua leitura.



Figura 1. Tela de apresentação.

Automaticamente, esta tela é alterada, apresentando a tela de menus principais, que contém os itens associados a cada um dos módulos do programa (figura 2). O item em destaque é a função a ser executada. Caso se deseje executar outra função, basta usar as setas de movimentação do cursor para cima ou para baixo. Se a barra de destaque estiver no extremo superior e se usar seta para cima, ela rolará automaticamente para o extremo inferior. O

inverso ocorrerá se a barra de destaque estiver no extremo inferior e a seta para baixo for pressionada.

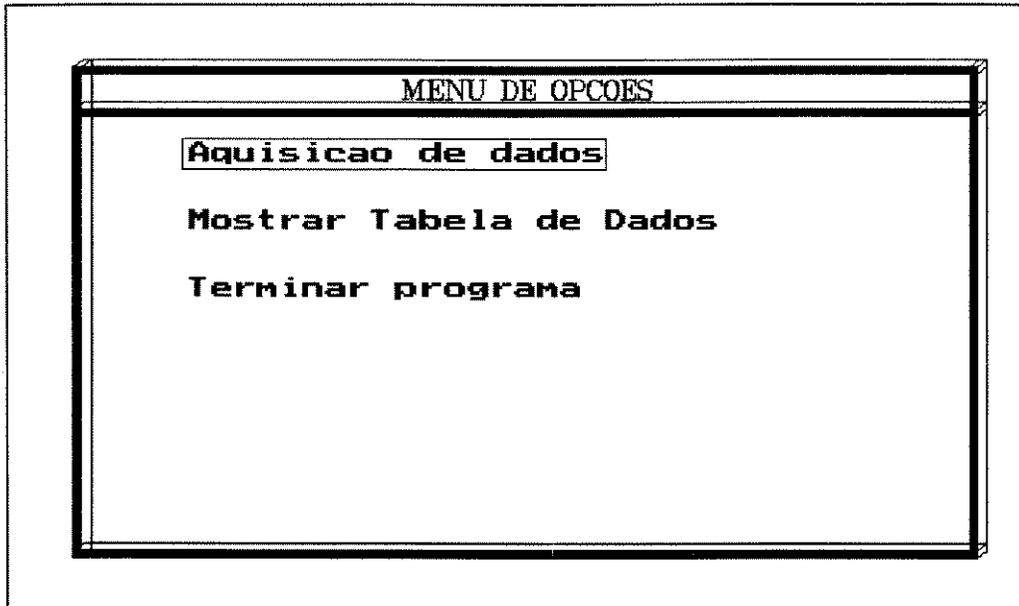


Figura 2 - Menus principais.

Escolhendo-se a primeira opção, o programa entrará no modo de aquisição de dados do sensor. Deve-se fornecer o nome do arquivo a ser criado, e a seguir as especificações do tamanho e do número de blocos a serem adquiridos, conforme a tela presente na figura 3.

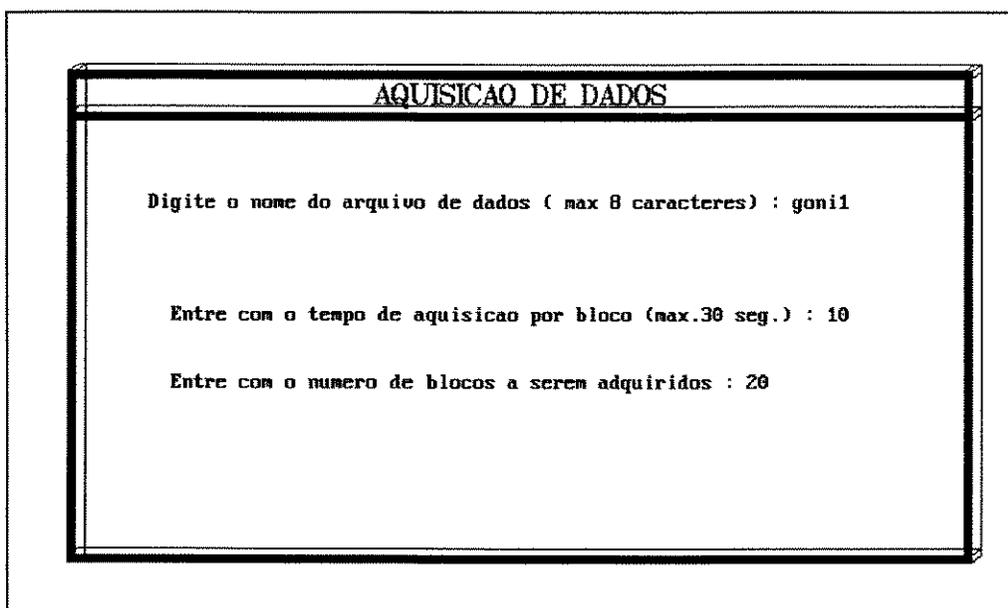


Figura 3 - Especificação de parâmetros necessários à aquisição.

Após a especificação dos parâmetros, inicia-se a aquisição propriamente dita. Os dados obtidos aparecerão seqüencialmente na tela como mostra a figura 4.

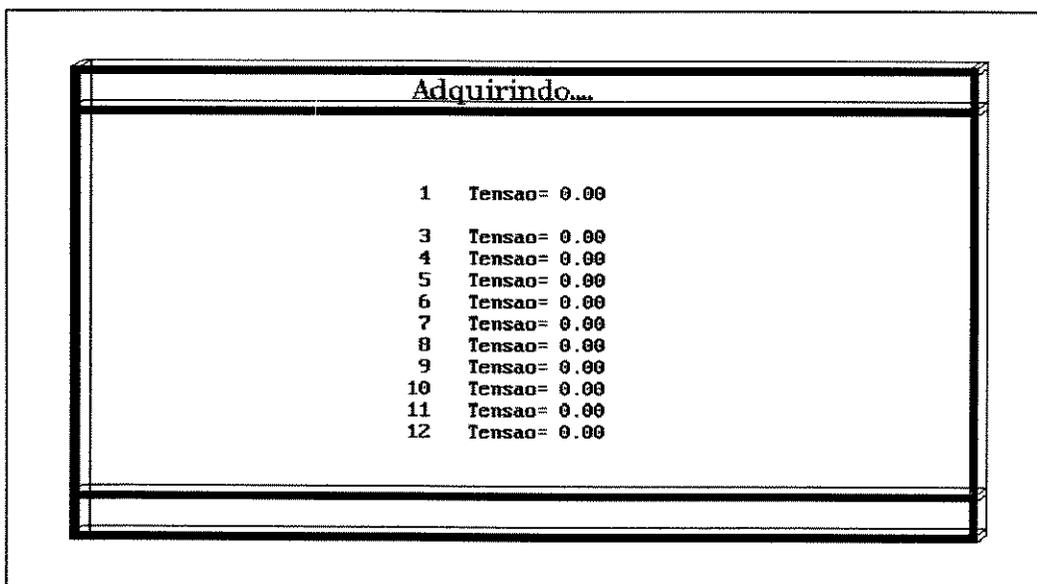


Figura 4 - Tela de aquisição de dados.

Escolhendo o segundo item do menu principal, o software entrará no modo de visualização dos dados, anteriormente adquiridos, em forma de tabela. A figura 5 mostra a tela de especificação do arquivo.

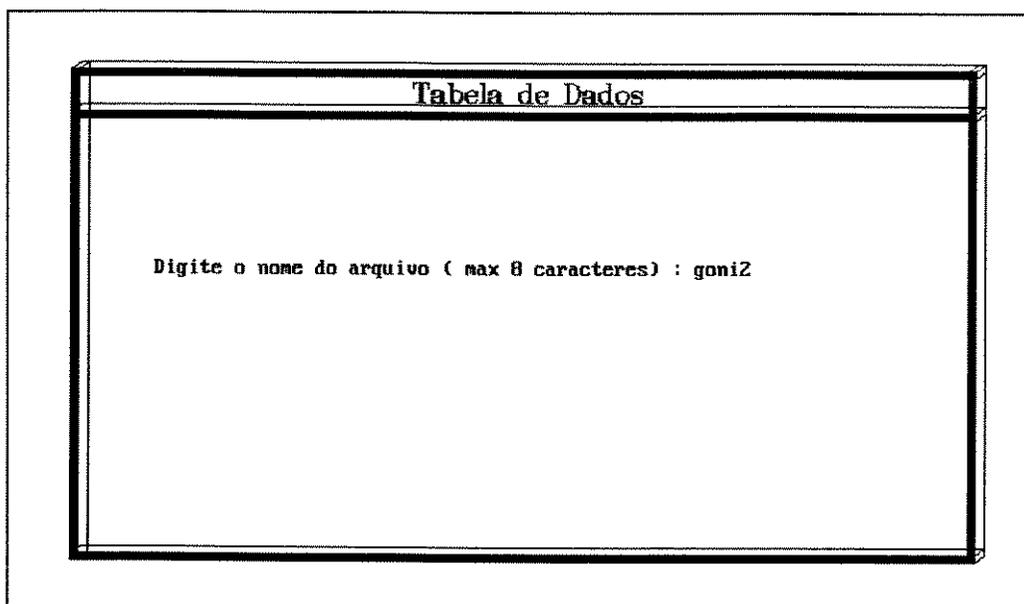


Figura 5 - Especificação de arquivo para leitura em tabela.

O arquivo de dados é então aberto e exibido conforme mostra a figura 6. Os primeiros 12 dados são apresentados como uma página indivisível. Para a apresentação dos dados seguintes, basta que o usuário pressione qualquer tecla, quando então outra série de 12 dados é apresentada. Esse procedimento pode ser repetido até que todos os dados sejam apresentados, mas não permite nenhum retrocesso. Pressionando-se a tecla ESC, este módulo terá sua execução interrompida, verificando-se o retorno ao menu principal.

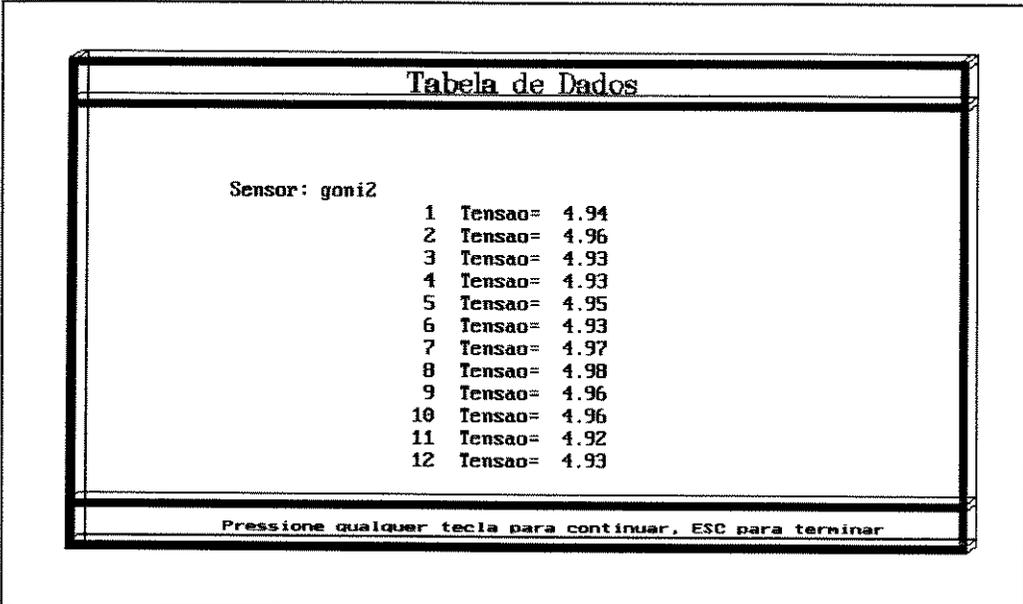


Tabela de Dados		
Sensor: goni2		
1	Tensao=	4.94
2	Tensao=	4.96
3	Tensao=	4.93
4	Tensao=	4.93
5	Tensao=	4.95
6	Tensao=	4.93
7	Tensao=	4.97
8	Tensao=	4.98
9	Tensao=	4.96
10	Tensao=	4.96
11	Tensao=	4.92
12	Tensao=	4.93
Pressione qualquer tecla para continuar, ESC para terminar		

Figura 6 - Tela de apresentação dos dados em forma de tabela.

Finalmente, selecionando-se a terceira opção do menu principal, interrompe-se a execução do software, retornando ao prompt do DOS.

1.2 - Listagem do software

```

/*****Sistema Automático de Caracterização de Sensores*****/
#include <string.h>
#include <ctype.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <alloc.h>
#include <dos.h>
#include <graphics.h>
#include <conio.h>

#define LSB(x)  *((unsigned char *)&x)
#define MSB(x)  *((unsigned char *)&x+1)
#define PAGE(x) *((unsigned char *)&x+2)

int grdrv,grmd,      /* Driver e modo graficos */
  xm,ym,            /* Coordenadas x e y maximas da tela grafica */
  i,j,              /* Variaveis de controle de loop */
  y,                /* Variavel auxiliar para coordenada y */
  bloco,           /* Numero de blocos a serem adquiridos */
  ta;              /* Tempo de aquisicao por bloco = numero de dados */
unsigned *buffer;   /* Ponteiro para buffer de aquisicao */
unsigned long end;  /* Endereco do buffer ( 4*seguimento + off set) */

/*-----Inicialização Gráfica-----*/

void inigraf(void)
{
  detectgraph(&grdrv,&grmd); /* Determina maximo driver e modo de video suportado */
  initgraph(&grdrv,&grmd,""); /* Inicializa o sistema grafico */
  grmd = getmaxmode(); /* Determina maximo modo grafico suportado */
  setgraphmode(grmd); /* Seta max modo grafico suportado */
  setpalette(1,16); /* Determina cor da paleta */
}

/*-----Título-----*/

void titulo(int l, char *mens) /* (posicao Y, ponteiro do texto) */
{
  int tam; /* Variavel de tamanho de texto */
  settextstyle(TRIPLEX_FONT,HORIZ_DIR,2); /* Seta estilo de texto em modo grafico */
  tam=textwidth(mens); /* Retorna a largura da string */
  outtextxy((xm-tam)/2,l,mens); /* Escreve texto centrado na posicao l */
}

/*-----Apresentação-----*/

void apresenta(void)
{
  cleardevice(); /* Limpa tela */
  xm = getmaxx(); /* Retorna coordenada x maxima da tela */
  ym = getmaxy(); /* Retorna coordenada y maxima da tela */
  if (grmd==2) ym=ym-120;
  bar3d(1,10,xm-10,20,7,7); /* Barra 3D horizontal superior */
  bar3d(1,ym-10,xm-10,ym,7,7); /* Barra 3D horizontal inferior */
}

```

```

bar3d(1,10,10,ym,7,7); /* Barra 3D vertical direita */
bar3d(xm-20,10,xm-10,ym,7,7); /* Barra 3D vertical esquerda */
bar3d(1,ym-60,xm-10,ym-50,7,7); /* Barra 3D horizontal intermediaria */
settextstyle(SANS_SERIF_FONT,HORIZ_DIR,4); /* Seta estilo de texto em modo grafico */
titulo(40,"SISTEMA AUTOMATICO DE"); /* Chama rotina para */
titulo(80,"CARACTERIZACAO DE SENSORES"); /* escrita da tela de */
titulo(ym-40,"Maria Claudia F. de Castro"); /* apresentacao */
delay(3500); /* Delay de 3,5 seg. */
}

```

```
/*-----Moldura em modo gráfico-----*/
```

```

void moldura(int m)
{
cleardevice(); /* Limpa tela grafica */
xm = getmaxx(); /* Retorna coordenada x maxima da tela */
ym = getmaxy(); /* Retorna coordenada y maxima da tela */
if (grmd==2) ym=ym-120;
setviewport(0,0,xm,ym,1); /* Define tamanho da viewport */
bar3d(1,10,xm-10,15,7,7); /* Barra 3D horizontal superior */
bar3d(1,40,xm-10,45,7,7); /* Barra 3D horizontal intermediaria_1 */
bar3d(1,ym-5,xm-10,ym,7,7); /* Barra 3D horizontal inferior */
bar3d(1,10,6,ym,7,7); /* Barra 3D vertical direita */
bar3d(xm-15,10,xm-10,ym,7,7); /* Barra 3D vertical esquerda */
if( m==1 ) bar3d(1,ym-35,xm-10,ym-30,7,7); /* Barra 3D horizontal intermediaria_2 */
}

```

```
/*-----Limpa quadro-----*/
```

```

void limpa(void)
{
for (i=8;i!=20;i++) /* Variacao de i correspondente a tela */
for(j=8;j!=70;j++) /* Variacao de j correspondente a tela */
{
gotoxy(j,i); /* Posicao (j,i) */
printf(" "); /* Limpa */
}
}

```

```
/*-----Ler tabela-----*/
```

```

void tabela(void)
{
char nome[20]; /* Nome de arquivo de entrada */
char nome2[20]; /* Nome de arquivo com extensao */
char lef[3],lemaxa[6]; /* Variaveis para leitura de arquivo */
FILE *fp; /* Arquivo */
int tec; /* Caracter de teclado */
t; /* Verifica fim de arquivo */

moldura(2); /* Chama rotina para desenho de moldura */
titulo(15,"Tabela de Dados"); /* Chama rotina para escrita de titulo */
gotoxy(8,10);
printf("Digite o nome do arquivo ( max 8 caracteres ) : "); /* Entrada de dados */
scanf("%s",nome); /* Le nome de arquivo */
strncpy(nome2,nome,8); /* Copia os 8 primeiros caracteres de nome em nome2 */
strcat(nome2,".tbl"); /* Acrescenta extensao .tbl em nome2 */
}

```

```

fp = fopen(nome2,"r");           /* Abre arquivo */
if (fp==NULL)                   /* Verifica erro de abertura */
{
  gotoxy(8,15);
  printf(" ERRO ! Nao posso abrir arquivo para leitura !");
  sleep(2);                      /* Suspende execucao por 2 mseg. */
  exit(1);                       /* Finaliza programa */
}
else
{
  moldura(1);                    /* Chama rotina para desenho de moldura */
  titulo(15,"Tabela de Dados"); /* Chama rotina para escrita de titulo */
  gotoxy(15,7);
  printf("Sensor: %s\n",nome);    /* Imprime nome de arquivo */
  t=10;
  while(t != EOF)               /* Testa fim de arquivo */
  {
    y=4;                         /* Inicializacao de variavel */
    while((y<16) && ((t=fscanf(fp,"%3s %6s",lef,lemaxa))!=EOF))
      /* Testa fim de tela e le dados de arquivo */
    {
      gotoxy(30,(y++)+4);        /* Mudanca de posicao em tela */
      printf("%3s Tensao=%6s\n",lef,lemaxa); /* Imprime dados de arquivo */
    }
    settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1); /* Seta estilo de texto */
    outtextxy(20,ym-20," Pressione qualquer tecla para continuar, ESC para
    terminar");
    tec=getch();                 /* Retorna caracter de teclado */
    if (tec==27) break;         /* Tecla ESC interrompe execucao */
    limpa();                     /* Chama rotina para limpar tela */
  }

  fclose(fp);                   /* Fecha arquivo */
}/*else not null*/
}

```

```

/*-----Entrada de dados-----
*/

```

```

void ledados(void)
{
  y=8;                          /* Inicializacao de variavel */
  do
  {
    gotoxy(10,y+4);
    printf("Entre com o tempo de aquisicao por bloco (max.30 seg.) : \b\b\b\b ");
    scanf("%u",&ta);           /* Le tempo de aquisicao */
  } while ( ta<0 || ta>30);     /* Aguarda entrada de dado */
  do
  {
    gotoxy(10,y+7);
    printf("Entre com o numero de blocos a serem adquiridos : \b\b\b\b ");
    scanf("%u",&bloco);        /* Le numero de blocos */
  } while (bloco<0);          /* Aguarda entrada de dado */
}

```

```
/*-----Adquire dados-----*/
```

```
void adquirir(void)
{
    FILE *fp;           /* Variavel para armazenar arquivo logico para tabela */
    char nome[20]=" ";  /* Nome do arquivo de entrada */
    char nome2[24]=" "; /* Nome de arquivo com extensao */
    char ft=0;         /* Testa fim de transferencia */
    int bytes,         /* Numero de bytes de aquisicao por bloco menos um */
        f;            /* Numero de interacoes por bloco */
    float dado,
          soma=0,
          media=0,
          maxa=0;     /* Valores de aquisicao */

    moldura(0);       /* Chama rotina para desenho de moldura */
    titulo(15,"AQUISICAO DE DADOS"); /* Chama rotina para escrita */
}
```

```
/*-----Alocação de memória-----*/
```

```
buffer = calloc(2000,2); /* Alocao de memoria para 1000 bytes */
if (buffer==NULL)       /* Verificacao de erro de alocao */
{
    gotoxy(10,14);
    printf("ERRO - Alocao de memoria"); /* Mensagem de erro */
    sleep(1000);                       /* Suspende execucao do programa em 1 seg. */
    exit(1); /* Finaliza o programa */
}
```

```
/*-----Abertura de arquivo-----*/
```

```
gotoxy(8,7);
printf("Digite o nome do arquivo de dados ( max 8 caracteres ) : ");
scanf("%s",nome); /* Le nome do arquivo */
strncpy(nome2,nome,8); /* Seleciona oito prim. caracteres do nome */
strcat(nome2,".tbl"); /* Acrescenta extensao para tabela */
fp=fopen(nome2,"w"); /* Abre arquivo para escrita (tabela) */
if (ferror(fp)) /* Verifica erro de abertura */
{
    gotoxy(10,14);
    printf("ERRO ! Nao posso abrir arquivo tabela para escrita !");
    /* Mensagem de erro de abertura */
    sleep(2); /* Suspende execucao do programa em 1 seg. */
    exit(1); /* Finaliza o programa */
}
```

```
/*-----Dados de entrada-----*/
```

```
ledados(); /* Coleta dados de entrada */
```

```
/*-----Aquisição-----*/
```

```
moldura(1); /* Chama rotina de moldura */
outtextxy((xm-168)/2,15,"Adquirindo..."); /* Inicializacao de aquisicao */
sound(400); /* Aciona Beep */
delay(100); /* Delay de 100 mseg. */
nosound(); /* Desliga Beep */
```

```
/*-----Loop aquisição A/D-----*/
```

```

ft=0;
y=3;
while (!kbhit() & blocos!=0)
{
    bytes=2*30*ta-1;
    f=0;

    end=FP_OFF(buffer)+((long)FP_SEG(buffer)<<4); /* Off set + 4*Seg */
    /* 1 canal, 2 bytes, 1Hz de amostragem */

/*-----Seta conversor A/D -----*/

    outportb(726,0x00);
    outportb(723,0xb4);
    outportb(11,0x45);
    outportb(12,0x0);
    outportb(0x2,LSB(end));
    outportb(0x2,MSB(end));
    outportb(0x03,LSB(bytes));
    outportb(0x03,MSB(bytes));
    outportb(0x83,PAGE(end) & 0x0f);
    outportb(10,0x01);
    outportb(727,0x11);
    outportb(726,0x01);
    outportb(722,0xFF);
    outportb(722,0xFF);

    /* Temporizador contador 2 no modo 2 */
    /* Modo DMA */
    /* Sincroniza escrita */
    /* LSB do registrador de endereço */
    /* MSB do registrador de endereço */
    /* LSB do registrador de contagem */
    /* MSB do registrador de contagem */
    /* Registrador de pagina */
    /* Habilita canal 1 do DMA */
    /* Seletor de canais - canal 0 */
    /* Habilita DMA */
    /* LSB do Contador 2 */
    /* LSB do Contador 2 */
    /* Intervalo * ClockSys/4 =32767,5us*8/4 (freq. min.) */

    while((ft & 0x02) == 0)
    {
        ft=inportb(8);
    }

    /* Final de transferencia */

    sound(400);
    delay(50);
    nosound();

    /* Bip indicativo de final de aquisição*/

/*-----Verificação de tensão -----*/

    for (i=0; i<30*ta; i=i+30)
    {
        dado=(*(buffer+i) & 0x03ff);
        if (dado<512) dado=0;
        else dado=dado-512;
        f=f+1;
        maxa=(5*dado/512);
        soma=soma+maxa;

        /* Varre o buffer - freq.saida 1Hz */
        /* Transforma dados do buffer de */
        /* entrada em dados validos */
        /* 10 bits positivos */
        /* Converte o dado para tensao */

/*-----Impressão dos resultados -----*/

        if (y==15) y=3;
        y++;
        gotoxy(30,y+3);
        printf("%2u Tensao= %3.2f\n",f,maxa);
        gotoxy(30,y+4);
        /* Escreve dados na tela */

```

```

                printf("
                fprintf(fp,"%2u   %3.2f\n",f,maxa);          /* Escreve em arquivo os dados */
            }
    media=soma/ta;                                          /* Calcula a média dos valores*/
    fprintf(fp,"%2u   %3.2f\n",f,media);                   /*Escreve em arquivo a média */
    bloco=bloco-1;                                        /*número de blocos restantes */
    ft=0;
    soma=0;
    media=0;
}
fclose(fp);                                              /* Fecha arquivo */
settextstyle(TRIPLEX_FONT,HORIZ_DIR,1);                 /* Ajusta estilo de texto */
outtextxy(30,ym-30,"          FIM DE AQUISICAO");
sleep(2);                                               /* Suspende execucao de programa */
free(buffer);
}

/*-----Programa principal-----*/

void main(void)

{
    struct textos                                          /* Define estrutura rotulada por textos */
    {
        char t[70];                                       /* Parametros da estrutura */
        int pos;
    }
    tex[5];

    int opc,                                              /* Caracter de teclado */
        x=1,                                              /* Variavel auxiliar para texto */
        alt,                                              /* Variavel auxiliar para desenho de retangulo */
        ini,                                             /* Variavel auxiliar para desenho de retangulo */
        o;                                               /* Variavel auxiliar para texto */

    inigraf();                                           /* Chama rotina de inicializacao grafica */
    apresenta();                                        /* Chama rotina de apresentacao */
    do
    {
        cleardevice();                                    /* Limpa tela */
        moldura(0);                                       /* Chama rotina para desenhar moldura */
        settextstyle(TRIPLEX_FONT,HORIZ_DIR,3);          /* Seta estilo de texto */
        titulo(15,"MENU DE OPCOES");                    /* Chama rotina para escrita de
        titulo */
        settextstyle(DEFAULT_FONT,0,2);                  /* Seta estilo de texto */
        strcpy(tex[1].t,"Aquisicao de dados");           /* Copia string em tex[1].t */
        tex[1].pos=4;                                     /* Coordenada y do texto */
        strcpy(tex[2].t,"Mostrar Tabela de Dados");     /* Copia string em tex[2].t */
        tex[2].pos=7;                                     /* Coordenada y do texto */
        strcpy(tex[3].t,"Terminar programa");           /* Copia string em tex[3].t */
        tex[3].pos=10;                                    /* Coordenada y do texto */
        ini=5*textwidth("A");                            /* Coordenada x do texto */
        for (o=1;o<4;o++)                                 /* Imprime as opcoes de menu */
            {outtextxy(ini,tex[o].pos*textheight("A"),tex[o].t);}
        alt=tex[1].pos*textheight("A");                 /* Altura do texto */
        setwrite mode(0);
        delay(200);
    }
}

```


2. SISTEMA DE ANÁLISE DE LEITURAS DE MÚLTIPLOS SENSORES

2.2 - Telas de Navegação

A navegação no SALEMUS baseia-se em menus do tipo “pull down” que é bastante simples de operar. Na figura 7 está ilustrada a tela inicial, que surge com a execução do SALEMUS.

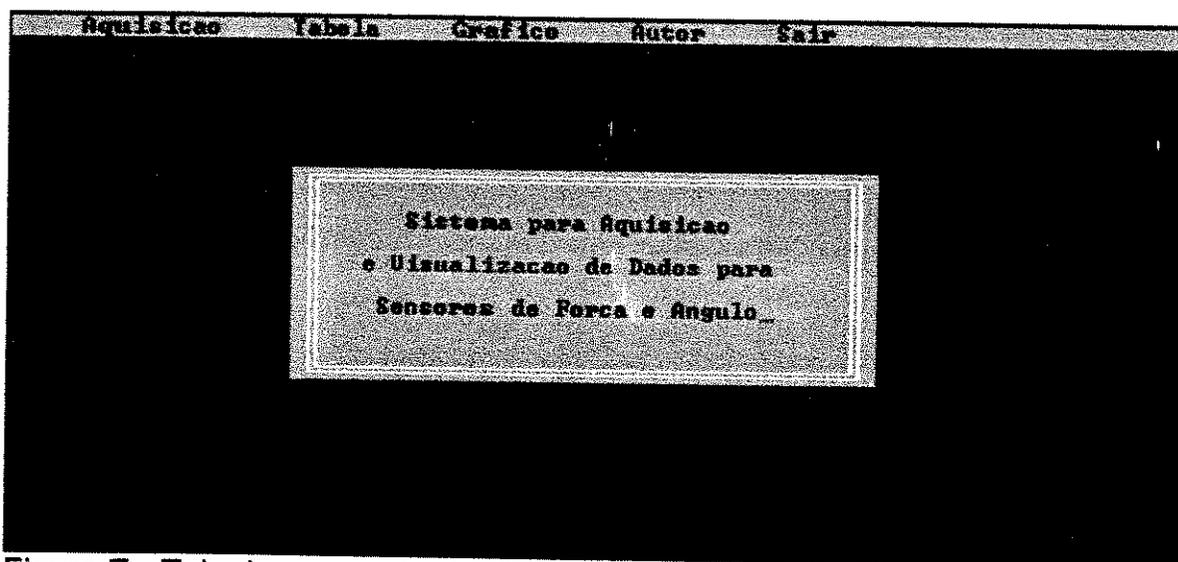


Figura 7 - Tela de apresentação do sistema.

O quadro central que apresenta o título do programa desaparece assim que qualquer tecla é pressionada. A linha horizontal, acima no vídeo, contém as opções gerais do programa, a saber:

- Aquisição
- Tabela
- Gráfico
- Autor
- Sair

A escolha de uma das opções do menu pode ser feita de duas maneiras. Primeiro, usando as letras-chave em destaque em cada opção. Segundo, usando as teclas de movimentação de cursor.

Pressionando-se no teclado uma letra-chave, imediatamente, um menu relativo à opção correspondente é aberto, apresentando todas as sub-opções. O mesmo pode ser feito utilizando-se as teclas de movimentação de cursor. Uma das opções estará sempre em destaque e, utilizando-se as teclas de movimentação à direita ou à esquerda, a opção à direita ou à esquerda será destacada. A esquerda da primeira opção selecionará a última opção do menu e a direita da última selecionará a primeira.

Tendo sido aberto um sub-menu, temos novamente as duas maneiras de referenciar uma opção. Usando-se letras-chave, tudo se passa como no menu principal. Na utilização das teclas de movimentação de cursor, a diferença está em que agora serão utilizadas as teclas de movimentação vertical ao invés de horizontal.

Escolhendo-se a opção Aquisição, o sub-menu aberto apresentará as duas formas de aquisição possíveis, ou seja, com ou sem geração de sinal de comando para estimulação elétrica da musculatura do paciente (figura 8). De qualquer forma, passa-se a uma nova tela de aquisição dos dados para configuração do modo de aquisição (figura 9, para aquisição com estimulação e figura 10, para aquisição sem estimulação). Obtidos os dados do usuário, passa-se então à tela de aquisição propriamente dita (figura 11). À medida que os dados são adquiridos, os valores máximos obtidos são apresentados na tela. Caso se deseje interromper o processo de aquisição de dados, basta que

o usuário pressione qualquer tecla, quando então o programa retorna à tela principal.

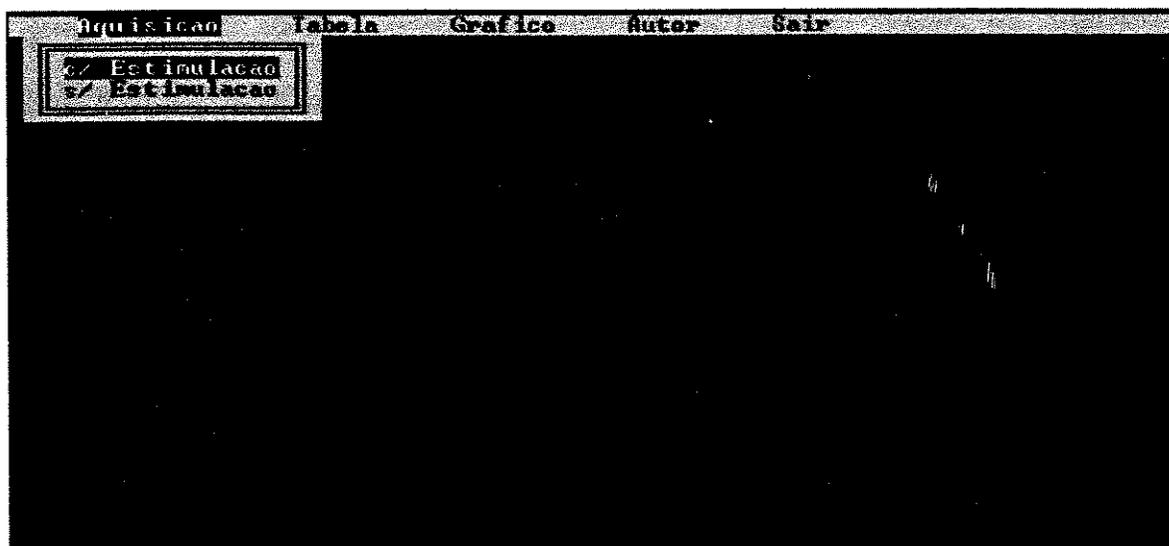


Figura 8 - Sub-menu contendo opções de modos de aquisição dos dados.

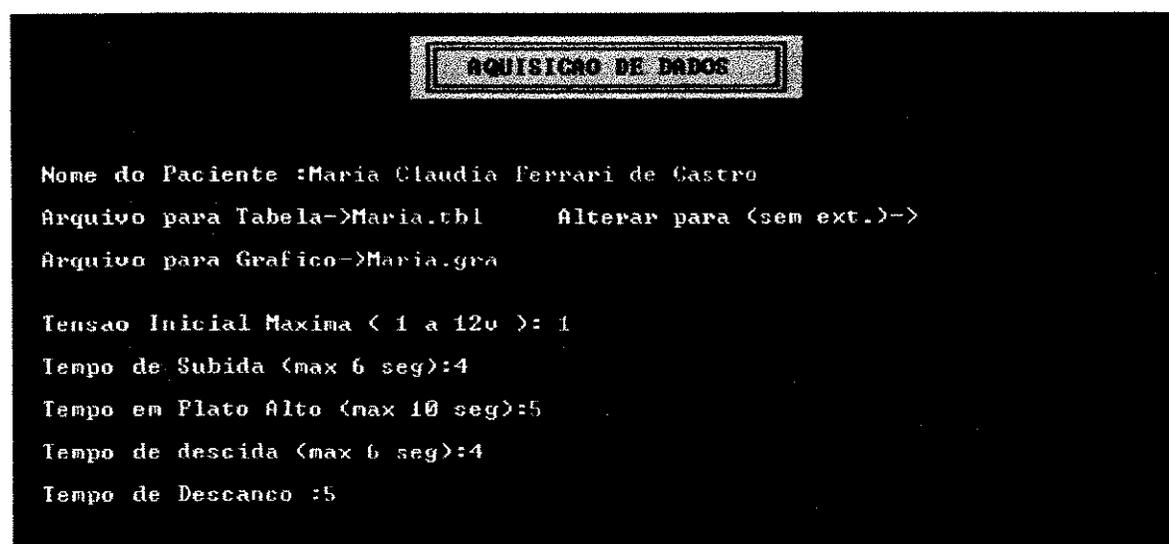


Figura 9 - Tela de configuração para aquisição de dados com geração de sinal (rampa) de comando de estimulação.

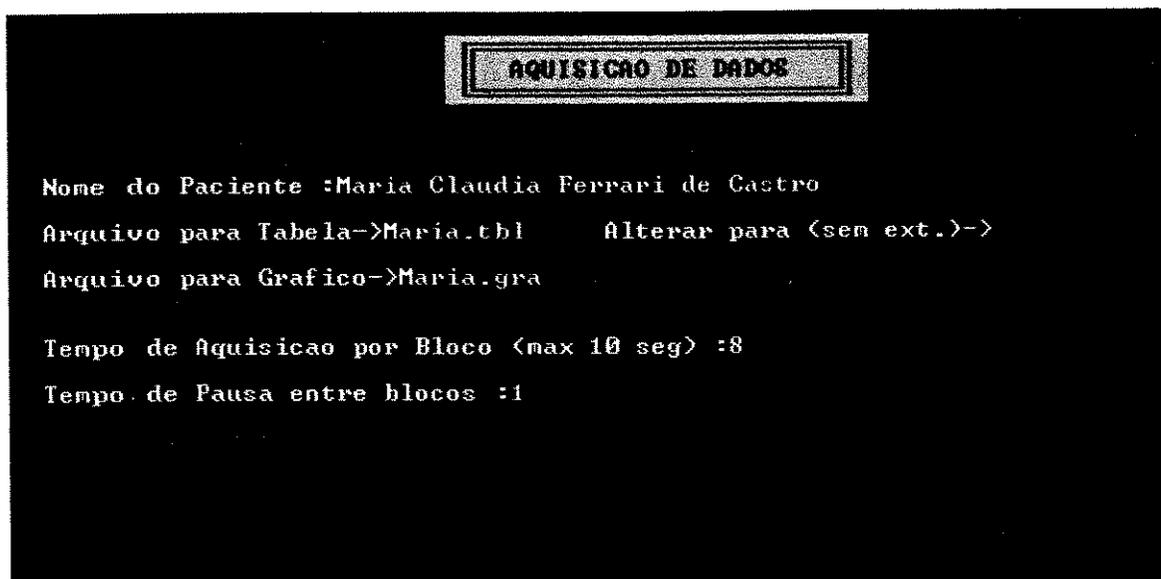


Figura 10 - Tela de configuração para aquisição de dados sem geração do sinal de comando para estimulação.

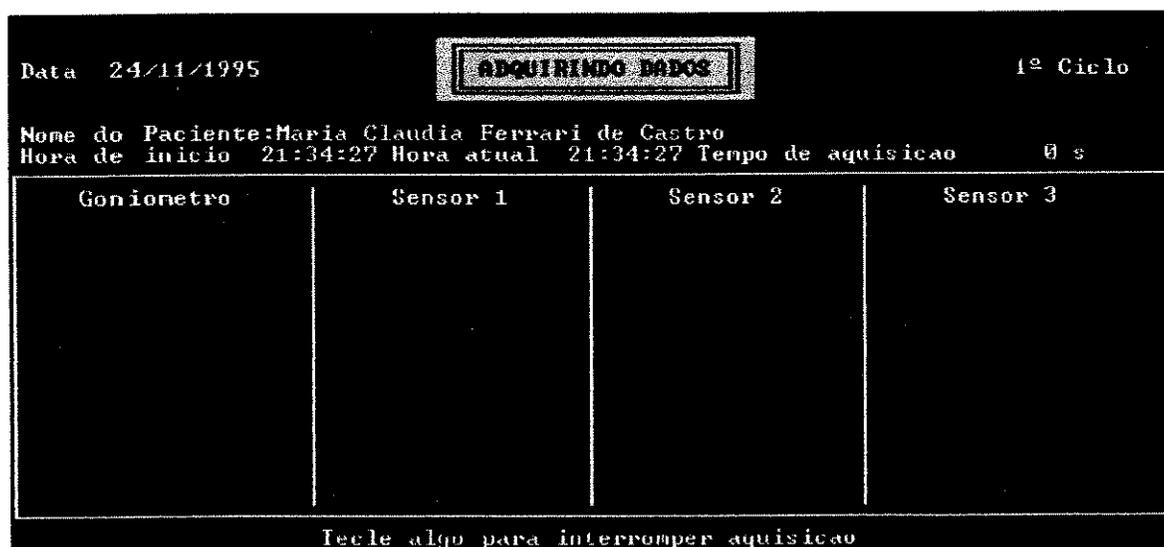


Figura 11 - Tela exibida durante a aquisição dos dados.

Na opção Tabela, a escolha fica entre apresentar a tabela de dados de aquisição para um dado paciente ou imprimir uma tabela do mesmo tipo (função não disponível) (figura 12). Feita a escolha por apresentar a tabela, pergunta-se o nome do arquivo de dados a ser apresentado e então os treze primeiros registros do arquivo aparecem na tela (figura 13).

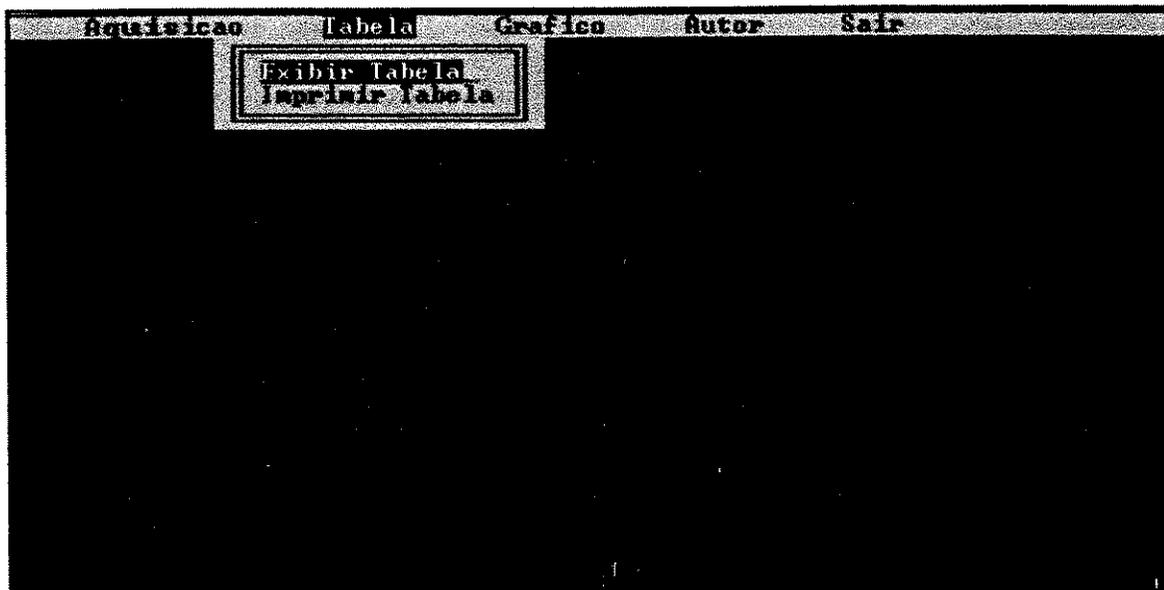


Figura 12 - Sub-menu com opções do menu Tabela.

Pag. nº : 1
 linha nº : 5 a 12

TABELA DE RESULTADOS

Data de Aquisicao 3/7/1995 Hora de Aquisicao 13:47:31
 Duracao do experimento 912 s
 Nome do paciente :Maria Claudia Ferrari de Castro

Goniometro	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
002	0001	0001	0004
002	0001	0001	0003
003	0001	0001	0004
003	0001	0001	0004
002	0001	0002	0004
002	0001	0001	0003
002	0001	0001	0004
002	0001	0001	0004
003	0001	0001	0003
003	0001	0000	0002
003	0001	0001	0004
006	0001	0001	0004

PgUp - pagina ant. PgDn - prox. pagina ↑ - linha anterior ↓ - prox.

Figura 13 - Tela com apresentação dos dados em forma de tabela.

Há duas formas de se movimentar dentro da tabela para visualização dos registros não apresentados na tela. Usando-se as teclas de movimentação de cursor para cima e para baixo, podem-se ler os registros imediatamente superior e imediatamente inferior aos apresentados na tela. Usando-se as teclas PgUp e PgDn, pode-se ler a página de dados imediatamente superior e

imediatamente inferior, sendo que cada página contém treze registros. O uso da tecla ESC permite sair deste módulo.

A opção Gráfico não apresenta sub-opções, entrando diretamente no módulo de apresentação de dados por meio gráfico. Neste módulo, a primeira coisa a ser feita é digitar o nome (opcionalmente o caminho) do arquivo de dados. Geralmente, este nome corresponde ao nome do paciente. Uma vez digitado o nome, o arquivo será aberto e o gráfico apresentado (figura 14).

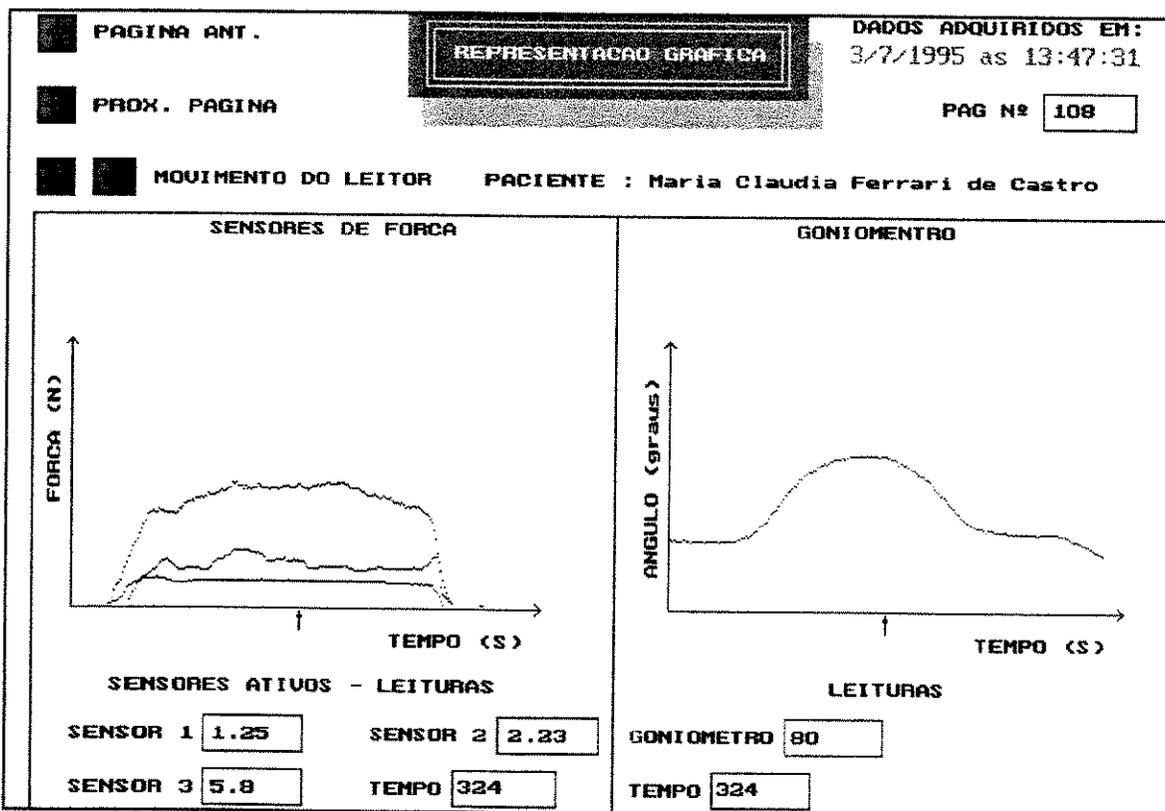


Figura 14 - Tela de apresentação de dados na forma de gráfico.

Os retângulos imediatamente abaixo dos gráficos apresentam as leituras correspondentes a cada um dos sensores no ponto apontado pela pequena seta abaixo do gráfico. Qualquer uma das leituras pode estar ativa ou não num dado instante. Para ativar ou desativar o gráfico e sua leitura, basta

digitar o número do sensor. A cor do número corresponde à cor de representação do sensor no gráfico. A movimentação é feita por meio de páginas e pode ser realizada utilizando-se as teclas de movimentação do cursor para cima e para baixo. Seta para baixo, avança meia página e seta para cima, retrocede meia página. O cursor de leitura de dados também pode ser movimentado utilizando-se as teclas de movimentação horizontal de cursor. Se o cursor chegar a um dos extremos do gráfico, automaticamente a página será passada.

O item Autor apresenta na tela referências relativas ao autor do programa e seu orientador no projeto (figura 15).

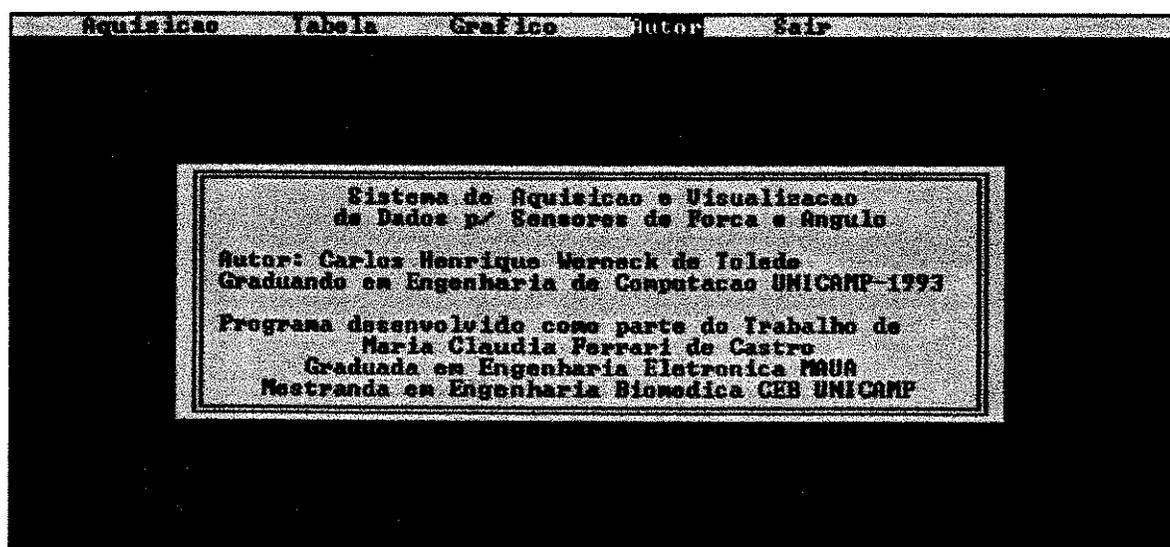


Figura 15 - Tela de apresentação de Autor.

Finalmente, a opção sair verifica se o usuário confirma o desejo de abandonar o programa ou não (figura 16). Em caso afirmativo, o programa é imediatamente abortado.


```

#include <time.h>
#define com 1      /* define valor usado para verificar se aquisicao e feita */
#define sem 0      /* com ou sem estimulacao */
#define up 72
#define down 80
#define right 77
#define left 75
#define PgUp 73
#define PgDn 81      /* determina as teclas de scroll */
const frequencia=200; /* define frequencia aparente */
struct opchoriz { char letchav; /* codigo para identificacao direta do
                                elemento */
                  int opc;      /* usado nos submenus para relacionar cada
                                opcao de cada submenu a um codigo exclusivo */
                  int pos;      /* posicao na linha */
                  char nome[70]; /* nome da opcao */
                  } opch[5]; /* define cinco variaveis ( 0 - 4 ) com a estrutura
                                acima */
struct opcvert { int nelem;      /* determina o numero de elementos que o
                                menu contem */
                 struct opchoriz elvert[8]; /* determina a existencia de um
                                maximo de cinco elementos verticais */
                 int esq,cima,dir,baixo; /* coordenadas da janela de menu a ser
                                aberta */
                 } opcmenu[5];
char ptela[4000];
struct gravjan{char tam[1366];}menus[5]; /* define variavel de tamanho
necessario para gravar menu */

int c,f;

/** Ate proximo marcador esta relacionado com a navegacao no programa ***/

/***** Substituicao de Textback ground *****/
tb(int n)
{textbackground(n);}
/***** Substituicao de textcolor *****/
tc(int n)
{textcolor(n);}
/***** Substituicao de setbkcolor *****/
sbc(int ind)
{setbkcolor(ind);}
/***** substituicao de setcolor *****/
sc(int ind)
{setcolor(ind);}
/***** Leitor *****/
void leitor(int cor,int x, int y)
{ sc(cor);
  moveto(x,y);

```

```

    lineto(x-1,y+3);lineto(x,y);lineto(x+1,y+3);lineto(x,y);lineto(x,y+10);
}
/***** traca eixos *****/
eixos(int x,int y)    /* posicao x,y e a da origem dos eixos */
{
    moveto(x,y);
    lineto(x,y-150);
    lineto(x-3,y-147);lineto(x,y-150);lineto(x+3,y-147);
    moveto(x,y);
    lineto(x+250,y);lineto(x+247,y-3);lineto(x+250,y);lineto(x+247,y+3);
    outtextxy(x+170,y+15,"TEMPO (S)");
}
/***** Inicializa Grafico *****/
ini_grafico()
{ int grdrv,grmd,f;
  detectgraph(&grdrv,&grmd);    /* determina max driver e modo grafico
                                suportado */
  initgraph(&grdrv,&grmd,""); /* inicializa modo grafico */
  grmd=getmaxmode();          /* determina max modo grafico suportado */
  setgraphmode(grmd);         /* seta max modo grafico suportado */
  setttextstyle(0,HORIZ_DIR,1); /* ajusta estilo de texto para fonte padrao 8x8 */
}

/***** Quadro *****/

void quadro(int let,int fun,int esq,int cima,int dir,int baixo) /*cria janela de texto
                                                                com moldura */
{ struct text_info info;
  int f;
  window(esq+1,cima+1,dir+1,baixo+1);/* sombra - so aparece na apresentacao
                                       ois as outras janelas sao gravadas sem sombra */
  textbackground(16);
  clrscr();
  window(esq,cima,dir,baixo); /*cria janela de texto */
  textbackground(fun);
  textcolor(let);
  clrscr();
  dir=dir-esq; /* determina posicao mais a direita da janela */
  esq=2;          /* determina posicao mais a esquerda da janela */
  baixo=baixo-cima+1; /* determina limite inferior da janela */
  cima=1;        /* determina limite superior da janela */
  gotoxy(esq,cima);
  cputs("É");
  gotoxy(dir,cima);
  cputs("»");
  gotoxy(esq,baixo);
  cputs("É");
  gotoxy(dir,baixo);
  cputs("¼");
}

```

```

for (f=esq+1;f<dir;f++) /* desenha linha superior e inferior */
{ gotoxy(f,cima);
  cputs("Í");
  gotoxy(f,baixo);
  cputs("Í");}
for (f=cima+1;f<baixo;f++) /* desenha linhas horizontais laterais */
{ gotoxy(esq,f);
  cputs("o");
  gotoxy(dir,f);
  cputs("o");}
}
/***** Cria Moldura *****/
void moldura(int let,int fun,int esq,int cima,int dir,int baixo) /*cria moldura
                                                                    simples sem abrir janela */
{ struct text_info info;
  int f;
  textbackground(fun);
  textcolor(let);
  gotoxy(esq,cima);
  cputs("Ú");
  gotoxy(dir,cima);
  cputs("¿");
  gotoxy(esq,baixo);
  cputs("À");
  gotoxy(dir,baixo);
  cputs("Û");
  for (f=esq+1;f<dir;f++) /* desenha linha superior e inferior */
  { gotoxy(f,cima);
    cputs("À");
    gotoxy(f,baixo);
    cputs("À");}
  for (f=cima+1;f<baixo;f++) /* desenha linhas verticais */
  {
    gotoxy(21,f);cputs("³");
    gotoxy(40,f);cputs("³");
    gotoxy(59,f);cputs("³");
    gotoxy(esq,f);
    cputs("³");
    gotoxy(dir,f);
    cputs("³");}
  window(1,1,80,25); /* retorna a janela para a tela toda */
}
/***** define seta *****/
seta(int cor ,int fundo,int dir,int esq,int cima)
{ setfillstyle(SOLID_FILL,fundo);
  bar(esq,cima,esq+20,cima+20);
  setcolor(cor);
  rectangle(esq,cima,esq+20,cima+20);esq+=5;cima+=5;
  if (dir==1){ moveto(esq+5,cima); /* seta para cima */

```

```

lineto(esq+10,cima+5);lineto(esq+7,cima+5);
lineto(esq+7,cima+10);lineto(esq+3,cima+10);
lineto(esq+3,cima+5);lineto(esq,cima+5);lineto(esq+5,cima);}

if (dir==2){ moveto(esq+5,cima); /* seta para direita */
lineto(esq+10,cima+5);lineto(esq+5,cima+10);
lineto(esq+5,cima+7);lineto(esq,cima+7);
lineto(esq,cima+3);lineto(esq+5,cima+3);lineto(esq+5,cima);}

if (dir==3){ moveto(esq+3,cima); /* seta para baixo */
lineto(esq+7,cima);lineto(esq+7,cima+5);
lineto(esq+10,cima+5);lineto(esq+5,cima+10);
lineto(esq,cima+5);lineto(esq+3,cima+5);lineto(esq+3,cima);}

if (dir==4){moveto(esq+5,cima); /* seta para esquerda */
lineto(esq+5,cima+3);lineto(esq+10,cima+3);
lineto(esq+10,cima+7);lineto(esq+5,cima+7);
lineto(esq+5,cima+10);lineto(esq,cima+5);lineto(esq+5,cima);}
}
/***** Destaca Seta *****/
void dest_seta(int dir)
{ switch (dir) {
case 1 :seta(12,4,1,10,20);delay(100);seta(4,12,1,10,20); break;
/* seta cima enquadrada */
case 2 :seta(12,4,2,40,100);delay(100);seta(4,12,2,40,100); break;
/* seta baixo enquadrada */
case 3 :seta(12,4,3,10,60);delay(100);seta(4,12,3,10,60);break;
/* seta esquerda enqadrada */
case 4 :seta(12,4,4,10,100);delay(100);seta(4,12,4,10,100);break;
/* seta direita enquadrada */
}
}
/***** Tela de apresentacao dos graficos *****/
tela_grafico()
{ sbc(15); /* chama funcao para mudar cor de fundo */
setfillstyle(1,8); /* gera sombra */
bar(216,32,432,80);
setfillstyle(1,7); /* chama funcao para mudar cor de preenchimento de
barra */
bar(208,16,424,64);
setlinestyle(0,15,2); /* determina a cor das linhas */
rectangle(218,22,414,58); /* gera linhas interna */
rectangle(222,26,410,54);
sc(15);
outtextxy(234,36,"REPRESENTACAO GRAFICA");
sc(1);
rectangle(8,130,630,470); /* faz moldura */
line(320,130,320,470); /* traca linha divisoria */
seta(4,12,1,10,20); /* seta cima enquadrada */

```

```

seta(4,12,3,10,60);          /* seta baixo enquadrada */
seta(4,12,4,10,100);        /* seta esquerda enquadrada */
seta(4,12,2,40,100);       /* seta direita enquadrada */
sc(1);

outtextxy(40,26,"PAGINA ANT.");
outtextxy(40,67,"PROX. PAGINA");
outtextxy(500,66,"PAG N§ ");
rectangle(555,60,605,80);
outtextxy(70,107,"MOVIMENTO DO LEITOR");
outtextxy(450,20,"DADOS ADQUIRIDOS EM:");
outtextxy(100,135,"SENSORES DE FORÇA");
outtextxy(420,135,"GONIOMETRO");
outtextxy(30,447,"SENSOR ");sc(2);outtextxy(86,447,"3");sc(1);
rectangle(98,440,152,460);      /* retangulo para valores de leitura */
outtextxy(190,417,"SENSOR ");sc(5);outtextxy(246,417,"2");sc(1);
rectangle(258,410,312,430);
outtextxy(30,417,"SENSOR ");sc(4);outtextxy(86,417,"1");sc(1);
rectangle(98,410,152,430);
outtextxy(190,447,"TEMPO ");
rectangle(235,440,289,460);
sc(6);outtextxy(330,417,"G");sc(1);outtextxy(338,417,"ONIOMETRO ");
rectangle(415,410,469,430);
outtextxy(330,447,"TEMPO ");
rectangle(375,440,429,460);
outtextxy(50,390,"SENSORES ATIVOS - LEITURAS");
outtextxy(440,390,"LEITURAS");

}

/***** Tela de apresentacao de Tabela *****/
tela_tabela(int ind)
{window(1,1,80,25);
textbackground(9);
clrscr();
moldura(15,9,1,9,80,24);
if(ind==0) {quadro(15,7,27,2,53,4);
textcolor(16);
gotoxy(4,2);cprintf("TABELA DE RESULTADOS");
}
else {quadro(15,7,26,2,54,4);
textcolor(16);
gotoxy(4,2);cprintf("IMPRESSAO DE RESULTADOS");
}
window(1,1,80,25);
textcolor(15);
textbackground(9);
gotoxy(2,3);cprintf("Pag. n§ :");
gotoxy(2,4);cprintf("linha n§ :");
}

```

```

gotoxy(2,6);cprintf("Data de Aquisicao          Hora de Aquisicao
");
gotoxy(2,7);cprintf("Duracao do experimento      s      Tensao de trabalho
v");
gotoxy(2,8);cprintf("Nome do paciente :");
gotoxy(2,10);cprintf("  Goniometro   3   Sensor 1   3   Sensor 2   3
Sensor 3   ");
}
/***** Tela de dados sendo adquiridos *****/
tela_adquirindo()
{window(1,1,80,25);
textbackground(9);
clrscr();
moldura(15,9,1,8,80,24);
quadro(16,7,30,2,51,4);
textcolor(16);
gotoxy(4,2);cprintf("ADQUIRINDO DADOS");
window(1,1,80,25); /* recupera janela */
tb(9);
tc(15);
gotoxy(2,3);cprintf("Data ");
gotoxy(65,3);cprintf("  § Ciclo");
gotoxy(2,7);cprintf("Hora de inicio      Hora atual      Tempo de aquisicao
s");
gotoxy(2,6);cprintf("Nome do Paciente: ");
gotoxy(2,9);cprintf("  Goniometro   3   Sensor 1   3   Sensor 2   3
Sensor 3   ");
tc(14);
gotoxy(21,25);cprintf(" Tecle algo para interromper aquisicao ");
}
/***** Tela de Perguntas *****/
tela_perg(int ind)
{
textbackground(9);
clrscr();
quadro(16,7,28,2,54,4); /* quadro para posicionamento de titulo */
gotoxy(3,2);
textcolor(16);
cprintf(" AQUISICAO DE DADOS "); /* titulo */
window(1,1,80,25); /* retorna a tela para tamanho normal */
textbackground(9);
textcolor(15);
gotoxy(3,8);cprintf("Nome do Paciente :");printf("
");
gotoxy(3,10);cprintf("Arquivo para Tabela->");printf("      ");
cprintf(" Alterar para (sem ext.)->");printf("      ");
gotoxy(3,12);cprintf("Arquivo para Grafico->");printf("      ");

if (ind==1)

```

```

{ gotoxy(3,15);cprintf("Tensao Inicial Maxima ( 1 a 12v :");printf("  ");
  gotoxy(3,17);cprintf("Tempo de Subida (max 6 seg:");printf("  ");
  gotoxy(3,19);cprintf("Tempo em Plato Alto (max 10 seg:");printf("  ");
  gotoxy(3,21);cprintf("Tempo de descida (max 6 seg:");printf("  ");
  gotoxy(3,23);cprintf("Tempo de Descanco :");printf("  ");
}
else
{gotoxy(3,15);cprintf("Tempo de Aquisicao por Bloco (max 10 seg :");printf("
");
  gotoxy(3,17);cprintf("Tempo de Pausa entre blocos :");printf("  ");
}
}
/***** Janela para aquisicao de dados - JAN *****/
jan (int qual)
{ switch (qual){          /* cria janelas em tela de aquiscao de dados */
  case 1:window(21,8,70,8);break;
  case 2:window(24,10,36,10);break;
  case 3:window(63,10,72,10);break;
  case 4:window(25,12,37,12);break;

  case 6:window(38,15,41,15);break;
  case 7:window(31,17,34,17);break;
  case 8:window(36,19,39,19);break;
  case 9:window(32,21,35,21);break;
  case 10:window(22,23,25,23);break;
  case 11:window(46,15,49,15);break;
  case 12:window(32,17,35,17);break;
  case 13:window(35,19,38,19);break;
  }
  clrscr();
}

/***** Espera *****/
int espera()
{ int c;
  while((c=kbhit())!=0) /* verifica se existe algo no buffer de teclado */
    getch();          /* retira do buffer de teclado um caracter */
  while((c=getch())==0); /* espera tecla se precionada */
  while(kbhit()!=0) /* esvazia o buffer de teclado */
    getch();
  return c;          /* retorna o caracter precionado */
}

/***** Apresentacao *****/
apresentacao() /* cria quadro de apresentacao */
{
  quadro(15,7,20,8,59,17); /* define janela central */
  textcolor(16); /* define cor de caracter */
}

```

```

gotoxy(9,3);
cprintf("Sistema para Aquisicao"); /* titulo */
gotoxy(6,5);
cprintf("e Visualizacao de Dados para");
gotoxy(7,7);
cprintf("Sensores de Forca e Angulo");
espera();
window(1,1,80,25); /* recupera a janela para o tamanho normal */
}

/***** Tela *****/

void tela() /* cria tela principal */
{
textbackground(9);
clrscr();
textbackground(7);
textcolor(16);
cprintf(" Aquisicao Tabela Grafico Autor Sair ");
/* linha de apresentacao */
gettext(1,1,80,25,ptela); /* gravatela inicial */
ptela[11]=116;ptela[39]=116;ptela[61]=116;ptela[87]=116;ptela[105]=116;
/* muda a cor do primeiro caracter de cada opcao */
}

/***** Recupera *****/

recupera() /* copia tela gravada de volta para o monitor */
{
puttext(1,1,80,25,&ptela);
}

/***** Recupera munus *****/
recmenu(int ind,int esq,int cima,int dir,int baixo)
{puttext(esq,cima,dir,baixo,menus[ind].tam);
}

/***** Def_menu_hor *****/
void def_menu_hor(void) /*define conteudo do menu horizontal de acordo
com estrutura de menu */
{
opch[0].letchav=65;
opch[0].pos=6;
strcpy(opch[0].nome,"Aquisicao");
opch[1].letchav=84;
opch[1].pos=20;
strcpy(opch[1].nome,"Tabela");
opch[2].letchav=71;
opch[2].pos=31;
strcpy(opch[2].nome,"Grafico");
opch[3].letchav=85;
opch[3].pos=43;
}

```

```
strcpy(opch[3].nome,"Autor");
opch[4].letchav=83;
opch[4].pos=53;
strcpy(opch[4].nome,"Sair");
}
/***** Def_menu_vert *****/
def_menu_vert()
{
  opcmenu[0].nelem=2;
  strcpy(opcmenu[0].elvert[0].nome,"c/ Estimulacao");
  opcmenu[0].elvert[0].pos=2;
  opcmenu[0].elvert[0].letchav=67;
  opcmenu[0].elvert[0].opc=1;
  strcpy(opcmenu[0].elvert[1].nome,"s/ Estimulacao");
  opcmenu[0].elvert[1].pos=3;
  opcmenu[0].elvert[1].letchav=83;
  opcmenu[0].elvert[1].opc=2;
  opcmenu[0].esq=2;
  opcmenu[0].cima=2;
  opcmenu[0].dir=21;
  opcmenu[0].baixo=5;
  opcmenu[1].nelem=2;
  strcpy(opcmenu[1].elvert[0].nome,"Exibir Tabela");
  opcmenu[1].elvert[0].pos=2;
  opcmenu[1].elvert[0].letchav=69;
  opcmenu[1].elvert[0].opc=3;
  strcpy(opcmenu[1].elvert[1].nome,"Imprimir Tabela");
  opcmenu[1].elvert[1].pos=3;
  opcmenu[1].elvert[1].letchav=73;
  opcmenu[1].elvert[1].opc=4;
  opcmenu[1].esq=13;
  opcmenu[1].cima=2;
  opcmenu[1].dir=33;
  opcmenu[1].baixo=5;
  opcmenu[2].esq=0;
  opcmenu[2].cima=0;
  opcmenu[2].dir=0;
  opcmenu[2].baixo=0;
  opcmenu[2].nelem=1;
  opcmenu[3].nelem=7;
  strcpy(opcmenu[3].elvert[0].nome,"      Sistema de Aquisicao e
Visualizacao");
  opcmenu[3].elvert[0].pos=2;
  strcpy(opcmenu[3].elvert[1].nome,"      de Dados p/ Sensores de Forca e
Angulo");
  opcmenu[3].elvert[1].pos=3;
  strcpy(opcmenu[3].elvert[2].nome,"Autor: Carlos Henrique Werneck de
Toledo");
  opcmenu[3].elvert[2].pos=5;
```

```

    strcpy(opcmenu[3].elvert[3].nome,"Graduando em Engenharia de
Computacao UNICAMP-1993");
    opcmenu[3].elvert[3].pos=6;
    strcpy(opcmenu[3].elvert[4].nome,"Programa desenvolvido como parte do
Trabalho de");
    opcmenu[3].elvert[4].pos=8;
    strcpy(opcmenu[3].elvert[5].nome,"      Maria Claudia Ferrari de Castro");
    opcmenu[3].elvert[5].pos=9;
    strcpy(opcmenu[3].elvert[6].nome,"      Graduada em Engenharia Eletronica
MAUA");
    opcmenu[3].elvert[6].pos=10;
    strcpy(opcmenu[3].elvert[7].nome," Mestranda em Engenharia Biomedica
CEB UNICAMP");
    opcmenu[3].elvert[7].pos=11;
    opcmenu[3].esq=12;
    opcmenu[3].cima=8;
    opcmenu[3].dir=68;
    opcmenu[3].baixo=19;
    opcmenu[4].nelem=2;
    strcpy(opcmenu[4].elvert[0].nome,"Continuar");
    opcmenu[4].elvert[0].pos=2;
    opcmenu[4].elvert[0].letchav=67;
    opcmenu[4].elvert[0].opc=5;
    strcpy(opcmenu[4].elvert[1].nome,"Abandonar Prog.");
    opcmenu[4].elvert[1].pos=3;
    opcmenu[4].elvert[1].letchav=65;
    opcmenu[4].elvert[1].opc=6;
    opcmenu[4].esq=46;
    opcmenu[4].cima=2;
    opcmenu[4].dir=66;
    opcmenu[4].baixo=5;
}
/***** cria_menus *****/
cria_menu()
{ int f,g;
  def_menu_vert();

  for(g=0;g<5;g++)
  {
    quadro(16,7, opcmenu[g].esq, opcmenu[g].cima, opcmenu[g].dir,
opcmenu[g].baixo);
    textcolor(16);
    for(f=0;f<opcmenu[g].nelem+1;f++)
    { gotoxy(4,opcmenu[g].elvert[f].pos);
      printf("%s",opcmenu[g].elvert[f].nome);
    }
    gettext(opcmenu[g].esq, opcmenu[g].cima, opcmenu[g].dir,
opcmenu[g].baixo,menus[g].tam);

```

```

}
menus[0].tam[47]=116;menus[0].tam[87]=116;
menus[1].tam[49]=116;menus[1].tam[91]=116;
menus[4].tam[49]=116;menus[4].tam[91]=116;
clrscr();
}
/***** destaca_menu *****/
destaca_menu(int *indice, int *linha)
{ window( opcmenu[*indice].esq, opcmenu[*indice].cima, opcmenu[*indice].dir,
opcmenu[*indice].baixo);
  recmenu(*indice,opcmenu[*indice].esq, opcmenu[*indice].cima,
opcmenu[*indice].dir, opcmenu[*indice].baixo);
  if (*indice!=3) /*destaca primeira linha dos menus, menos a de autor */
  { textbackground(16);
    textcolor(15);
    gotoxy(4,opcmenu[*indice].elvert[*linha].pos);
    cprintf("%s",opcmenu[*indice].elvert[*linha].nome);
  }
}
/***** gervert(indice) *****/
int gervert(int *indice,int *mostra,int *alterou)
{
char tecla;
int linha=0;
int opc=-1;
destaca_menu(&(*indice),&linha);

do
{
tecla=espera();
strupr(&tecla); /* transforma para maiuscula */
for (f=0;f<opcmenu[*indice].nelem;f++)
  if (tecla==opcmenu[*indice].elvert[f].letchav) /* verifica se a tecla digitada e
  uma letra chave */
    {opc=opcmenu[*indice].elvert[f].opc; /* determina indice ligado a
    letra chave */
      linha=f;}
if (tecla==75){ (*indice)--;
  window(1,1,80,25); /* retorna a janela normal */
  *alterou=1; /* indica alteracao no menu principal */
  if (*indice>4) *indice=0;
  if (*indice<0) *indice=4;
  return -1;} /* se seta para esquerda decrementa o indice do
  menu horizontal*/
if (tecla==77) {(*indice)++; /* se seta para direita incrementa o indice do
  menu horizontal*/
  window(1,1,80,25);
  *alterou=1;
  if (*indice>4) *indice=0;

```

```

        if (*indice<0) *indice=4;
        return -1;}

if (tecla==72) linha--; /* se seta para cima decrementa o numero da linha no
                        menu vertical*/
if (tecla==80) linha++;
                    /* se seta para baixo incrementa o numero da linha no
                    elemento vertical*/
if (linha>opcmenu[*indice].nelem-1) linha=0;
if (linha<0) linha=opcmenu[*indice].nelem-1;
if ((tecla==13)&&(*indice!=3)) opc=opcmenu[*indice].elvert[linha].opc; ;
    /* se enter => opcao feita retornar codigo da opcao a nao ser que a
    opcao seja "autor"*/
    destaca_menus(&(*indice),&linha);
}while((tecla!=27)&&((opc<0)||((opc>7)))); /* espera opcao ser feita ou esc ser
                                           pressionado */

window(1,1,80,25);
if(tecla==27) {*mostra=0; recupera();destaca(*indice);} /* se esc foi
                                                       pressionado , nao mostrar mais o menu */

return opc;
}
/***** Destaca *****/
destaca(int indice)
{recupera();
textbackground(16);
textcolor(15);
gotoxy(opch[indice].pos,1);
cprintf("%s",opch[indice].nome);
}
/***** Menu *****/
int Menu(int *indiceant) /* retorna a opcao fina do usuario */
{ int indice=*indiceant;
  int alterou=0; /* se gerenciador de menu vertical alterou menu
                horizontal */

  char tecla;
  int mostra=0;
  int opc=-1;
  destaca(indice); /* destaca a opcao atual sem mostra submenu*/

do{
  tecla=espera();
 strupr(&tecla); /* transforma para maiuscula */
  for (f=0;f<5;f++)
    if (tecla==opch[f].letchav) /* verifica se a tecla digitada e uma letra chave */
      {indice=f; /* determina indice ligado a letra chave */
      mostra=1;} /* indica que menu vertical deve ser apresentado */
  if (tecla==75) indice--; /* se seta para esquerda decrementa o indice */
  if (tecla==77) indice++; /* se seta para direita incrementa o indice */
  if (indice>4) indice=0;
}

```

```

    if (indice<0) indice=4;
    if (tecla==13)
        {mostra=1; /* se enter => opcao feita chamar gerenciador de menu
                    vertical */
          if(indice==2)
              return 7;} /*se escolher a opcao grafico que nao tem opcoes */
    if (tecla=='G') return 7; /* caso especial - escolha da opcao grafico por letra */
do{
    alterou=0;
    destaca(indice);
    if((mostra==1)&&(indice!=2))
        opc=gervert(&indice,&mostra,&alterou); /* chama gerenciador de menu
                                                vertical */

    *indiceant=indice;
} while(alterou==1);
}while((opc<0)||((opc>7)));
return opc; }
/***** Limpa tabela *****/
limpa_tabela()
{ clrscr();
  tc(15);
  for(f=1;f<14;f++)
  { gotoxy(20,f);cputs("3");
    gotoxy(39,f);cputs("3");
    gotoxy(58,f);cputs("3");
  }
}

/**** o trecho daqui para cima esta relacionado a navegacao no programa *****/

/***** equacao do sensor 1 *****/
float eqsens1(float x)
{x = 0.124346528105389861 - 1.02789927660322111*x +
6.27834801527696396*pow(x,2) - 7.28558544159615273*pow(x,3) +
3.85180332972695227*pow(x,4) - 0.99549896107456981*pow(x,5) +
0.122964244268994424*pow(x,6) - 0.00562561694840557538*pow(x,7);
if (x>12) x=12;
if (x < 0.125) x=0;
return x;
}

/***** equacao do sensor 2 *****/
float eqsens2(float x)
{x= 0.30777588084467191 - 0.465832735492730132*x
+5.94995762397544592*pow(x,2) -7.76518512447013065 *pow(x,3)
+4.58833546442155615 *pow(x,4) -1.33836055634874374 *pow(x,5)
+0.192228900125203328 *pow(x,6) - 0.0108680398287695681*pow(x,7);
if (x>12) x=12;
if (x<0.308) x=0;
}

```

```

return x;
}
/***** equacao do sensor 3 *****/
float eqsens3(float x)
{x= 0.189085906239509022 +0.758523961557038606 *x
+0.121506813285742157 *pow(x,2) -0.495808024244727752 *pow(x,3)
+0.423445863178218473 *pow(x,4) -0.131621325418376151 *pow(x,5)
+0.0188237005688623484 *pow(x,6) -0.00097769027256862243 *pow(x,7);
if (x>12) x=12;
if (x<0.19) x=0;
return x;
}
/***** equacao do goniometro *****/
float eqgon(float x)
{x=190.700349249186416-(44.1948146598067595*x); /* calcula valor de
angulo de acordo com valor de tensao */
if (x>150) x=150; /* limita valor de angulo para tracar grafico */
return x;
}

/***** Adquire *****/
Adquire(int como)
{
#define LSB(x) *((unsigned char *)&x)
#define MSB(x) *((unsigned char *)&x+1)
#define PAGE(x) *((unsigned char *)&x+2)
float d; /* Valor maximo do sinal de aquisicao - D/A */
unsigned buffer[3000], /* Ponteiros inteiros para buffer de aquisicao */
bytes, /* Numero de bytes de aquisicao */
j,i; /* Variaveis de controle de loop */
unsigned long end; /*Endereco do buffer*/
float dado[5],mdado[5];
FILE *fp; /* variavel para armazenar arquivo logico para tabela */
FILE *fpg; /* variavel para armazenar arquivo logico para grafico */
FILE *fpd; /* arquivo para armazenar dados iniciais de paciente */
int ta; /* bytes deve ser inteiro, mas deve-se pensar na pos. de ta ser float */
int g,n,t;
int Tsub,Tdes,Talto,Tpausa,Tbloco;
float Tensao=0;
char nome[50],nomeaux[30];
char nome1[30]="",nome2[30]="",nome3[30]=""; /* guarda nome de arquivo
com extensao */

float np,passosub,passodes;
struct date data,dataini; /* para armazenar data de aquisicao */
struct time horaini,horafim; /* para armazenar hora de aquisicao */
long int ciclos=0;
long int ttotal;
time_t tempoini,tempofim;

```

```
char *carac;
float ang;
int w=0;

for (f=1;f<5;f++){dado[f]=0;mdado[f]=0;}
tela_perg(como);
textbackground(16);
jan(1);gets(nome);    /* recebe nome de paciente */

n=strcspn(nome," "); /* n recebe o tam da cadeia de carac em 'nome'ate o
                    primeiro espaço */
if (n>8) n=8;        /* limita tamanho do nome ao max de oito caracteres*/
strncpy(nome1,nome,n);
strncpy(nome2,nome,n);
strncpy(nome3,nome,n);
strcat(nome1,".tbl"); /* acrescenta extensoes aos nomes de arquivos a
                    serem gerados */

strcat(nome2,".gra");
strcat(nome3,".dat");
do{
jan(2);cprintf("%s",nome1); /* escreve na tela o nome de arquivo */
jan(4);cprintf("%s",nome2); /* escreve na tela o nome de arquivo */
jan(3);gets(nomeaux);      /* le alteracao de nome */
if ((t=strlen(nomeaux))!=0)
    { n=strcspn(nomeaux," "); /* n recebe o tam da cadeia de carac em
                            'nome'ate o primeiro espaço */

        if (n>8) n=8;
        strnset(nome1,0,30); /* enche a string nome1 de caracteres de fim de
                            linha */
        strnset(nome2,0,30); /* enche a string nome2 de caracteres de fim de
                            linha */
        strnset(nome3,0,30); /* enche a string nome3 de caracteres de fim de
                            linha */
        strncpy(nome1,nomeaux,n); /* copia todos os caracteres de nomeaux ate
                            o primeiro espaço */
        strncpy(nome2,nomeaux,n);
        strncpy(nome3,nomeaux,n);

        strcat(nome1,".tbl"); /* acrescenta extensoes aos nomes de arquivos a
                            serem gerados */

        strcat(nome2,".gra");
        strcat(nome3,".dat");
    }
}while (t!=0);

if ( como==sem ) /* se aquisicao for sem estimulacao */
    {do{jan(11);cscanf("%i",&Tbloco);}while(Tbloco>10 || Tbloco<0);
    jan(12);cscanf("%i",&Tpausa);
    ta=Tbloco; /* necessario no calculo do tamanho do buffer a ser criado*/
```

```

    }
    else /* se aquisicao for com estimulacao */
    {do {jan(6);cscanf("%f",&Tensao);}while(Tensao>12 || Tensao<0);
      do {jan(7);cscanf("%i",&Tsub);}while(Tsub>6 || Tsub<0);
      do {jan(8);cscanf("%i",&Talto);}while(Talto>10 || Talto<0);
      do {jan(9);cscanf("%i",&Tdes);}while(Tdes>6 || Tdes<0);
      jan(10);cscanf("%i",&Tpausa);
      ta=Tsub+Talto+Tdes; /* necessario no calculo do tamnho do buffer a
                          ser criado */
    }
    window(1,1,80,25);
    tb(9);
    gotoxy(27,24);cprintf("Aguarde, processando ...");
    fp=fopen(nome1,"w"); /* abre arquivo para escrita (tabela)*/
    fpg=fopen(nome2,"w"); /* abre arquivo para escrita ( grafico ) */
    fpd=fopen(nome3,"w"); /* abre arquivo para escrita ( dados iniciais ) */
    if (ferror(fp)) {quadro(16,7,12,11,14,78);cprintf("Erro! Nao posso abrir arquivo
tabela para escrita !");
        sleep(2);exit(1);}
    if (ferror(fpg)) {quadro(16,7,12,11,14,78);cprintf("Erro! Nao posso abrir
arquivo grafico para escrita !");
        sleep(2);exit(1);}

tela_adquirindo(); /* monta a tela de aquisicao */

gettime(&horaini); /* pega hora em horas, minutos e segundos */
time(&tempoini); /*pega tempo corrido em segundos */
getdate(&dataini); /* pega data em dia mes e ano */
gotoxy(7,3);cprintf(" %i/%i/%i",data.da_day,data.da_mon,data.da_year);
/* escreve data na tela */

gotoxy(17,7);cprintf(" %i:%i:%i",horaini.ti_hour,horaini.ti_min,horaini.ti_sec);
/* escreve hora na tela */
gotoxy(19,6);cprintf("%s",nome);
while(!kbhit()) /* adquire dados ate que tecla seja precionada */
{ window(1,1,80,25); /* janela para alteracao de dados */
  tc(14);
  getdate(&data); /* pega data em dia mes e ano */
  gotoxy(7,3);cprintf(" %i/%i/%i",data.da_day,data.da_mon,data.da_year);
  /* escreve data na tela */

  gettime(&horafim);
  gotoxy(38,7);cprintf("
%i:%i:%i",horafim.ti_hour,horafim.ti_min,horafim.ti_sec); /* escreve hora na
tela */

  ciclos++;
  gotoxy(65,3);cprintf("%6lu",ciclos);
  time(&tempofim); /* pega tempo corrido */

```

```

ttotal=difftime(tempofim,tempoini); /* calcula diferenca em segundos entre
tempoini e tempofim */
gotoxy(67,7);cprintf("%6li",ttotal);

/*****aquisicao *****/

/*----Iniciando----*/

/* Calculo do endereco do buffer */
end=FP_OFF(buffer)+((long)FP_SEG(buffer)<<4);
bytes=frequencia*ta*2-1;
if (como==sem) {sound(500);delay(200);nosound();} /* beep indicando
inicio de aquisicao */

outportb(726,0x00);
outportb(723,0xb4); /* Contador 2 no modo 2 */
outportb(11,0x45); /* Modo DMA */
outportb(12,0x0); /* Sincroniza escrita */
outportb(0x2,LSB(end)); /* LSB do Address Register */
outportb(0x2,MSB(end)); /* MSB do Address Register */
outportb(0x03,LSB(bytes)); /* LSB do Counter Register */
outportb(0x03,MSB(bytes)); /* MSB do Counter Register */
outportb(0x83,PAGE(end) & 0x0f); /* DMA page register */
outportb(10,0x01); /* Request register */
outportb(727,0x40); /* Seletor de canais */
outportb(726,0x1); /* Habilita DMA */
outportb(722,0x10); /* Byte menos sign. do Contador 2 */
outportb(722,0x27); /* Byte mais sign. do Contador 2 */

/*----Sinal de controle para estimulação----*/

if (como==com) /* se com estimulacao fazer a estimulacao */
{
np=Tensao*127/12; /* numero de passos para rampa */
passosub=(Tsub*12)/(127*Tensao); /* tempo entrecada incremento de
tensao a cada passo de subida */
passodes=(Tdes*12)/(127*Tensao); /* mesmo para descida */
for (j=1;j<=np;j++)
{ outport(724,j+128); /* faz rampa de subida */
delay(1000*passosub); }

outport(724,128+np); /*plato alto */
delay(1000*Talto);

for (j=1;j>=1;j--) /* faz rampa de descida */
{outport(724,127+j);
delay(1000*passodes);}
outport(724,128); /* plato baixo */

```

```

    }/* fim if com estimulacao */

while((inportb(8) & 0x02)==0);          /* espera final de transferencia */
if (como==sem){sound(200);delay(200);nosound();} /* beep indicando fim
                                                    de aquisicao */
outport(726,0x0);                       /* desabilita DMA */

delay(1000*Tpausa);                      /* tempo de descanso */

/**** calculo e visualizacao dos dados *****/

mdado[1]=0;mdado[2]=0;mdado[3]=0;mdado[4]=0;
for (i=1;i<(bytes+1)/2;i+=5) /* bytes +2 e porque bytes tem o valor de um
                              a menos queo tamanho do buffer */
{ dado[1] =((buffer[i]) & 0x3ff); /* transf. dados do buffer em dados validos */
  dado[2] =((buffer[i+1]) & 0x3ff);
  dado[3] =((buffer[i+2]) & 0x3ff);
  dado[4] =((buffer[i+3]) & 0x3ff);
  for (g=1;g<5;g++)
  { if (dado[g]<512) dado[g]=0;
    else dado[g]=dado[g]-512;
    dado[g]=(5 * dado[g]/512); /* transforma em valor de tensao
                              analogica */

    if (mdado[g]<dado[g])
      mdado[g]=dado[g]; /* verifica maximo de cada uma dos 4
                          canais de entrada */
  }
  fprintf(fpg,"%1.2f %1.2f %1.2f %1.2f\n",dado[1],dado[2],dado[3],dado[4]);
  /* grava em arquivo para geracao de grafico */
}

fprintf(fp," %1.2f %1.2f %1.2f
%1.2f\n",mdado[1],mdado[2],mdado[3],mdado[4]);
window(3,10,77,23);
tc(15);

w++;if (w>14) w=14;
gotoxy(1,w);cprintf(" %1.2f %1.2f %1.2f %1.2f\n",mdado[1],mdado[2],mdado[3],mdado[4]);
} /*while */
while((carac=strchr(nome,32))!=NULL) *carac=95; /*substitui espacos do
                                                    nome por _ */

fprintf(fpd,"%s %2.1f %6li %i %i %i %i
%i",nome,Tensao,ttotal,dataini.da_day,dataini.da_mon,dataini.da_year,horaini.
ti_hour,horaini.ti_min,horaini.ti_sec); /* grava dados iniciais de paciente */
free(buffer); /* libera memoria ocupada pelo buffer */

```

```

    fcloseall();                /* fecha todos os arquivos */
}

/***** Imprime *****/
imprime()
{
    FILE *fp ;    /* variavel para armazenar arquivo logico para tabela */
    FILE *fpd;    /* arquivo para armazenar dados iniciais de paciente */
    char nome1[30]="", nome2[30], nome3[30]="", nome[50];
    int dia,mes,ano,hora,min,seg;
    float Tensao;
    long int ttotal;
    char tecla;
    int paginaprn=0,prnlinha=1,fim=0;
    float dado1,dado2,dado3,dado4,ang;
    char *carac;

    tela_tabela(1);
    do{
        strnset(nome2,0,30);    /* esvazia variavel nome1 */
        gotoxy(43,25);tb(16);cprintf("          ");tb(9);
        gotoxy(2,25);cprintf("Arquivo para impressao ( sem extensao ): ");
        tb(16);cscanf("%s",nome1);tb(9);
        strcpy(nome2,nome1);
        strcat(nome2,".tbl");
    } while((fp=fopen(nome2,"r"))==NULL); /* abre arquivo para escrita (tabela)*/
    strcpy(nome3,nome1); /*copia para nome3 nome1 sem extensao */
    strcat(nome3,".dat");
    fpd=fopen(nome3,"r"); /* abre arquivo para leitura ( dados iniciais ) */
    fscanf(fpd,"%s %f %6li %i %i %i %i %i %i",nome,&Tensao,&ttotal,&dia,&mes,&ano,&hora,&min,&seg);
    /* le dados iniciais de paciente */
    fclose(fpd); /* fecha arquivo de dados iniciais */
    while((carac=strchr(nome,95))!=NULL) *carac=32; /* transforma todos os _
    existentes no nome para espacos */
    tc(14);
    gotoxy(20,8);cprintf("%s",nome);
    gotoxy(21,6);cprintf("%i/%i/%i",dia,mes,ano);
    gotoxy(60,6);cprintf("%i:%i:%i",hora,min,seg);
    gotoxy(25,7);cprintf("%6li",ttotal);
    if (Tensao!=0){gotoxy(61,7);cprintf("%2.1f",Tensao);}
    else {gotoxy(42,7);cprintf("          ");}
    tc(15);
    window(2,10,79,23);    /*limita a tela ao interior da tabela */
    f=0;
    while (fim==NULL)    /* aqui comeca a impressao dos dados */
    {
        printf(stdprn,"          IMPRESSAO DE RESULTADOS\n\n");
        /* Imprime cabecario na impressora */

```

```

printf(stdprn," Pag. n§ : %i\n",paginaprn);
printf(stdprn," Data de Aquisicao %i/%i/%i      Hora de Aquisicao
%i:%i:%i\n",dia,mes,ano,hora,min,seg);
printf(stdprn," Duracao do experimento %6i s      ",total);
if (Tensao!=0) printf(stdprn," Tensao de trabalho %2.1fv\n",Tensao);
printf(stdprn," Nome do Paciente :%s\n\n",nome);
printf(stdprn,"
AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA
AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA");
paginaprn++;
while((fim==NULL) & (prnlinha<48))
{window(1,1,80,25);tc(14);
gotoxy(12,4);cprintf("%i",prnlinha++);
gotoxy(13,3);cprintf("%i",paginaprn);tc(15);
window(2,11,79,23); /*limita a tela ao interior da tabela */
fscanf(fp,"%f %f %f %f",&dado1,&dado2,&dado3,&dado4);

ang=eqgon(dado1);dado2=(int)eqsens1(dado2);dado3=(int)eqsens2(dado3);da
do4=(int)eqsens3(dado4);

    fim=feof(fp);
    tc(15);
    f++;if (f>13) f=13;
    gotoxy(1,f);cprintf("    %3.2f    ³    %1.2f    ³    %1.2f    ³    %1.2f
\n",ang,dado2,dado3,dado4);
    printf(stdprn,"    %3.2f    ³    %1.2f    ³    %1.2f    ³    %1.2f
\n",ang,dado2,dado3,dado4);
    /* manda saida para impressora */
}
printf(stdprn,"\n\n\n\n"); /*salta quatro linhas na impressora */
}
}

/***** Tabela *****/
tabela()
{
FILE *fp ; /* variavel para armazenar arquivo logico para tabela */
FILE *fpd; /* arquivo para armazenar dados iniciais de paciente */
char nome1[30]="",nome3[30]="",nome2[30],nome[50];
int dia,mes,ano,hora,min,seg;
float Tensao;
long int ttotal;
char tecla,tt;
int pagina=1,linha=1,fim=0,cont=0;
float dado1,dado2,dado3,dado4,ang;
unsigned int ptregis[1000]; /* guarda apontadores para cada registro */
fpos_t *pos;

```

```

char *carac;
for (f=1;f<1000;f++) ptrejis[f]=0; /* zera vetor */
tela_tabela(0);
do{
strnset(nome2,0,30); /* esvazia variavel nome2 */
gotoxy(40,25);tb(16);cprintf(" ");tb(9);
gotoxy(2,25);cprintf("Arquivo para tabela ( sem extensao ) :
");tb(16);cscanf("%s",nome1);tb(9);
strcpy(nome2,nome1);
strcat(nome2,".tbl");
} while((fp=fopen(nome2,"r"))==NULL); /* abre arquivo para escrita (tabela)*/
strcpy(nome3,nome1); /*copia para nome3 nome1 sem extensao */
strcat(nome3,".dat");
fpd=fopen(nome3,"r"); /* abre arquivo para escrita ( dados iniciais ) */
tc(14);gotoxy(2,25);clreol();cprintf(" PgUp - pagina ant. PgDn - prox. pagina
%c - linha anterior %c - prox. linha",24,25);
fscanf(fpd,"%s %f %li %i %i %i %i %i
%i",nome,&Tensao,&ttotal,&dia,&mes,&ano,&hora,&min,&seg);
/* le dados iniciais de paciente */
fclose(fpd); /* fecha arquivo de dados iniciais */
while((carac=strchr(nome,95))!=NULL) *carac=32;
gotoxy(20,8);cprintf("%s",nome);
gotoxy(21,6);cprintf("%i/%i/%i",dia,mes,ano);
gotoxy(60,6);cprintf("%i:%i:%i",hora,min,seg);
gotoxy(25,7);cprintf("%6li",ttotal);
if (Tensao!=0) {gotoxy(61,7);cprintf("%2.1f",Tensao);}
else {gotoxy(42,7);cprintf(" ");}

f=1;ptrejis[1]=1;
while (feof(fp)==NULL) /* percorre todo o arquivo de tabela para determinar
posicoes dos registros */
{ fscanf(fp,"%f %f %f %f",&dado1,&dado2,&dado3,&dado4); /*le dados do
arquivo */
fgetpos(fp,&pos); /*determina proxima posicao para leitura */
ptrejis[++f]=pos; /* guarda posicao em vetor */
}
fseek(fp,1,SEEK_SET); /* retorna apontador para inicio do arquivo */

do /* aqui comeca a impressao dos dados */
{

window(2,11,79,23); /*limita a tela ao interior da tabela */
limpa_tabela();
fseek(fp,ptrejis[(pagina-1)*13+linha],SEEK_SET); /* posiciona apontador
de arquivo para leitura da pagina atual */
cont=0; /* para determinar exatamente o numero de linhas que foram lidas */
for (f=1;(f<14) && !(fim=feof(fp));f++)
{ fscanf(fp,"%f %f %f %f",&dado1,&dado2,&dado3,&dado4);

```

```

tt=getc(fp); /* para retirar \n do fim de cada registro -> eof no fim do
              arquivo */
tt=getc(fp);

ang=eqgon(dado1);dado2=(int)eqsens1(dado2);dado3=(int)eqsens2(dado3);da
do4=(int)eqsens3(dado4);

fim=feof(fp);
if (fim == NULL )
{
cont++;
tc(15);
gotoxy(1,f);cprintf("   %#03i      3   %#04i      3   %#04i      3
%#04i\n", (int)ang, (int)dado2, (int)dado3, (int)dado4);
}
tc(14);
window(1,1,80,25);
gotoxy(12,4);cprintf("%-5i a %-5i", (pagina-1)*13+linha, (pagina-
1)*13+linha+cont-1);
gotoxy(13,3);cprintf("%-5i", pagina);
tc(15);
tecla=espera();
if ((tecla == up ) & ( ((linha>1) & (pagina>0)) || ((linha>0) & (pagina>1)) ) ) /*
se nao estiver no inicio do arquivo */
{ linha--;
if(linha<1) /* se ultrapassou limite superior de pagina */
{ pagina--; linha =13;}
}
if ((tecla==down) & (fim==NULL)) /* se nao estiver no fim do arquivo ,ler
proxima linha */
{ linha++;
if((linha>13) & (fim==NULL)) /* se ultrapassou pagina e nao chegou o
fim de arquivo */
{linha=1;pagina++;}
}
if (tecla==PgUp)
if (pagina==1) linha=1; /* se primeira pagina , posicionar no comeco */
else pagina--; /* se nao , decrementar pagina */
if ((tecla==PgDn) & (fim==NULL))
pagina++ ;
} while(tecla!=27);
}
/***** Geracao de grafico *****/
grafico()
{FILE *fpg ; /* variavel para armazenar arquivo logico para tabela */
FILE *fpd; /* arquivo para armazenar dados iniciais de paciente */
char nome1[30]="", nome3[30]="", nome2[30], nome[50];
int dia,mes,ano,hora,min,seg;

```

```

float Tensao;
long int ttotat;
int tecla;
char *carac;
int pagina=1,ponto=120,pontoant=120,fim=0,cont=0;
float dado1,dado2,dado3,dado4;
fpos_t pos;
int sen1=1,sen2=1,sen3=1,gon=1;
float ang;
int f,posy;
unsigned long seek[1000];      /* guarda posicao de inicio de cada pagina -
                               max 1000 pag => 2,5 Mbytes*/
unsigned long registro[250];  /* guarda posicao de cada registro dentro de
                               uma pagina */
char *leitura;
int limforca=12;              /* determina o limite de forca de entrada nos
                               sensores para dimensionar grafico */
int ultimoponto;

for (f=1;f<1001;f++) seek[f]=0;
for (f=1;f<251;f++) registro[f]=0;
ini_grafico();
tela_grafico();
eixos(30,350);
eixos(350,350);
settextstyle(0,1,1);
outtextxy(25,220,"FORCA (N)");
outtextxy(345,220,"ANGULO (graus)");
settextstyle(0,0,1);
sc(1);
rectangle(463,95,553,112);
outtextxy(320,100,"Nome do arquivo :");
do{
setfillstyle(SOLID_FILL,14);
bar(464,96,552,111);
strnset(nome2,0,30);          /* esvazia variavel nome2 */
gotoxy(59,7);tb(16);cprintf("      ");tb(9);
gotoxy(59,7);scanf("%s",nome1);
strcpy(nome2,nome1);
strcat(nome2,".gra");
} while((fpg=fopen(nome2,"r"))==NULL); /* abre arquivo para leitura (grafico)*/
strcpy(nome3,nome1);          /* copia para nome3 nome1 sem extensao */
strcat(nome3,".dat");
fpd=fopen(nome3,"r");         /* abre arquivo para escrita ( dados iniciais ) */
fscanf(fpd,"%s %f %li %i %i %i %i %i
%i",nome,&Tensao,&ttotat,&dia,&mes,&ano,&hora,&min,&seg);
                               /* le dados iniciais de paciente */
fclose(fpd);                  /* fecha arquivo de dados iniciais */
while((carac=strchr(nome,95))!=NULL) *carac=32;

```

```

setlinestyle(0,14,1);
setfillstyle(SOLID_FILL,15);
bar(320,94,553,112);
sc(1);
outtextxy(250,107,"PACIENTE :");
sc(1);
outtextxy(338,107,nome);
sc(1);
gotoxy(57,3);printf("%i/%i/%i as %i:%i:%i",dia,mes,ano,hora,min,seg);

/***** Determinacao da forza limite para tracar grafico *****/
limforca=12;

/***** Tracando grafico *****/
do{
    setfillstyle(EMPTY_FILL,15); /* determina que cor para barras sejam iguais as
                                do fundo de tela*/

    sc(1);
    bar(30,209,271,350);        /* apaga grafico 1 */
    eixos(30,350);              /* retraca eixo */
    bar(350,209,591,350);      /* apaga grafico 2 */
    eixos(350,350);            /* retraca eixo */
    if (sen3==1){ sc(2);rectangle(98,440,152,460);} /* sensor3 retangulo
                                                    para valores de leitura */

        else { sc(1); rectangle(98,440,152,460);}
    if (sen2==1){sc(5);rectangle(258,410,312,430);} /* sensor 2 */
        else {sc(1);rectangle(258,410,312,430);}
    if (sen1==1){ sc(12);rectangle(98,410,152,430);} /* sensor 1 */
        else {sc(1);rectangle(98,410,152,430);}
    if (gon==1){sc(6);rectangle(415,410,469,430);} /* goniometro */
        else { sc(1);rectangle(415,410,469,430);}
    leitura = fcvt(pagina,0,2,0); /* leitura do goniometro */
    sc(1);
    bar(556,61,604,79);
    outtextxy(560,66,leitura);
    fseek(fpg,seek[pagina],SEEK_SET); /* posiciona apontador de arquivo para
                                        leitura da pagina atual */

    fim=0;
    for (f=1;(f<240) && (fim==0);f++) /* de um ate o tamanho da pagina */
        { fscanf(fpg,"%f %f %f %f",&dado1,&dado2,&dado3,&dado4); /* le dados de
            registro */

ang=eqgon(dado1);dado2=eqsens1(dado2);dado3=eqsens2(dado3);dado4=eq
sens3(dado4);
    /* converte tensao de entrada em valores validos de acordo com a
    equacao de cada sensor */

```

```

fgetpos(fpg,&pos);          /* determina a posicao da proxima leitura no
                           arquivo , guardando em pos */
registro[f]=pos;          /* determina a posicao do reg. do arquivo corsp. a
                           cada ponto da pagina */
if (f==120) seek[pagina+1]=pos; /* determina pos de inicio da proxima
                           pagina */

fim=fopen(fpg);
if (fim == NULL )
{
  if (sen1==1)
    { posy=(int)(350-((dado2*140)/limforca)); /* calcula posicao vertical de
                                             ponto para sensor de forca 1 */
      putpixel(f+30,posy,12);
    }
  if (sen2==1)
    { posy=(int)(350-((dado3*140)/limforca)); /* calcula posicao vertical de
                                             ponto para sensor de forca 1 */
      putpixel(f+30,posy,5);
    }
  if (sen3==1)
    { posy=(int)(350-((dado4*140)/limforca)); /* calcula posicao vertical de
                                             ponto para sensor de forca 1 */
      putpixel(f+30,posy,2);
    }
  if (gon==1)
    {
      posy=(int)(350-((140*(ang+30))/180)); /* ang+30 porque valor minimo
                                             para angulo e -30. Para evitar valor negativo */
      putpixel(f+350,posy,6);
    }
}
}} /* fim for e if NULL*/
ultimoponto=f-2;
do{
  fseek(fpg,registro[ponto],SEEK_SET); /* posiciona apontador de arquivo
                                       para leitura de ponto */
  fscanf(fpg,"%f %f %f %f",&dado1,&dado2,&dado3,&dado4); /* le dados de
                                                         registro */

dado1=(int)eqgon(dado1);dado2=eqsens1(dado2);dado3=eqsens2(dado3);dad
o4=eqsens3(dado4);
  /* converte tensao de entrada em valores validos de acordo com a
  equacao de cada sensor */

  leitor(0,30+pontoant,352); /* apaga seta marcadora de posicao - sensores */
  leitor(1,30+ponto,352); /* seta marcadora de posicao */
  leitor(0,350+pontoant,352); /* apaga seta marcadora de posicao anterior -
  goniometro */

```

```

leitor(1,350+ponto,352); /*seta marcadora de posicao */
sc(1);
setfillstyle(EMPTY_FILL,9);
bar(99,441,151,459);
bar(259,411,311,429);
bar(99,411,151,429);
bar(236,441,288,459);
bar(416,411,468,429);
bar(376,441,428,459);

if(dado2>10) gcvt(dado2,2,leitura); /* leitura do sensor 1 */
    else gcvt(dado2,3,leitura);
outtextxy(103,417,leitura);

if(dado3>10)gcvt(dado3,2,leitura); /* leitura do sensor 2 */
    else gcvt(dado3,3,leitura);
outtextxy(264,417,leitura);

if(dado4>10)gcvt(dado4,2,leitura); /* leitura do sensor 3 */
    else gcvt(dado4,3,leitura);
outtextxy(103,447,leitura);

gcvt(dado1,4,leitura); /* leitura do goniometro */
outtextxy(419,417,leitura);

/***** Tempo *****/
gcvt((float)(((double)pagina-1)*120+ponto)*5/frequencia,5,leitura); /* calcula
o instante de aquisicao para dado ponto */
outtextxy(238,446,leitura); /* escreve tempo na tela */
outtextxy(378,446,leitura);

tecla=getch();
pontoant=ponto; /*guarda valor de ponto antes de mudar */
if ((tecla == left ) && ( ((ponto>2) && (pagina==1)) || (pagina>1) ) ) /* se nao
estiver no inicio do arquivo */
    { ponto--; dest_seta(4);
      if(ponto<1) /* se ultrapassou limite superior de pagina */
        { pagina--; ponto =120;tecla=13;}
    }
if ((tecla==right) && ((ponto<ultimoponto-1)||((fim==NULL)))) /* se nao
estiver no fim do arquivo ,ler proxima linha */
    { ponto++; dest_seta(2);
      if((ponto>240) && (fim==NULL)) /* se ultrapassou pagina e nao
chegou o fim de arquivo */
        {ponto=120;pagina++;tecla=13;}
    }
if (tecla==up)
    if (pagina>1) {pagina--;ponto=120;dest_seta(1);} /* se nao for a
primeira pagina, decrementar pagina */

```

```
if ((tecla==down) && (fim==NULL))
    {pagina++ ;ponto=120;dest_set(3);}

if (tecla==49) if (sen1==0) sen1=1;
                else sen1=0;
if (tecla==50) if (sen2==0) sen2=1;
                else sen2=0;
if (tecla==51) if (sen3==0) sen3=1;
                else sen3=0;
if (tecla==103) if (gon==0) gon=1;
                else gon=0;
} while((tecla!=27) && (tecla!=72) && (tecla!=13) && (tecla!=80) &&
(tecla!=103) && (tecla!=49) && (tecla!=50) && (tecla!=51) );
} while(tecla!=27);
closegraph();
}

/***** Principal *****/
main()
{

int opc,indice=0;
outport(724,128);          /* leva saida de estimulacao a zero */

def_menu_hor();          /* define dados para menus */
def_menu_vert();
tela();                  /* cria tela inicial a ser chamada por Recupera()*/
    cria_menu();
recupera();
apresentacao();        /* chama tela de apresentacao */
do
{window(1,1,80,25);
recupera();             /* recupra tela padrao */
opc=Menu(&indice);
switch (opc) {
    case 1 :Adquire(com);break;
    case 2 :Adquire(sem);break;
    case 3 :tabela();break;
    case 4 :imprime();break;
    case 6 :clrscr();exit(1);
    case 7 :grafico();
    }
}while (opc!=6);
clrscr();
}
```