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

TESTE DE PREENSÃO ISOMÉTRICA DA MÃO: METODOLOGIA E IMPLICAÇÕES FISIOLÓGICAS

JOSÉ MARQUES NOVO JÚNIOR

Orientador: Prof.Dr. Lourenço Gallo Júnior
Co-orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Este exemplar corresponde a redação final da tese defendida por Jose Marques Novo Jr.
e aprovada pela Comissão
Julgada em 27 / 03 / 98
Orientador

Campinas - SP - Brasil
1998

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

TESTE DE PREENSÃO ISOMÉTRICA DA MÃO: METODOLOGIA E IMPLICAÇÕES FISIOLÓGICAS

JOSÉ MARQUES NOVO JÚNIOR

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação-UNICAMP, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica, Área de Concentração: Automação

Campinas - SP - Brasil
1998

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNIDADE BC
N.º CHAMADA:
V Ex
TOMBO BC/34498
PROC 395/98
C D [X]
PREÇO R$ 11,00
DATA 21/07/98
N.º CPD

CM-00113114-1

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

N859t

Novo Júnior, José Marques
Teste de preensão isométrica da mão: metodologia e implicações fisiológicas. / José Marques Novo Júnior .-- Campinas, SP: [s.n.], 1998.

Orientadores: Lourenço Gallo Júnior, Alberto Cliquet Júnior.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Dinamômetro. 2. Exercício isométrico. 3. Mãos. 4. Contração muscular. I. Gallo Júnior, Lourenço. II. Cliquet Júnior, Alberto. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

Esta pesquisa foi conduzida com
a compreensão de minha esposa Rita
e dos meus filhos, Luísa e Leonardo
- a eles é dedicada,
apesar de jamais compensar as horas de convívio
que lhes deixei de dar por muitos meses.

Aos meus pais,
que graças a Deus,
puderam compartilhar
de mais esta conquista.

A tristeza acalenta como pode,
fazendo reviver lembranças que na verdade
já deveriam estar mortas, mas que na
nossa condição de ser humano não
nos permite esquecer.

A Romualdo Pozzi.

AGRADECIMENTOS

Ao Gallo e ao Cliquet por terem permitido a continuidade de meus estudos e pela extrema confiança que depositaram em mim, durante todo o desenvolvimento deste trabalho.

À Roseli, cujo apoio incondicional tornou possível a realização deste projeto.

Ao Barreto, pelas inúmeras ocasiões de orientação, e principalmente, pela grande amizade.

Ao Euclydes, pelo agradável convívio, pelos ensinamentos e orientação.

Aos voluntários, cuja compreensão e paciência permitiu a realização dos experimentos.

À todos do Laboratório de Fisiologia do Exercício, pela calorosa recepção e pelo convívio.

À todos do DEB-CEB, pela colaboração na realização deste trabalho.

Ao Mazzer e ao Barbieri, cujo apoio inicial contribuiu muito para a minha atuação na área da reabilitação.

À 'Oca dos Curumins', a escola na qual todos gostaríamos de ter crescido, pelo apoio e compreensão durante os períodos de minha ausência.

Investigação conduzida no Laboratório de Fisiologia do Exercício - FEF,
com o apoio do Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC,
e do Comite de Ética Médica do Hospital das Clínicas - FCM,
todos da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP,
sob os auspícios financeiros
da FAPESP (Processos 94/2823-1 e 97/06173-0) e CAPES.

ÍNDICE

Resumo.....01

Summary.....02

Introdução.....03

Objetivos.....12

Material e método.....13

Resultados.....34

Discussão.....44

Conclusão.....53

Referências bibliográficas.....55

RESUMO

O propósito deste estudo foi explorar as possibilidades de futuras aplicações das curvas força-tempo nos testes de preensão isométrica da mão. Uma análise qualitativa da força total e das forças individuais dos dedos e das relações com alguns fatores fisiológicos, tais como fadiga e frequência cardíaca, são relatadas. É descrito o desenvolvimento de um instrumento controlado por microcomputador, o qual possibilita a identificação das forças dos dedos simultaneamente, durante a preensão exercida numa empunhadura anatômica. Esta última, acoplada a dispositivos hidráulicos instrumentados com sensores de pressão, viabiliza a medição da força. Num primeiro momento, participaram 100 sujeitos normais que realizaram o teste de preensão com o dinamômetro Jamar para efeitos de comparação. No laboratório, quatro voluntários foram avaliados tendo estimulação visual e verbal durante o esforço. Antes dos testes, foram submetidos a exercícios de aquecimento. Durante as medições, o eletrocardiograma foi registrado. Os testes foram executados em contrações voluntárias máximas, com a mão dominante. Foi observado o decréscimo da força ao longo do teste (fadiga), o aumento da frequência cardíaca em um sujeito, e as contribuições dos dedos. Para todos os voluntários os dedos indicador e médio apresentaram uma parcela de contribuição maior. Em alguns casos não se verificou a ação do dedo mínimo.

Os procedimentos acima relatados estabelecem a base para uma metodologia que auxilie o terapeuta na avaliação da severidade de uma patologia, como também o acompanhamento da recuperação de um paciente após um tratamento. A metodologia seria útil também na pesquisa sobre estimulação elétrica neuromuscular em indivíduos tetraplégicos e na avaliação e diagnóstico das doenças ocupacionais.

SUMMARY

The purpose of this work is to explore the possibilities for further applications of the force-time curves in the handgrip tests. A qualitative analysis of total and finger forces and their relationship with some physiological factors, such as fatigue and heart rate, are reported. A microcomputer-controlled instrument which measures forces of all four fingers forces simultaneously, in a single attempt at squeezing an anatomic handle, is described. The handle, linked to four hydraulic devices instrumented with pressure sensors, provides the force measurement. In a first esperiment, 130 normal subjects exerted their handgrip on the Jamar dynamometer as a basis for comparative data. In a laboratory set, four individuals were tested under visual and verbal stimulation. Prior the tests each one was submitted to flexibility exercises. During isometric hand-dynamometry the ECG signal was recorded. The tests were performed at maximum voluntary contraction with the dominant hand. The decrease of force along the test (fatigue), the increase in heart rate owing isometrid effort in one subject, and the contributions of the fingers were observed. For all subjects, the index and middle fingers contributed more to the total grasp force. In some cases the little finger had no participation.

The above assessment procedure provides baseline methodology which could serve as guidelines to a clynician in assessing the severity of the disease and observing the patient's recovery following the treatment. It would also be useful in the research on neuromuscular electrical stimulation in quadriplegic patients and on screening and diagnosis of occupational diseases.

INTRODUÇÃO

As avaliações da força muscular são utilizadas em muitas áreas do conhecimento humano, sejam elas científicas ou profissionais, com objetivos particularmente diferentes. No esporte, a força muscular é importante em muitas de suas modalidades. Muitos fatores contribuem para o desenvolvimento da força e alguns testes se mostram necessários para se verificar a melhoria na condição física, ou mesmo na reabilitação de atletas lesados. Para os terapeutas da mão, por exemplo, o teste de força muscular é requisito necessário para a melhoria de suas habilidades analíticas tanto na detecção como no tratamento das anormalidades do movimento manual de seus pacientes, permitindo a predição do potencial de reabilitação e avaliação dos programas terapêuticos.

Tais testes musculares são baseados em três tipos de contração muscular: isocinética, isotônica e isométrica. Apesar das contrações isocinéticas e isotônicas serem comumente investigadas em laboratórios através de equipamentos, tais como esteira rolante e cicloergômetro, este trabalho está baseado na investigação da força isométrica aplicada em dinamômetros especialmente projetados para testes de força manual.

Vários tipos de contração isométrica tem sido investigados e utilizados na prática clínica, dentre as quais as mais comuns são: a) a contração voluntária máxima, com duração de poucos segundos (5 a 10 segundos); b) a contração isométrica intermitente; e c) as porcentagens da contração voluntária máxima, que variam de acordo com protocolos específicos.

Entretanto, os testes mais comumente utilizados são os de preensão da mão e de pinça dos dedos (oponência). O primeiro apresenta uma inibição da ação do polegar (modo *"power grip"*) e o segundo possibilita a medição da força exercida pelo polegar sobre o lado radial da falange média do dedo indicador (*"key grip"*) ou mesmo da força do polegar sobre a falange distal de cada um dos dedos (*"pinch grip"*). Tais testes são fáceis de serem administrados e seus resultados podem ser clinicamente comparados para o estabelecimento de dados normativos (THORNGREN e WERNER, 1979; FERNANDO e ROBERTSON, 1982; SMITH e BENGE, 1985; MATHIOWETZ et alii, 1985; SPIJKERMAN et alii, 1991).

Uma primeira importância que justifica o estudo e a aplicação clínica dos testes de preensão da mão é a facilidade de realização dos mesmos bem como o baixo custo dos instrumentos de medida (dinamômetros). Nesse sentido, a literatura científica relata diversos protocolos que resultaram em vasta informação em dados normativos (ao menos dentre os sujeitos estudados sem histórico de trauma ou enfermidade da mão), que possibilitam o estudo da fraqueza muscular em casos patológicos, quando devidamente comparados (SHEENAN et alii, 1983; STRATFORD et alii, 1989; WEBB et alii, 1989 EFFGEN e BROWN, 1992). Em segundo lugar, a preocupação atual com o fato da ocorrência do fenômeno das doenças ocupacionais, tais como as lesões por esforços repetitivos (Associação Brasileira para Prevenção de Acidentes, 1997) e seus reflexos nas condições de trabalho (inutilizando os profissionais na faixa etária mais produtiva, dos 30 aos 40 anos de idade[1]), mostram que os testes não possuem confiabilidade suficiente para

[1] Dados do Núcleo de Referência em Doenças Ocupacionais (NUSAT/NSS/MG), da Previdência Social. *In:* ARIOSI,J. "Esforços repetitivos." Revista SOS, ABPA, 32(195):45-47, 1997.

serem utilizados tanto na prevenção como na definição dos procedimentos de reabilitação (FESS, 1986).

Ainda, a medição da força muscular de preensão é um importante componente na reabillitação da função manual porque seus dados de avaliação auxiliam no delineamento de patologias, na predição do potencial de reabilitação, no planejamento e na avaliação dos programas de tratamento, definindo a capacidade funcional final, bem como auxiliando a comunicação profissional (FRASER e BENTON, 1983). É também um dos métodos utilizados para se determinar a extensão da perda da capacidade de trabalho (CHENGALUR et alii, 1990) e auxiliar na avaliação da contração muscular artificial em pacientes tetraplégicos sob estimulação elétrica neuro-muscular (NOVO JR. et alii, 1994a; CASTRO et alii, 1997).

Pode-se ressaltar ainda que, apesar da alta tecnologia dos exames de diagnóstico por imagens, o teste de preensão da mão é um método simples e barato quando utilizado como indicador de patologia de punho, podendo substituir, segundo alguns autores, a cintilografia óssea (CZITROM e LISTER, 1988; LINDAHL et alii,1994).

Na Ergonomia, a preocupação com a necessidade de organização e de disponibilidade de informações valiosas sobre ferramentas manuais foi manifestada em recente simpósio (EKLUND e FREIVALDS, 1993), o qual abrangeu áreas com ênfase em forças de reação, em métodos de avaliação de ferramentas manuais, em materiais para a interface mão-empunhadura, e em recomendações para projetos e aplicações.

Com o objetivo de tornar proficiente a realização da avaliação da força muscular, o conhecimento das ações dos músculos é um fator importante, sendo capaz de auxiliar na identificação de movimentos de substituição[2] ou de vantagens mecânicas, toda vez que existe fraqueza, quando comparada ao membro contralateral. Apesar do crescente interesse de se medir objetivamente a força de um grupo muscular, dificilmente será desenvolvido um dispositivo capaz de testar a força muscular individualmente ao mesmo tempo que possa detectar a substituição muscular.

No entanto, no século XVIII, a preocupação com relação às vantagens mecânicas da ação muscular sob diferentes posições do corpo foram relatadas (Figura 1).

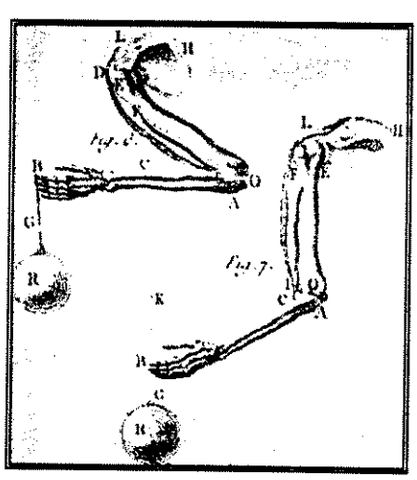


Figura 1- Ilustração de Desaguliers (1763) mostrando as diferentes vantagens mecânicas do bíceps, em diferentes posições do membro superior (PEARN, 1978).

Surgiu portanto a necessidade da padronização das posições para os testes musculares a partir dos primeiros dinamômetros inventados e utilizados por Graham-Desaguliers (Figura 2) e Regnier (Figura 3), os quais contribuíram para o

[2] Movimentos realizados pela ação de outros músculos, que não os pretendidos na avaliação.

início da avaliação muscular quantitativa (PEARN,1978; WADSWORTH et alii,1987).

Consequentemente, as principais contribuições de Graham-Desaguliers e Regnier para a dinamometria e para a prática clínica estão relacionadas a seguir.

(1) o estabelecimento da importância do posicionamento padronizado quando um grupo muscular em particular está sendo testado;

(2) a identificação da variação das forças musculares entre diferentes indivíduos;

(3) a invenção de dinamômetros portáteis;

(4) a introdução do conceito de média dos valores máximos obtidos nos testes, como um índice da força individual.

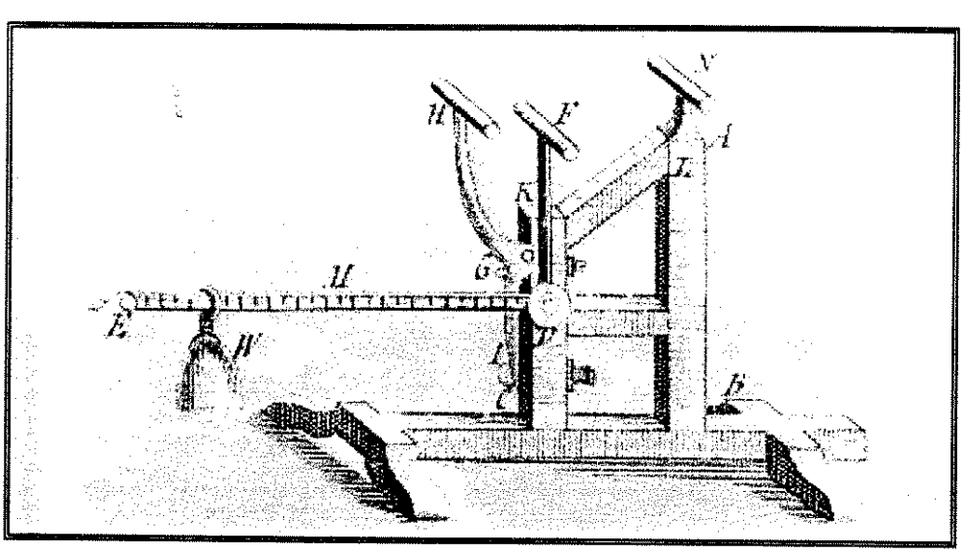


Figura 2 - O dinamômetro de Graham-Desaguliers inventado em 1763, com o objetivo de testar a força muscular do antebraço em testes de preensão (PEARN, 1978).

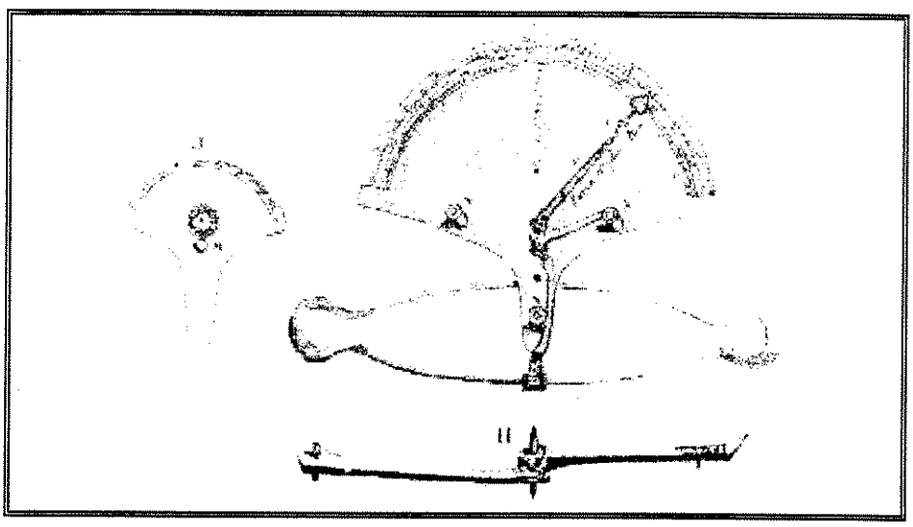


Figura 3 - O dinamômetro de Regnier, de 1798 (PEARN, 1978).

Inúmeros procedimentos para a avaliação da força de preensão tem sido propostos, levando em consideração o número de tentativas, fontes de referência para os dados serem arquivados ou normalizados, e o uso adequado de terminologia. Uma primeira tentativa de recomendação específica para a padronização dos métodos utilizados pelos terapeutas da mão é definida por SMITH e BENGE (1985), que relatam a necessidade e a urgência da padronização de uma terminologia e de protocolos para os testes de força de preensão e de pinça dos dedos.

Dado o amplo espectro de possibilidades de investigação da força muscular da mão humana, faz-se necessária a definição e padronização do tipo de preensão que será avaliada. Mesmo assim, dentre essas várias funções, neste trabalho será abordada a função definida por KAPANDJI (1980), denominada preensão de força ("*power grip*"), onde a ação do polegar é inibida através do apoio da eminência tenar e hipotenar na empunhadura do objeto, prevalecendo a ação dos demais dedos (Figura 4).

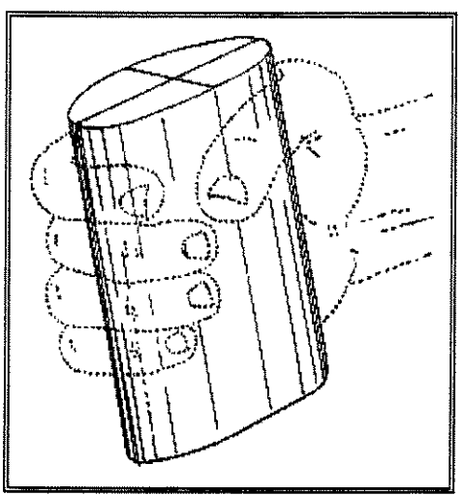


Figura 4 - Função de preensão cuja ação do polegar é limitada apenas ao apoio posterior e de equilíbrio do objeto durante sua manipulação.

Com o surgimento de dinamômetros adequados à avaliação da preensão, como por exemplo o Jamar (BECHTOL, 1954; FESS, 1982), as avaliações quantitativas da força de preensão passaram a ter grande importância na determinação da efetividade de vários procedimentos cirúrgicos e terapêuticos. Ainda, normas clínicas se fizeram necessárias para a adequada interpretação dos dados obtidos, tanto para definir tratamentos com objetivos realísticos como para avaliar a capacidade do paciente em retornar ao trabalho (MATHIOWETZ et alii, 1985). Um dos trabalhos pioneiros nessa tentativa da normalização da força de preensão e utilizada na terapia clínica foi desenvolvido por KELLOR et alii (1971).

Apesar dos testes musculares manuais serem largamente utilizados na prática clínica pelo fato de apenas dependerem da experiência do terapeuta, não fazendo uso de instrumentos de medida, inúmeros são os dispositivos que foram projetados desde então no sentido de possibilitar medições objetivas e quantitativas de força.

Muitos instrumentos estão comercialmente disponíveis, cujos princípios de funcionamento variam desde os baseados em molas e sistemas

mecânicos até os de elevado custo e sofisticação tecnológica (baseados em extensômetros elétricos ou sensores piezoelétricos). Sem ao menos apresentar as características necessárias de confiabilidade e validade requeridas nas medições, não se pode levar em consideração que o equipamento é confiável e válido, somente porque possui mostrador digital ou produz efeitos gráficos quando conectados a computadores (FESS, 1986). Porém, apesar de alguns trabalhos relatarem a confiabilidade desses instrumentos indicando seus processos e sistemas de calibração (PRONK e NIESING,1981; DALLY et alii,1984; SOLGAARD et alii,1984; COWELL,1986), outros estudos indicam a aplicabilidade clínica dos equipamentos sem ao menos explicitar a calibração (AN et alii,1980; PATTERSON e GABBARD,1982).

Considera-se que o dinamômetro para testes de preensão deve satisfazer os seguintes requisitos segundo PRONK e NIESING (1981) e FESS (1986):

a) possuir repetibilidade de leitura com a mesma precisão para pequenos e grandes valores de forças;

b) ser independente do tamanho da mão;

c) ser confortável ao usuário;

d) ser pequeno e portátil;

e) possuir confiabilidade e validade de leituras;

f) apresentar instruções adequadas de uso e de calibração;

g) apresentar normas e instruções para interpretação dos dados;

h) apresentar referências bibliográficas.

Considerando a grande variedade de projetos e concepções de dinamômetros e a forte recomendação ao uso do dinamômetro Jamar que, segundo a Associação Médica da Califórnia - EUA, é o melhor instrumento para a medição da força de preensão (MATHIOWETZ et alii,1984), vale ressaltar que tais aparelhos apenas registram o valor máximo da força durante o teste.

Em geral, os procedimentos de avaliação estabelecem o posicionamento padrão para os testes (sujeito sentado, ombro em posição normal e cotovelo a 90°) e três tentativas sucessivas de preensão, das quais o maior valor ou o valor médio é considerado para as análises clínicas ou estatísticas posteriores.

Variações diversas também incluem o tempo de repouso entre as tentativas, posicionamento do ombro e cotovelo, efeitos de treinamento e o tempo de duração do teste (McGARVEY et alii,1984; YOUNG et alii,1989; HÄRKÖNEN et alii,1993; SU et alii,1994).

Entendendo que a maior parte de nossas atividades diárias de preensão são funções onde há a contração muscular isométrica, a medição apenas dos valores da força máxima não indicaria nem o comportamento desta no tempo (variações de força) nem a instalação de processos de fadiga. Este trabalho tem, portanto, como propósito inicial de contribuir à avaliação objetiva do esforço isométrico, subsidiar o estudo do comportamento da força no tempo.

Considerando que o conhecimento em fisiologia, biomecânica e reabilitação da mão permitam, em parte, definir uma formalização matemática que subsidiasse a necessidade do terapeuta na identificação da fraqueza muscular, o presente trabalho tem por objetivo mostrar as possibilidades de análise e de utilização das curvas força-tempo dos testes de preensão isométrica da mão.

OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivos:

1) a concepção de uma empunhadura anatômica para dinamômetro manual;
2) a utilização de uma interface hidráulica composta por um diafragma metálico acoplado com um sensor de pressão, para a medição de força;
3) a obtenção da curva força-tempo e identificação de alguns parâmetros;
4) a identificação da força individual dos dedos durante os testes de preensão;
5) a contribuição à análise objetiva dos testes isométricos de preensão.

MATERIAL E MÉTODO

PRIMEIRO ESTUDO
A aquisição da força muscular máxima de preensão

O estudo inicial envolveu 130 voluntários (90 homens e 40 mulheres, entre 18 e 57 anos) sem histórico de trauma ou enfermidade da mão analisada (dominante). Todos os sujeitos eram funcionários de uma empresa[1] da região urbana de São Carlos (interior de São Paulo), cujas funções, nos diversos setores, baseavam-se em atividades predominantemente manuais.

Os testes de força foram administrados mediante a prévia autorização da empresa e o consentimento dos seus funcionários, os quais foram informados dos objetivos da pesquisa e dos procedimentos dos mesmos. Cada indivíduo, separadamente, realizou os testes na posição sentada, com seu ombro aduzido e neutralmente rotacionado, cotovelo a 90°, antebraço em posição neutra com o punho entre 0° e 30° em dorso-flexão e entre 0° e 15° de desvio ulnar. O valor médio dentre três tentativas com um minuto e meio de repouso foi considerado. Para os testes utilizou-se o dinamômetro Jamar[2] (Figura 5) apoiado levemente pelo examinador. Os valores registrados não foram divulgados aos indivíduos para se evitar um ambiente de competição ou interpretações inadequadas do teste.

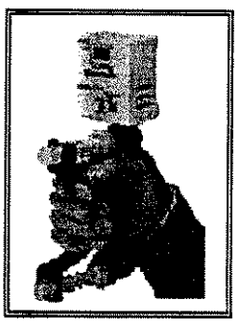


Figura 5- Dinamômetro Jamar, modelo 2A, digital, com detector de pico.

[1] GENAREX Controles Gerais, Indústria e Comércio Ltda., São Carlos/SP
[2] Asimow Engineering Co., Los Angeles, CA 90024, USA.

Como o dinamômetro Jamar possibilita cinco diferentes posições de empunhadura, vale ressaltar que o tamanho utilizado com todos os sujeitos foi o da terceira posição na qual são verificados os maiores valores de força (NIEBUHR e MARION, 1987). De cada indivíduo foram registrados, o peso, a idade, o sexo, a altura, os valores da força máxima e os parâmetros da mão (Figura 6) que foram definidos como segue:

1) *Comprimento do dedo* (CD): com as articulações metacarpofalangeanas fletidas a 90°, é a distância entre a extremidade do terceiro osso metacarpiano e a extremidade do dedo médio;

2) *Comprimento da mão* (CM): com os dedos estendidos e alinhados, é a distância entre a prega distal do punho à extremidade do dedo médio;

3) *Largura da mão* (LM): com a mão levemente cerrada, é a distância entre o segundo e o quinto dedo, à altura das articulações metacarpofalangeanas, perpendicularmente ao eixo longitudinal do antebraço.

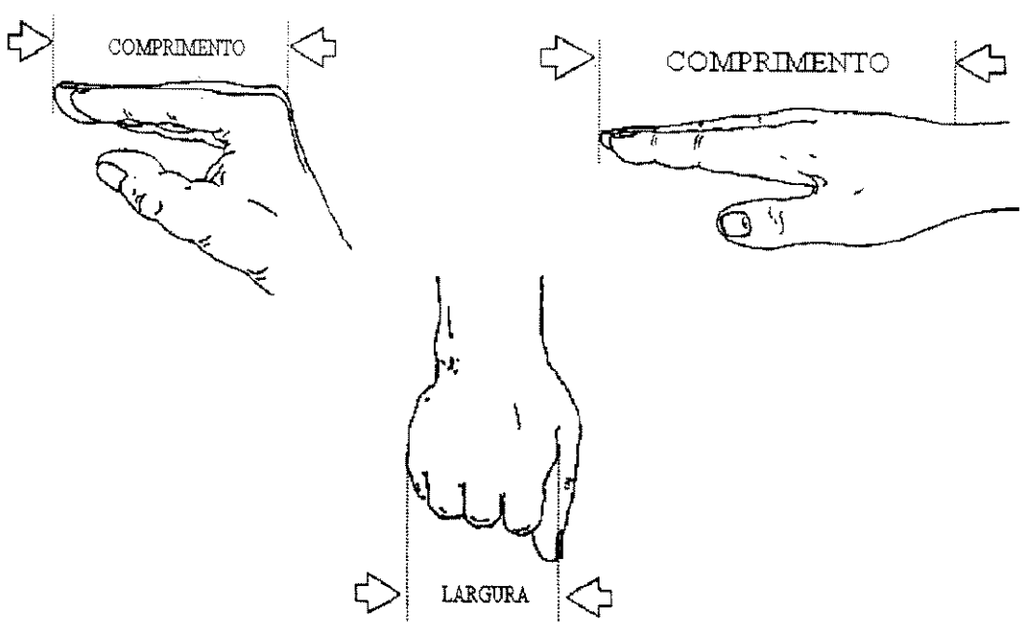


Figura 6- Parâmetros da mão para o projeto da empunhadura.

SEGUNDO ESTUDO
A aquisição da curva força-tempo nos testes de preensão

Com o objetivo de verificar o comportamento da força no tempo e a força individual dos dedos e a variação da frequência cardíaca devido ao estímulo isométrico, houve a necessidade para este segundo estudo, da concepção e desenvolvimento de uma instrumentação adequada.

1 - A confecção dos dispositivos hidráulicos

A idéia inicial de medir a força individual dos dedos durante os testes de preensão se depara com a necessidade da confecção de sensores de dimensões adequadas, baseados em sistemas hidráulicos, ou seja, sistemas onde há a transdução força-pressão. De acordo com DOEBELIN (1990), um sistema hidráulico com essa finalidade deve ser projetado com uma interface de alta impedância, como mostra a Figura 7.

Utilizamos portanto, uma interface hidráulica de pequena espessura baseada nas características mecânicas dos diafragmas metálicos utilizados em transdutores de pressão (MEASUREMENTS GROUP, 1982; DALLY e RILEY, 1991).

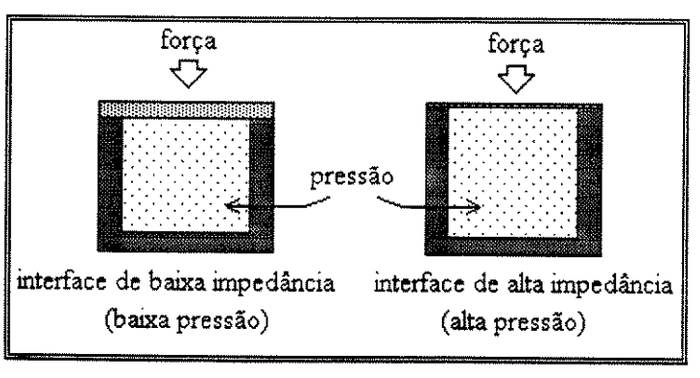


Figura 7 - Em sistemas hidráulicos de mesmas dimensões mas com interfaces de diferentes espessuras sob a aplicação de uma mesma força, produzirão uma pressão no fluido de magnitudes diferentes.

Neste trabalho, interface é definida como sendo o diafragma onde uma força é aplicada, com a finalidade de transduzir força em pressão, quando inserida em um sistema hidráulico. A interface é baseada numa superfície circular rígida (diafragma), firmemente engastada em sua borda, tendo em sua região central um pistão responsável pela recepção e orientação da força perpendicularmente à sua superfície, cuja deformação pode ser particularmente identificada na Figura 8. Sob a utilização de um sistema hidráulico adequadamente selado, a força aplicada no pistão estará balanceada pela pressão no fluido (Figura 8d), condição esta escolhida para o projeto dos dispositivos hidráulicos, os quais serão responsáveis pela medição da força dos dedos individualmente.

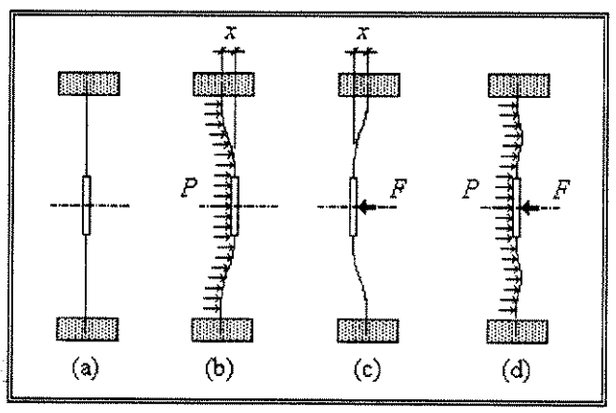


Figura 8 - Deformação típica de um diafragma com bordas rigidamente engastadas com área central de grande espessura onde *x* é a deflexão da região central. (a) posição inicial, (b) ação da pressão P, (c) ação da força F, (d) ação simultânea de F e P. (GUILLON, 1969)

Entretanto, a variação da força (ΔF) torna-se mais dificilmente de ser identificada porque a superfície S responsável pela variação da pressão (ΔP) não é imediatamente reconhecida, tal como ocorre no sistema de pistão vedado com em "O-ring" (Figura 9b). A magnitude da pressão no sistema pistão-diafragma (Figura 9a) dependerá portanto, da definição de uma área efetiva de contato com o fluido (S_e), da força aplicada ao pistão e de algumas características do diafragma, tais

como, o diâmetro, a espessura e o módulo de elasticidade do material (TIMOSHENKO, 1940) como também o limite de carga admissível do sensor utilizado.

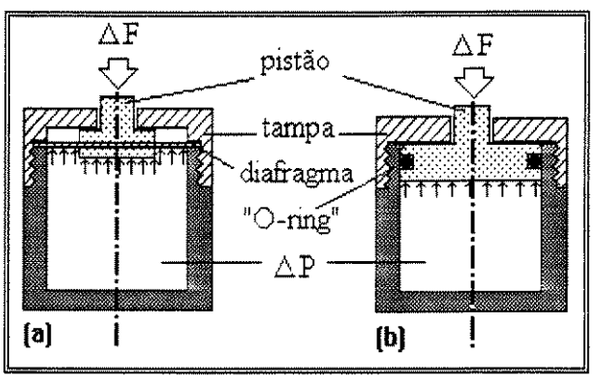


Figura 9 - a) O sistema pistão-diafragma: necessidade da definição da área efetiva S_e, para efeitos de cálculo da relação Força/Pressão. A área efetiva não é igual à área total em contato com o fluido. b) O sistema de pistão-"O-ring", onde S = DF/DP.

Em uma primeira aproximação, GUILLON (1969) define área efetiva (S_e) segundo a relação:

$$S_e = \frac{\pi}{4}\left[\frac{D_d + D_p}{2}\right]^2 \qquad (1)$$

onde D_d = diâmetro do diafragma e D_p = diâmetro do pistão.

Vale ressaltar que existem duas possibilidades de medição de forças, utilizando-se diafragmas corrugados e não-corrugados. Neste estudo, devido à incompressibilidade do fluido, um diafragma não-corrugado é adequado em virtude de sua máxima sensibilidade a deflexões extremamente baixas (CONSIDINE, 1974; MEASUREMENTS GROUP,1982). Porém, a relação força/deflexão é não-linear. Portanto, a interface deve possuir um comportamento que ajuste uma relação linear entre a força aplicada e a pressão medida pelo sensor, num intervalo tão grande quanto possível com o mínimo de histerese.

Para que a linearidade de resposta ocorra numa faixa aceitável, na ordem de 0,3% (CONSIDINE, 1974) , a deflexão sofrida pelo centro do diafragma deve ser limitada a um quarto de sua espessura (DALLY e RILEY, 1991).

Tal linearidade é assegurada pela incompressibilidade do fluido hidráulico e nas características mecânicas do material que utilizou-se para o diafragma. Segundo TIMOSHENKO (1940) e para efeitos de cálculo da deflexão máxima permitida, os principais parâmetros para a liga de alumínio utilizada, 3003, têmpera H14, são:

K = constante do diafragma = 0,00077 correspondente à razão de Poison ν = 0,3 e D_d/D_p=1,25;

t (espessura) = 0,30 mm;

E (módulo de elasticidade) = 69,0 x 10^9 Pa;

P (pressão máxima no sensor) = 1700 kPa.

De acordo com as dimensões dos sensores de pressão (Figura 10), foi projetado um alojamento metálico, cujas dimensões reduzidas (2,5 x 2,5 x 4,5 cm) se justificam pela sua utilização em dinamômetros de mão, favorecendo uma preensão confortável.

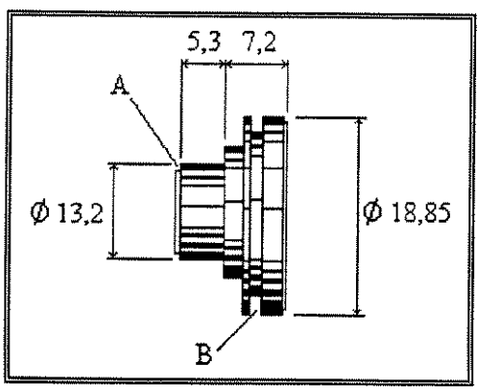


Figura 10 - Dimensões em milímetros do sensor de pressão utilizado nos dispositivos hidráulicos. A: Cicuito híbrido de compensação térmica; B: "O-ring" recomendado, O 17x1.

Foram construídos quatro desses dispositivos (Figuras 11) cuja sequência de montagem é mostrada na Figura 12. Preenchidos com óleo hidráulico e adequadamente selados, foram ajustados a um aparato específico de tração/compressão (Figura 13). Este conjunto foi montado na máquina de ensaios de materiais INSTRON[3] cujo travessão, com velocidade de carregamento igual a 0,01 cm por minuto, possibilitou a observação da histerese de cada um dos dispositivos através da medição do sinal de saída dos sensores (volts) em incrementos de carga de 1 kgf até o limite de 15 kgf. A saída analógica dos sensores foi registrada dentro do intervalo de 0 a 10 volts. O travessão teve então o seu movimento invertido, e o sinal de saída diminuiu progressivamente até atingir valores próximos de 0 volt.

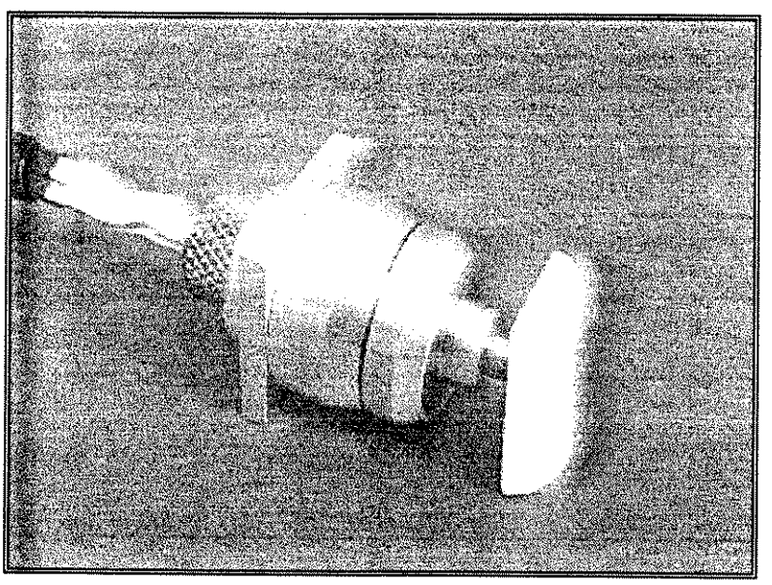


Figura 11 - O dispositivo hidráulico.

[3] Modelo TTDML, série 3241, Lab. Ensaios de Materiais, Depto. Eng. Materiais, EESC-USP-São Carlos/SP.

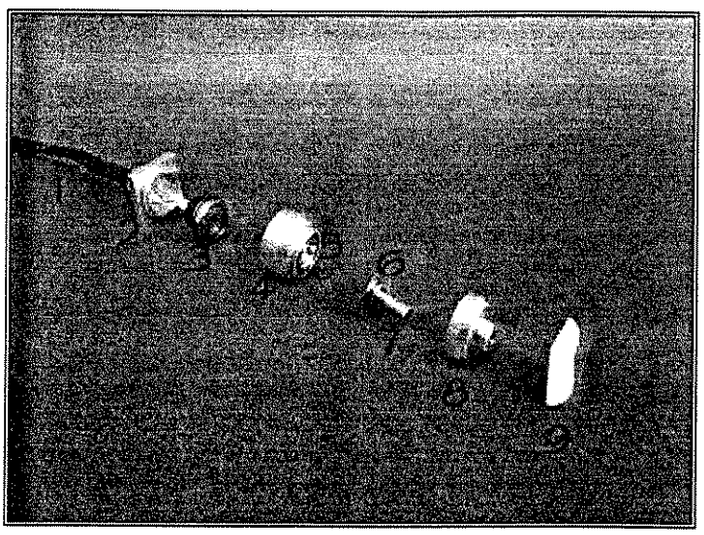


Figura 12 - As partes do dispositivo hidráulico e sua sequência de montagem. 1-cabo, 2-base, 3-sensor de pressão, 4-corpo, 5-"O-ring", 6-diafragma, 7-pistão, 8-tampa, 9-apoio do dedo.

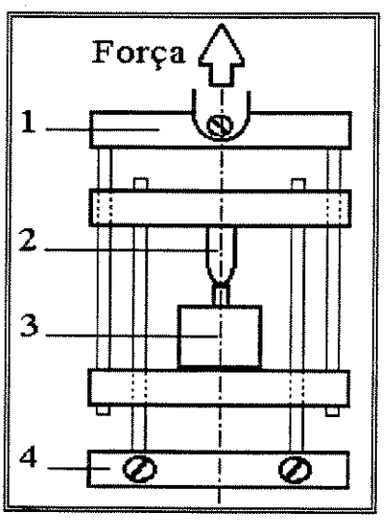


Figura 13 - O aparato de tração/compressão utilizado para ajustar os dispositivos hidráulicos à máquina Instron. 1-eixo fixado ao travessão (tração), 2-pino transmissor de força ao pistão (compressão), 3-dispositivo hidráulico, 4-base fixa.

Na Figura 14 é considerado um dos dispositivos, cujo valor máximo de histerese foi calculado baseado na maior diferença da relação força/voltagem: 11 kgf para ganho 1 e ganho 2. Diferenças de 0,14 e 0,21 volts foram observados entre as curvas, equivalentes a 6,1 e 4,2%, respectivamente.

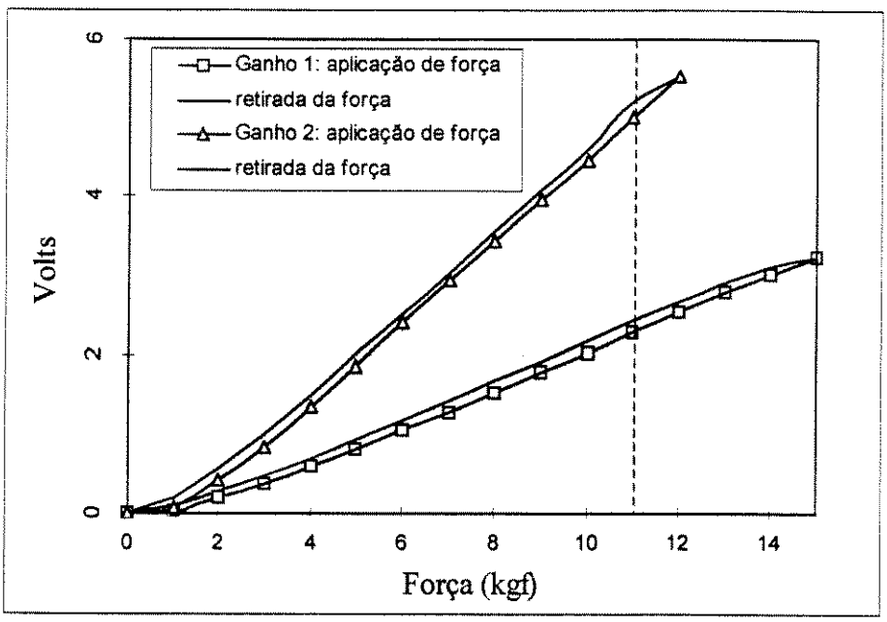


Figura 14 - Gráfico de histerese para um dos dispositivos hidráulicos. Ganho 1: coeficiente de correlação = 0,997 e inclinação = 2,05. Ganho 2: coeficiente de correlação = 0,997 e inclinação = 4,36. A linha tracejada indica a maior diferença entre força e voltagem ocorrida em 11 kgf.

Considerando que o sinal de saída dos dispositivos hidráulicos à aplicação de força é dependente do seu processo de montagem e de vedação, foi verificada que a linearidade ocorreu independentemente da maneira como suas partes foram fixadas entre si. Foi observado, porém, que quanto mais atarrachada a tampa (fixação do diafragma no corpo do dispositivo) uma pré-carga se fazia presente, saturando o sinal na saída do sensor. Em decorrência disso, todo o processo de montagem dos dispositivos foi efetuado com os sensores conectados à instrumentação, com o voltímetro indicando no máximo 1,5 volts, no fechamento do sistema. As curvas de calibração dos sensores são mostradas na Figura 15.

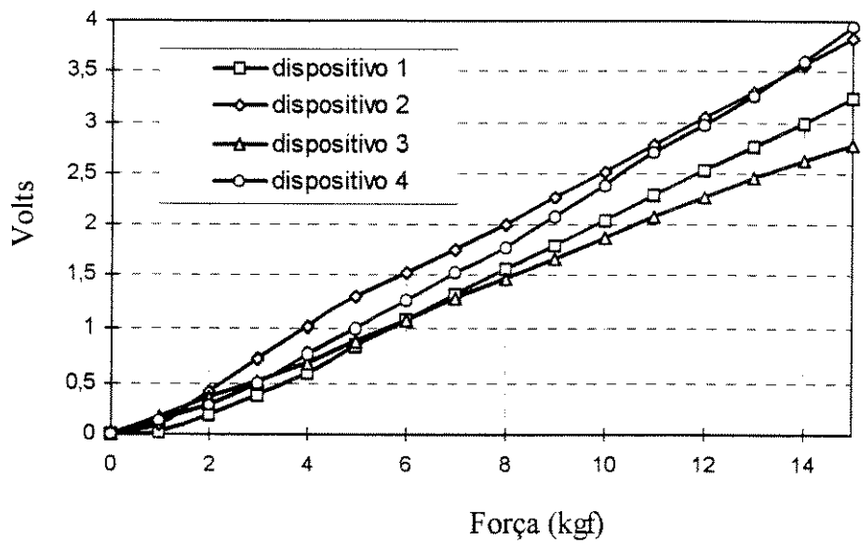


Figura 15 - Leitura do sinal de saída dos quatro dispositivos para incrementos de força de 1 kgf até o limite de 15 kgf (r=0,98).

É importante ressaltar que após a vedação, o dispositivo possui um volume de 0,4 ml de fluido, o que possibilita ótima frequência de resposta, pelo fato do sensor de pressão estar ajustado o mais próximo possível do ponto de aplicação de força (DRATWA, 1986). A resposta de frequência de resposta para esse tipo de configuração (sensor de pressão - diafragma metálico) é estimada em 10 kHz, assegurada pelo fato da frequência de ressonância do diafragma ser de 3 a 5 vezes maior que a mais alta frequência associada com a pressão dinâmica aplicada e ainda, dependente da relação t/R_o (t=espessura, R_o = raio do diafragma) e do tipo de material do mesmo (DALLY et alii, 1984).

2 - A confecção da empunhadura

Os princípios básicos de ergonomia aplicados a empunhaduras (TICHAUER e GAGE,1977) e considerados na concepção do presente projeto foram:

1) o comprimento da empunhadura excede a largura da mão;

2) as bordas e os contornos cortantes foram eliminados;

3) a configuração da secção transversal e o eixo de inclinação possibilitam a preensão tipo "*power-grip*" com inibição da ação do polegar (MAZZER et alii, 1991; NOVO JR. et alii, 1994b).

Considerando os valores dos parâmetros da mão obtidos no estudo inicial (Figura 6), os mesmos foram classificados por tamanho (Tabelas 1 a 3), para auxiliar no projeto da empunhadura: (a) pequeno (considerando o maior valor dentre 5% dos voluntários); (b) médio (maior valor dentre 50% dos voluntários); (c) grande (maior valor dentre 95% dos voluntários).

Tabela 1 - Largura da mão, LM (10^{-2} m)

	Classificação		
	pequena	média	grande
homens	6,0	6,6	7,0
mulheres	5,7	5,9	6,4

Tabela 2 - Comprimento da mão, CM (10^{-2} m)

	Classificação		
	pequeno	médio	grande
homens	16,1	17,3	19,9
mulheres	14,9	15,7	16,5

Tabela 3 - Comprimento do dedo, CD (10^{-2} m)

	Classificação		
	pequeno	médio	grande
homens	9,8	10,6	11,6
mulheres	9,3	9,5	10,0

As dimensões definidas para a empunhadura excedem a largura da mão, cuja secção transversal é limitada pelas dimensões dos dispositivos hidráulicos (2,5 cm) e pela diferença (D) entre o comprimento da mão e o comprimento do dedo. Assim, os valores considerados para D (6,0; 6,5; 7,0 ; 7,5 x 10^{-2} m) abrangem no total, tamanhos de empunhadura que se ajusta para 95% dos voluntários. Consequentemente, pelas dimensões do dispositivo hidráulico, o alinhamento dos dedos nos seus respectivos apoios será melhor para os indivíduos cuja largura da mão (LM) esteja próxima de 7,5 cm.

Projetou-se portanto, um molde de madeira[4] (Figura 16) para a termoformagem[5] de uma placa de poliestireno de alta densidade a uma temperatura de aproximadamente 100°C (Figura 17). As empunhaduras foram cuidadosamente recortadas e em seguida adaptadas aos transdutores de pressão, possibilitando tanto a estabilidade da eminência tenar como o posicionamento correto dos dedos na ação da preensão desejada (Figura 18).

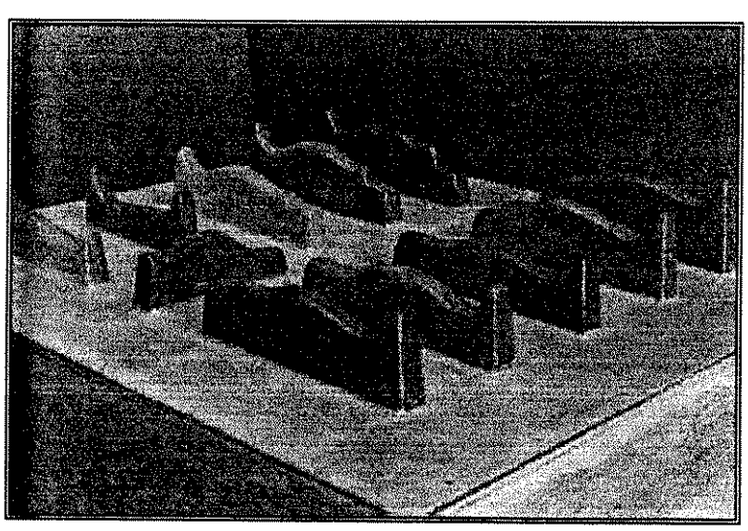


Figura 16 - Molde de madeira com onze peças de empunhadura para termoformagem.

[4] Confeccionada por GM-Modelação Técnica-modelos para fundição, São Carlos/SP
[5] Realizada por Indústrias de Componentes Plásticos Incoplás Ltda., São Carlos/SP

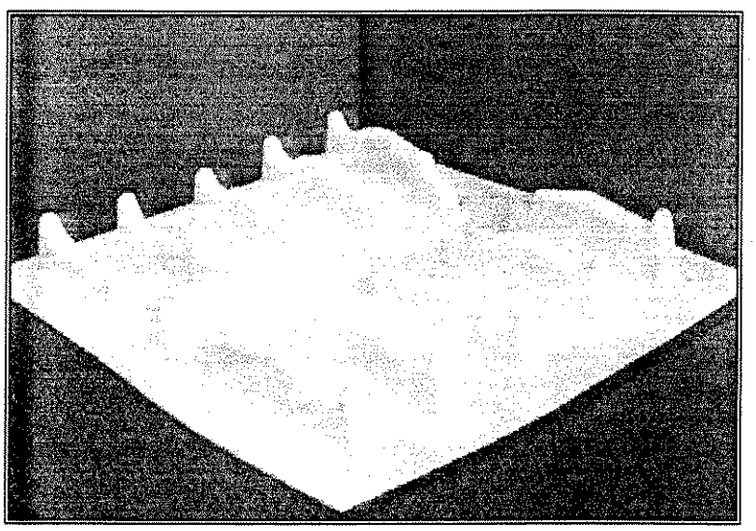


Figura 17 - Placa de poliestireno após termoformagem.

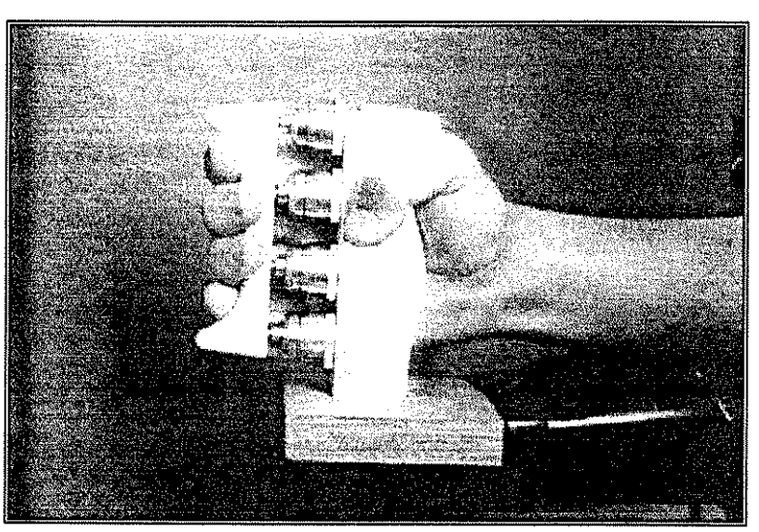


Figura 18 - Uma demonstração do modelo de preensão "*power grip*" executada na empunhadura, onde se observa o apoio da eminência tenar e do polegar. O aspecto anterior foi substituído pelos apoios individuais dos dedos nos testes de preensão.

Apesar do grande número de combinações possíveis de empunhaduras obtidas dentre as que foram confeccionadas, neste trabalho foi utilizado o tamanho de empunhadura que mais se aproximou das dimensões do dinamômetro JAMAR na 3ª. posição.

Portanto, nos testes realizados foi utilizada a empunhadura com os apoios individuais para os dedos, o que viabilizou a identificação de suas contribuições à força total de preensão. O aspecto posterior, por sua vez, recebeu uma cobertura de tecido emborrachado para possibilitar maior conforto da mão nos testes.

3 - O sistema de aquisição de dados

A estrutura básica do sistema é mostrada na Figura 19, e seus componentes são descritos a seguir.

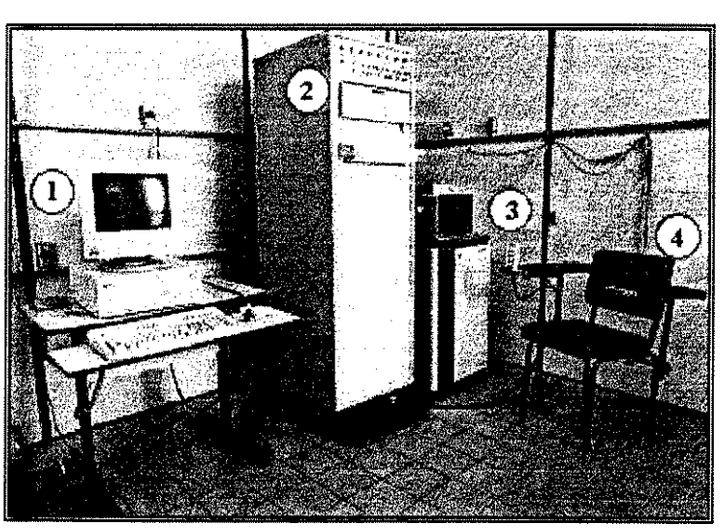


Figura 19- Sistema de medição da força muscular de preensão em testes de esforço isométrico. 1)microcomputador com placa A/D, 2)registrador de variáveis biológicas de 8 canais, 3)dinamômetro com 4 sensores, 4)cadeira com apoios de braço ajustáveis.

Cadeira: projetada para a realização de testes de preensão, com posicionamento padronizado através dos apoios ajustáveis, possibilitando que o indivíduo mantenha seu braço em posição normal e cotovelo flexionado a 90°.

Dinamômetro: empunhadura anatômica fixada no braço da cadeira, instrumentada com sensores de pressão em dispositivos hidráulicos.

ECG: constituído de quatro terminais conectados a eletrodos[6], utilizados em derivação torácica que possibilitou maior evidência à onda R.

Registrador de variáveis biológicas com oito canais: possui módulos[7] que filtram e amplificam os sinais provenientes dos sensores de pressão e dos eletrodos de ECG, com registro gráfico. No entanto, os sinais provenientes dos sensores são enviados ao micro-computador para processamento e arquivamento, através da placa de conversão A/D.

Placa Multifunção de conversão analógico/digital: conversor A/D de 12-bits com oito canais de entrada analógica, responsável pela conversão dos sinais provenientes do registrador, mediante configuração via programa.

Programas (ambiente MS-DOS):

a) Para a aquisição da frequência cardíaca durante o repouso (frequência cardíaca de controle), desenvolvido em linguagem C, este programa utiliza apenas um canal, identificando a ocorrência da onda R por processo de derivação, arquivando os intervalos R-R em milisegundos.

b) Para a aquisição dos dados de força e do ECG (durante o esforço), desenvolvido em linguagem C++, este programa possibilita além da amostragem e o gerenciamento de dados via conversor analógico-digital, a visualização dos sinais no monitor de vídeo do microcomputador com o devido arquivamento de dados para tratamento estatístico posterior.

O programa é dividido em três módulos: calibração, nome-de-arquivo e aquisição. Na calibração, a tela mostra janelas para cada sinal e seus respectivos valores em volts. As teclas F1 a F5 possibilitam o selecionamento dos canais para a

[6] Modelo 2271 Red Dot, 3M do Brasil Ltda., Sumaré/SP
[7] "Transducer Amplifier" e "Gould Isolated ECG Amplifier", Gould Inc., Recording Systems Division, USA

calibração que é conduzida sempre após cada teste, já que o programa não armazena o ponto de calibração para testes subsequentes. O procedimento de calibração durante os testes é descrito na Figura 21. O módulo nome-de-arquivo é acionado sòmente depois de realizada a calibração, quando são solicitados os nomes de seis arquivos: ECG, força total e força dos dedos indicador, médio, anular e mínimo.

O módulo de aquisição, devido à necessidade da utilização de cinco canais (quatro para os sensores de pressão e um para o ECG) possui uma taxa de amostragem que ficou estabelecida em 350 Hz, possibilitando uma aquisição de até 1 minuto e 20 segundos de sinal. Os dados exibidos na tela são o da força muscular total e o do eletrocardiograma. Os dados são armazenados em uma estrutura de memória RAM, permitindo o processamento dos sinais em tempo real. Após o teste e o arquivamento dos dados, os sinais só podem ser novamente visualizados e analisados através dos aplicativos S-plus[8] e MatLab[9].

4 - O teste de preensão

O projeto de pesquisa foi submetido à apreciação da Comissão de Ética Médica do Hospital das Clínicas da UNICAMP, tendo como relator o Prof. Dr. Venâncio Pereira Dantas Filho. A Comissão, presidida pelo Prof. Dr. Sebastião Araújo, manifestou-se favorável à realização do estudo, segundo Ofício No. 419/97, de 28 de abril de 1997. Os testes foram administrados no Laboratório de Fisiologia do Exercício, da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.

[8] Versão 3.1, Statistical Sciences,Inc., AT&T, USA.
[9] Versão 4.2c.1, the Mathworks, Inc., USA.

BIBLIOTECA CENTRAL

Os quatro voluntários participantes dessa fase do estudo, foram indivíduos da comunidade universitária, sem histórico de trauma ou enfermidade da mão a ser analisada (dominante), independentemente de sexo, idade, de sua condição física (sedentários ou atletas) e do tamanho da mão.

Todos os voluntários foram informados dos objetivos da pesquisa e orientados com relação à necessidade da autenticidade do esforço a ser empregado nos testes. Cada indivíduo assinou um documento de Consentimento Formal Pós-informado, o qual relata resumidamente o desenvolvimento e características do projeto. Dados pessoais, tais como o nome, a idade, o sexo, a altura, o peso e as medidas das dimensões da mão fizeram parte do seguinte protocolo:

a) Colocação dos eletrodos - O local da aplicação foi tricotomizado, se necessário; a pele limpa e desengordurada com água e sabão neutro. Os terminais foram conectados aos eletrodos, os quais foram aplicados ao indivíduo sendo fixados do centro para as extremidades, como mostra a Figura 20. Com o indivíduo já posicionado na cadeira e o seletor do módulo amplificador na posição da derivação II (LL-RA), o eletrocardiograma foi então registrado com o objetivo de se verificar o traçado do sinal e a correta colocação dos eletrodos.

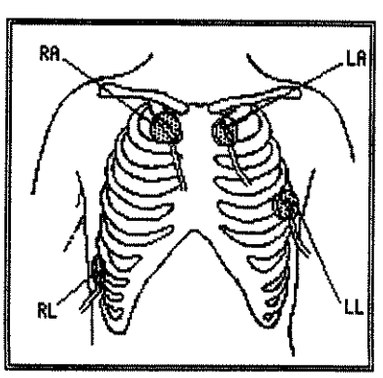


Figura 20- Colocação dos eletrodos em posição correspondente às derivações pelas extremidades. LL: perna esquerda, LA: braço esquerdo, RA: braço direito, RL: perna esquerda (eletrodo que protege o registro das interferências).

b) Aquecimento para os testes - Durante a monitoração do sinal de ECG, os voluntários realizaram alguns exercícios de aquecimento[10] como preparação para os testes (Figura 21). Os exercícios foram executados lenta e suavemente, com respiração normal, com as posições fixadas em 10 segundos e então relaxamento. Cada exercício foi repetido duas vezes, de modo a causar a sensação confortável de alongamento.

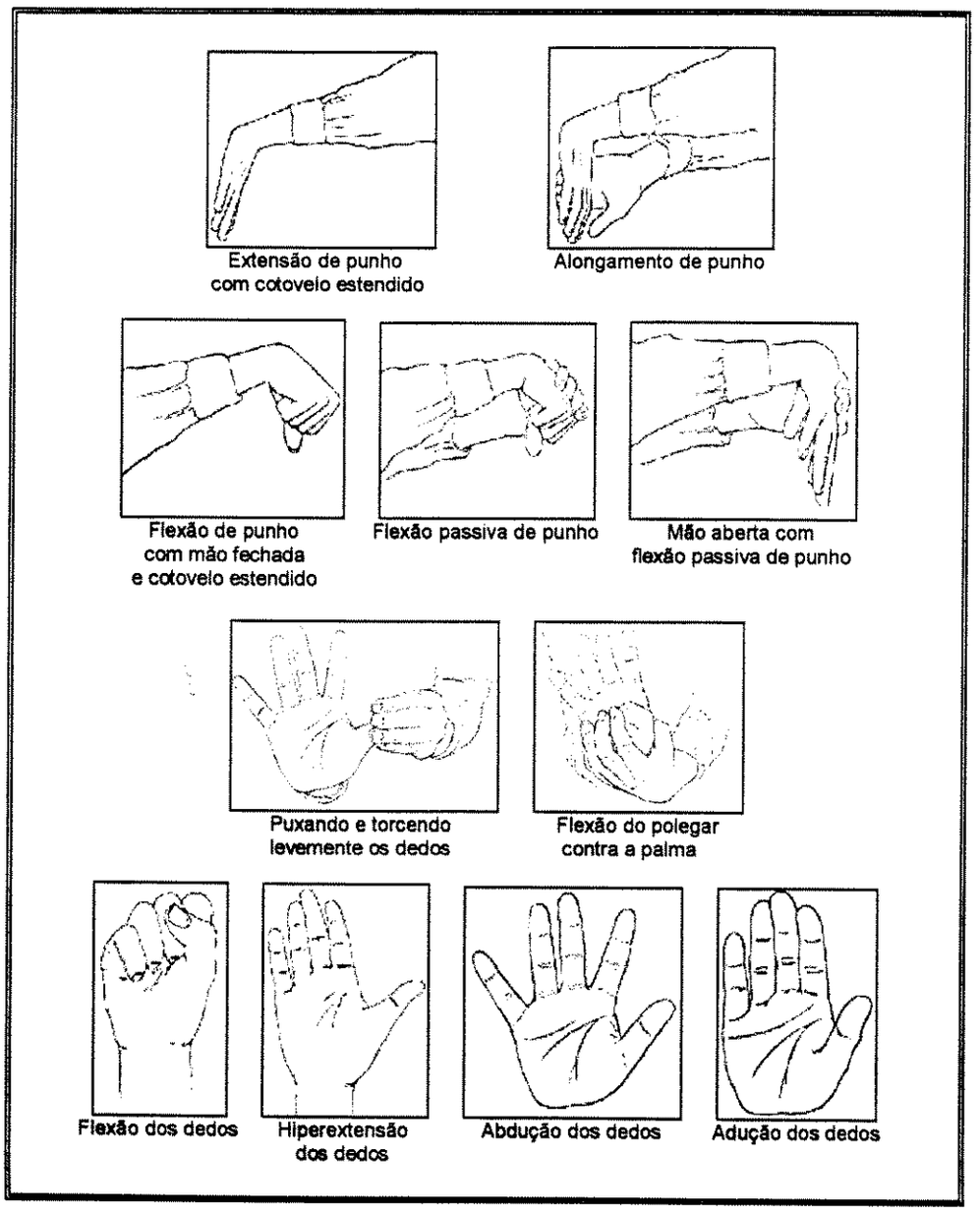


Figura 21- Exercícios de aquecimento executados anteriormente aos testes de preensão.

[10] Baseados em "The IHC Ergonomics and Safety Flexibility Exercises", Indiana Hand Center, USA.

c) Aquisição dos dados- Logo após o aquecimento e o posicionamento correto do apoio da cadeira para o antebraço da mão dominante, foi permitido a cada indivíduo que executasse algumas tentativas de preensão para a adequada adaptação da mão à empunhadura. O examinador, por sua vez, verificava a correta posição do polegar, certificando-se que sua ação (flexão ou adução) estivesse realmente inibida, através do encaixe do aspecto posterior da empunhadura com a eminência hipotenar.

Os testes foram administrados de acordo com as seguintes fases:

1ª. fase- Duração: 15 minutos. Aquisição dos intervalos R-R, com o sujeito sentado, respiração normal, com o braço na posição padronizada e a mão envolvendo o dinamômetro (sem executar preensão). Este primeiro passo, após a realização do primeiro esforço, passa a ser denominado de intervalo de repouso.

2ª. fase- Duração: 1 minuto e 20 segundos. Aquisição dos sinais de força e de ECG. O esforço isométrico ocorre ao sinal do examinador, o qual incentiva verbalmente o voluntário na manutenção do esforço durante os dez segundos de contração voluntária máxima. Durante todo o processo, é verificada se a manobra de Valsalva não é executada. Cada indivíduo é orientado a manter o seu ciclo de respiração normal.

3ª. fase- Duração: 5 minutos. Nesta fase realiza-se a recalibração dos sensores para novo teste (Figura 22).

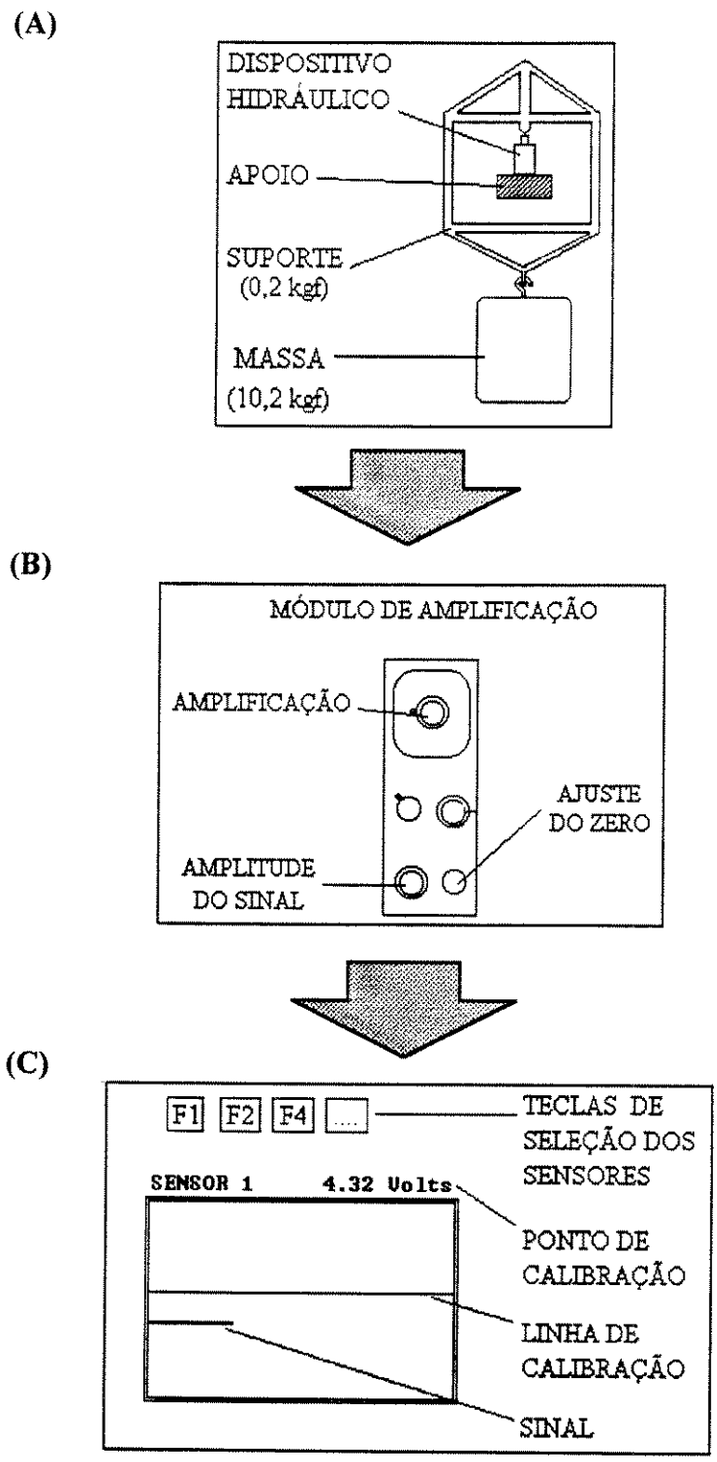


Figura 22- Procedimento de calibração durante a administração dos testes em laboratório. Uma massa conhecida, cujo peso é aplicado através de um aparato específico (A) em cada um dos dispositivos, produz os sinais que, passando pelos módulos do polígrafo (B) são visualizados e ajustados como ponto de calibração, de acordo com a tela exibida pelo programa de computador (C).

No total, cada indivíduo realizou seis testes como o mostrado na Figura 23, num mesmo período, sendo os três primeiros sem estímulo visual e os demais, com estímulo visual. Tal estímulo baseou-se na visualização do monitor de vídeo durante os esforços de preensão sem que pudesse identificar, no entanto, a magnitude da força exercida. Ainda, nas orientações preliminares foi ressaltado que na ocorrência de dor ou desconforto sentidas pelo indivíduo, o teste seria imediatamente interrompido.

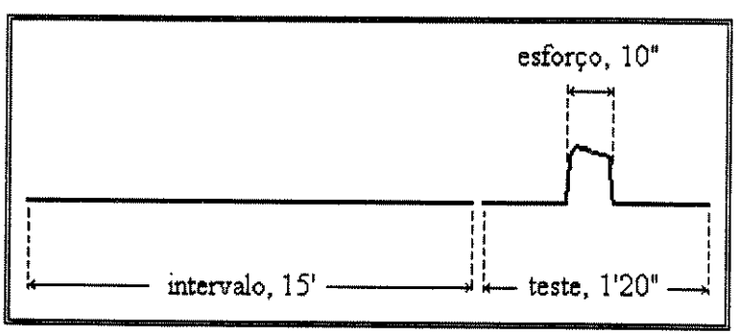


Figura 23- Tempo de realização de cada uma das tentativas do teste.Intervalo: tempo em milisegundos entre os picos R do ECG;Teste: tempo de aquisição dos dados de força e ECG; Esforço: preensão isométrica da mão.

Concluindo, os principais parâmetros das curvas força-tempo a serem considerados são:

Força máxima ($F_{máx}$) = valor máximo de força atingido no teste [N];

Tempo máximo ($t_{máx}$) = tempo para atingir a força máxima [ms];

Força final (F_{final}) = valor da força ao término da preensão [N];

Tempo final (t_{final}) = tempo ao término da preensão [s];

Impulso (I) = área sob a curva força-tempo [N.s];

Fadiga (Fad) = decréscimo da força, por unidade de tempo.

RESULTADOS

1 - A força muscular máxima de preensão

Uma análise exploratória inicial dos valores da força de preensão dos 130 voluntários participantes dos testes com o dinamômetro JAMAR é mostrada nas Figuras 24 e 25, para os homens e as mulheres, respectivamente. Um resumo dos valores obtidos é mostrado na Tabela 4.

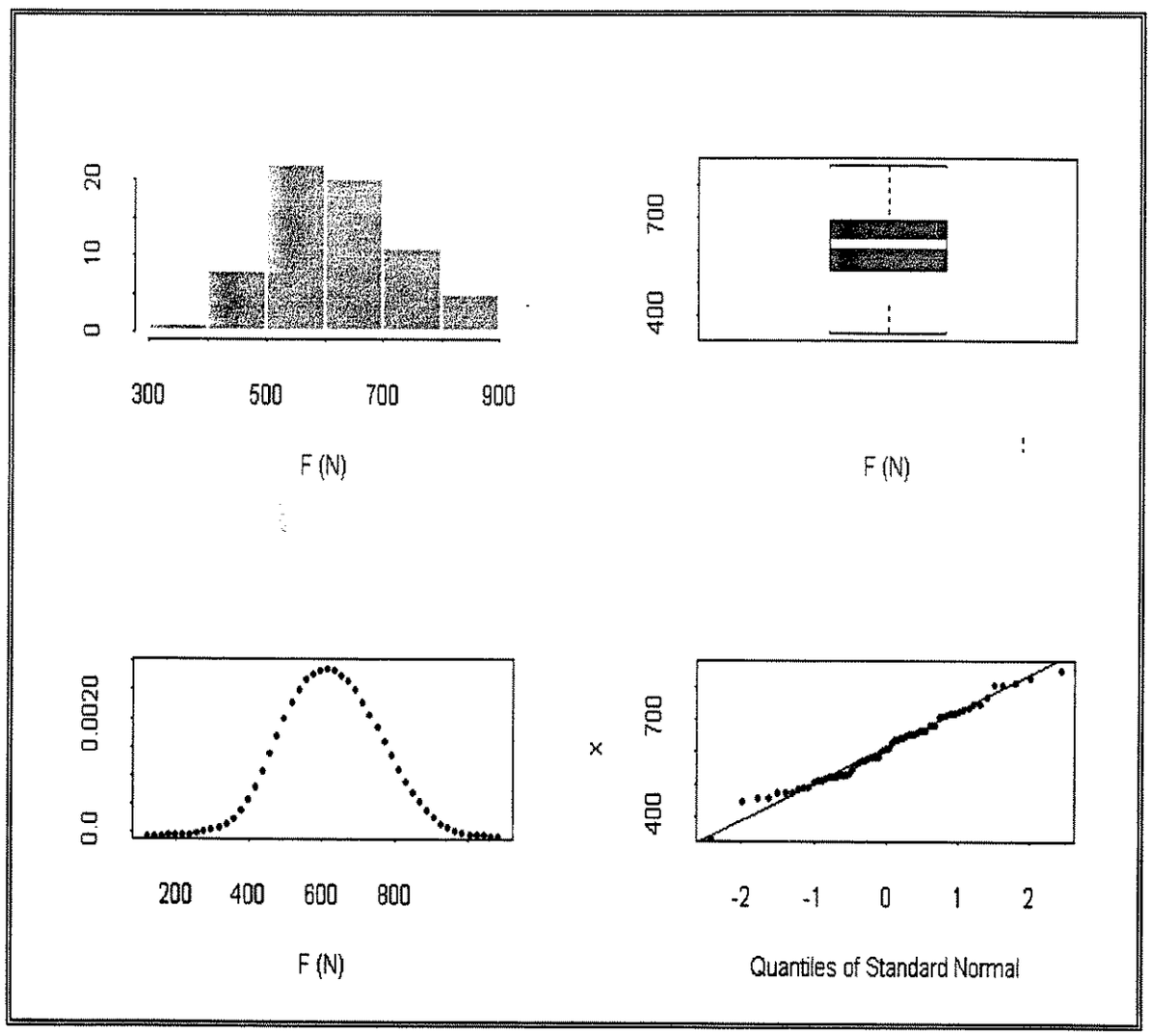


Figura 24- Distribuição dos valores da força máxima (média de três tentativas), de 90 homens, dos 18 aos 57 anos, com esforço de 5 segundos e repouso de 2 minutos.

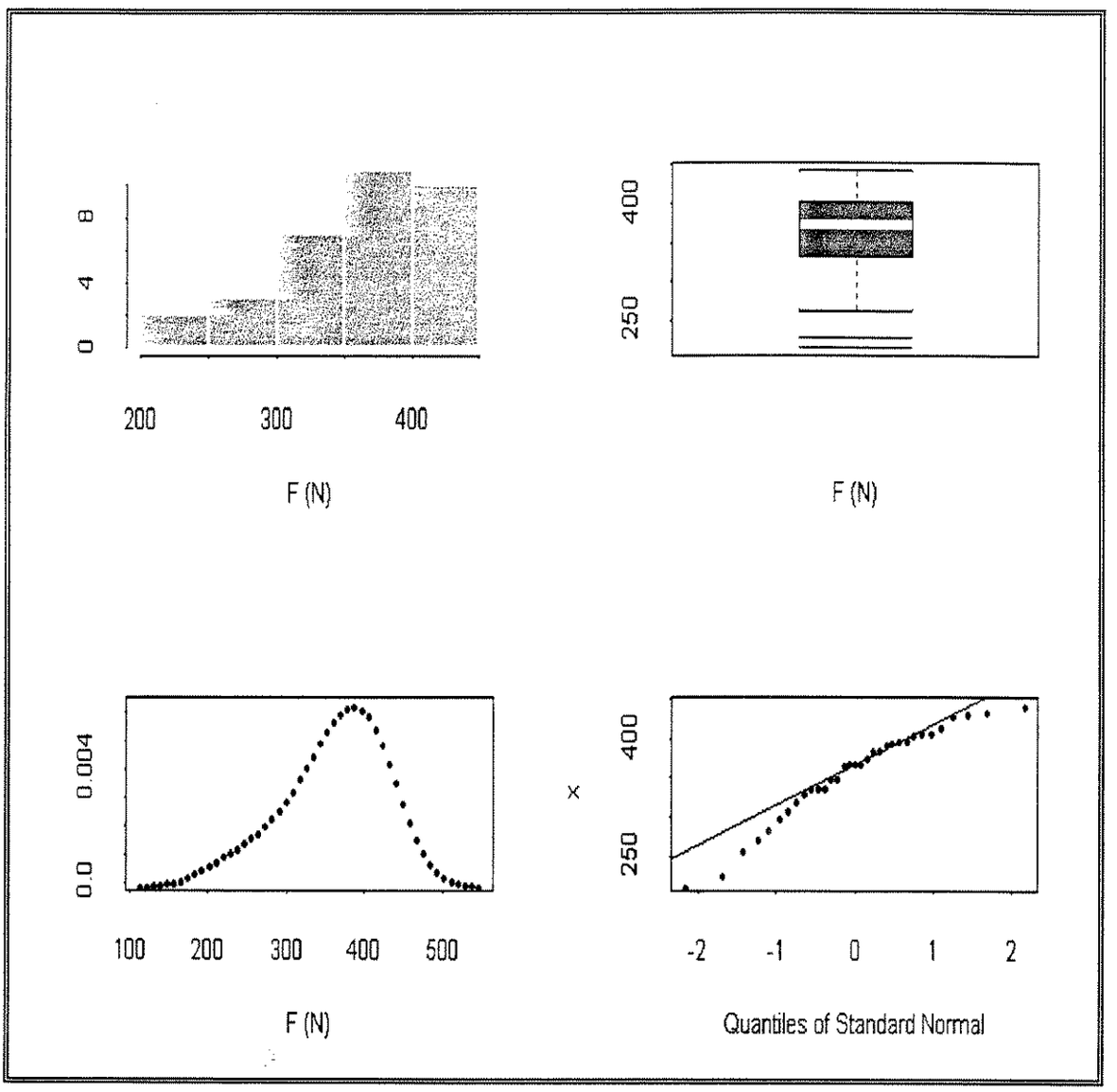


Figura 25- Distribuição dos valores da força máxima (média de três tentativas), de 40 mulheres, dos 18 aos 43 anos, com esforço de 5 segundos e repouso de 2 minutos.

Tabela 4 - Valores da Força Muscular Máxima de Preensão (Newtons)

	Mínimo	*1o. Quartil*	*Mediana*	*Média*	*3o. Quartil*	*Máximo*
MULHERES	215.6	333.2	372.4	360.6	401.8	443.9
HOMENS	345.9	539	620.3	624	688.9	859.5

As correlações entre a força e algumas variáveis tais como idade, peso e altura são mostradas para homens e mulheres, na Figura 26. O mesmo é mostrado na Figura 27 para os parâmetros da mão.

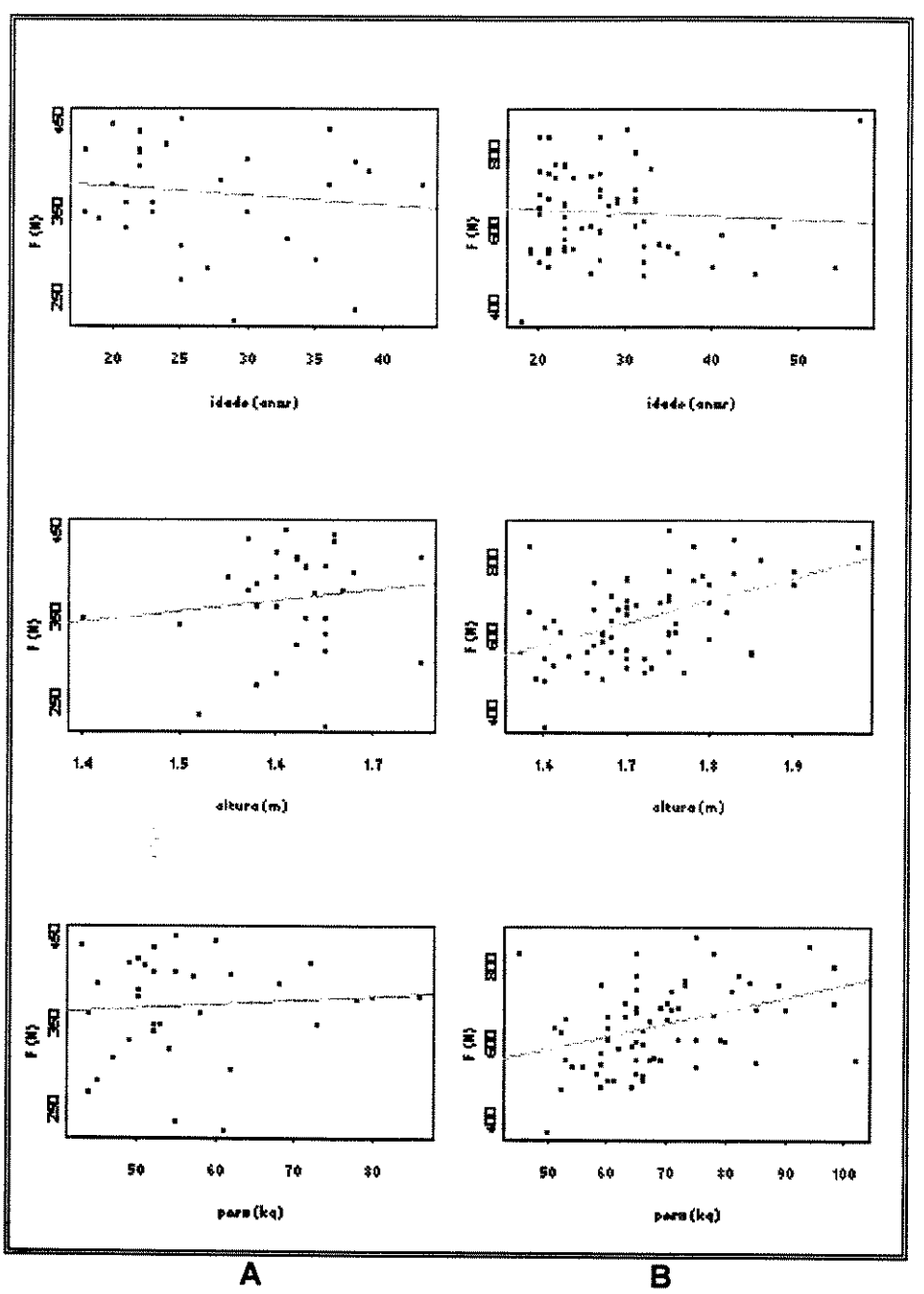


Figura 26- Coeficiente de correlação da força com a idade, a altura e o peso.
A) 40 mulheres: r(idade)=-0,13; r(altura)=0,13; r(peso)=0,08
B) 70 homens: r(idade)=-0,06; r(altura)=0,48; r(peso)=0,39

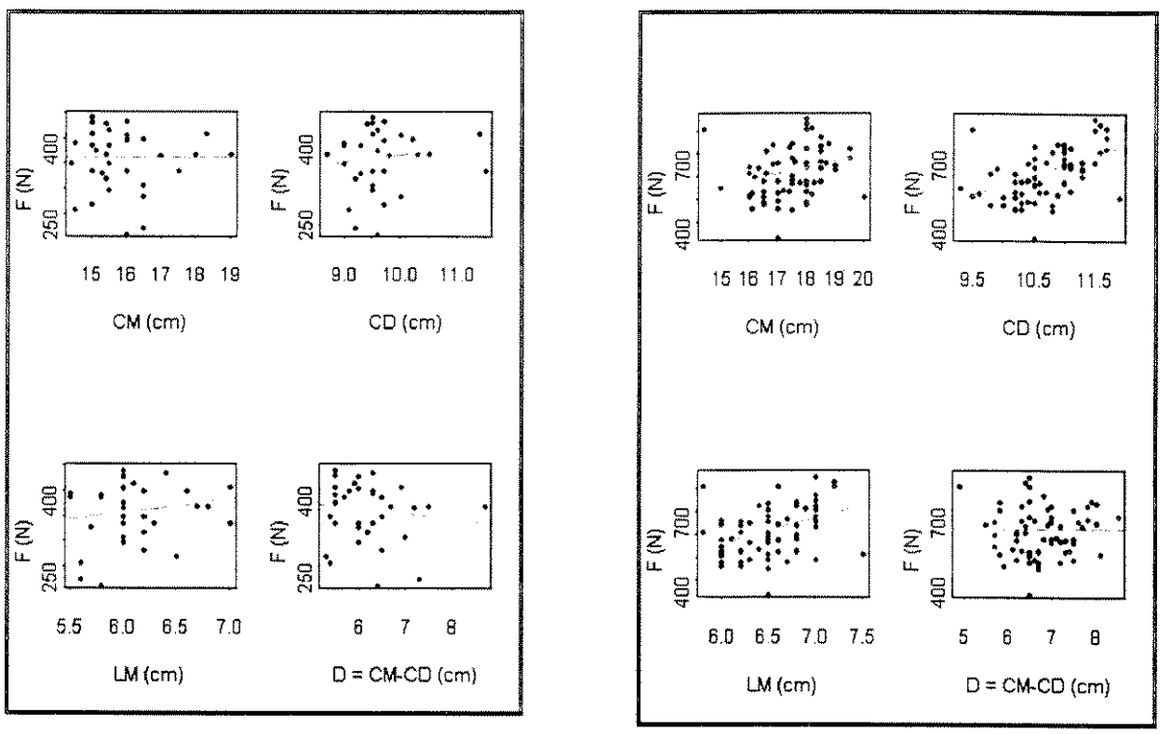


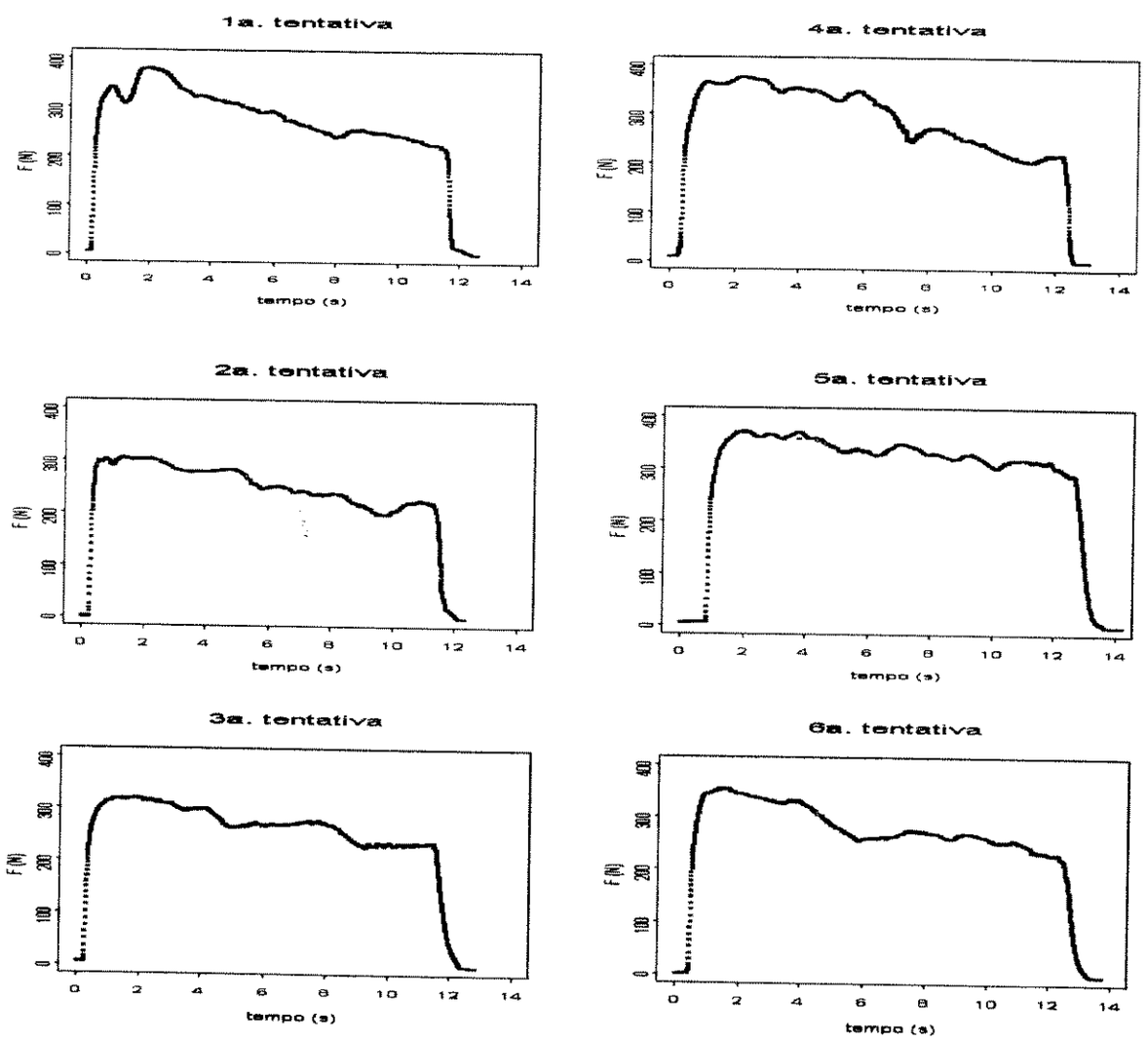
Figura 27- Coeficiente de correlação da força com os parâmetros da mão.
(CM:comprimento da mão, LM:largura da mão, CD:comprimento do dedo, D:CM-CD).
A) 40 mulheres: r(CM)=-0,004; r(CD)=0,14; r(LM)=0,18; r(D)=-0,13
B) 70 homens: r(CM)=0,28; r(CD)=0,49; r(LM)=0,37; r(D)=0,01

Em geral, verifica-se valores de força maiores nos homens, cuja distribuição de dados se apresenta bem próxima da mediana, o que não ocorre com as mulheres (Tabela 4).

Os coeficientes de correlação que as Figuras 26 e 27 apresentam entre os valores médios da força de preensão com a idade, peso, altura e os parâmetros da mão, mostraram-se equivalentes para ambos os sexos (inclinação positiva ou negativa). Independentemente dos valores, a dispersão dos dados apresentados nos gráficos não os evidencia.

2 - As curvas força-tempo

As curvas obtidas com quatro voluntários nos testes de laboratório seguem o padrão mostrado na Figura 28, considerando a empunhadura com os apoios individuais dos dedos, com tempo de esforço isométrico em torno de 10 segundos. Os valores médios dos parâmetros das curvas para cada voluntário são mostrados na Tabela 5.



Sem estímulo visual **Com estímulo visual**

Figura 28- Curvas força-tempo de um indivíduo, em testes de 10 segundos, com intervalos de 15 minutos entre as tentativas. Nos testes executados com o estímulo visual (acompanhamento do teste pelo monitor de vídeo) os indivíduos apresentaram valores de força maiores.

Tabela 5 - Valores dos parâmetros das curvas obtidas por cada voluntário nos testes com estímulo visual (média ± desvio padrão)

Indivíduo (sexo)	$F_{máx}$ *(N)*	$t_{máx}$ *(s)*	F_{final} *(N)*	t_{final} *(s)*	*Impulso (N.s)*	*Fadiga (N/s)*
#1 (masc.)	333,7 (38,9)	1,7 (0,35)	229,3 (9,29)	11,4 (0,12)	3294,7 (95,6)	11,3 (4,7)
#2 (masc.)	370,7 (11,2)	1,87 (0,4)	250,7 (37,1)	12,38 (0,24)	3332,6 (46,3)	11,5 (3,9)
#3 (fem.)	152,7 (8,15)	4,12 (2,26)	122 (9,54)	11,64 (0,73)	1441,5 (17,94)	4,45 (2,25)
#4 (fem.)	238 (3,61)	1,30 (0,7)	141,3 (20,1)	11,45 (0,22)	2071,6 (28,38)	9,47 (1,16)

No pequeno grupo dos voluntários, verificou-se que os homens apresentaram força de preensão ($F_{máx}$) maior que as mulheres. Em geral, verificou-se nas curvas a rápida variação de força no início de cada teste, a qual após atingir o seu valor máximo exibe um comportamento de ligeiro decréscimo.

No entanto, para cada voluntário em particular, as variações da força não seguiram esse padrão, indicando valores de força máxima muito após o início do teste (Tabela 5). Ainda, grandes oscilações durante o esforço foram constatadas, tal como mostra a Figura 29 em particular, fato este impossível de ser constatado pelos testes onde são empregados os dinamômetros comuns (com detectores de pico máximo).

Apesar dos voluntários se sentirem adaptados à empunhadura, nem sempre as tentativas subsequentes apresentaram desempenhos melhores com relação à manutençao da força em platô.

3 - A contribuição dos dedos nos testes de preensão

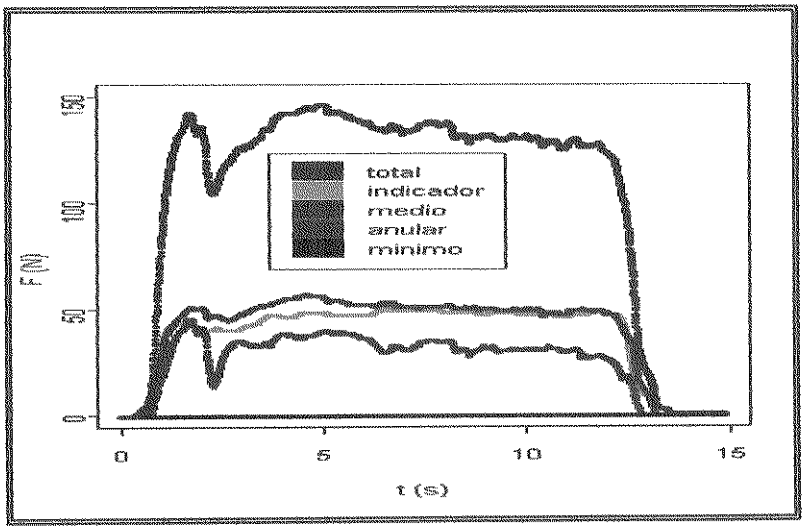
A contribuição de cada dedo em relação à força de preensão total pode ser visualizada na Figura 29, onde são apresentadas algumas situações diferenciadas enquanto temos em mente os testes de força máxima, os quais apenas consideram o valor máximo atingido durante o esforço. Verificou-se que o dedo médio apresentou maior contribuição na preensão total, juntamente com o dedo indicador. A ligeira vantagem para o primeiro deve-se ao fato do mesmo envolver mais efetivamente o apoio do dispositivo hidráulico durante os testes.

Particularmente, nota-se que pequenas variações no comportamento da força de preensão total relacionam-se profundamente com a contribuição de cada dedo, podendo existir desde um pequeno equilíbrio de forças entre os mesmos até variações bruscas que implicam numa modificação mais evidente da força total.

Nota-se que na Figura 29-A o dedo anular modifica substancialmente a força total apesar de sua menor contribuição em relação aos dedos indicador e médio. Em (B), na mesma figura, o pico de força máxima não é atingida no início do teste, situação na qual a análise da fadiga fica comprometida. Em (C), verifica-se que o teste foi executado de maneira corretacom a rápida elevação da força no início e a posterior fase de fadiga, com grande variação de força na região do platô. É importante ressaltar que, a preensão exercida nos testes exibidos na Figura 29, não contou com a participação efetiva do dedo mínimo, indicando que o tamanho de mão não possibilitou o seu apoio junto ao dispositivo hidráulico.

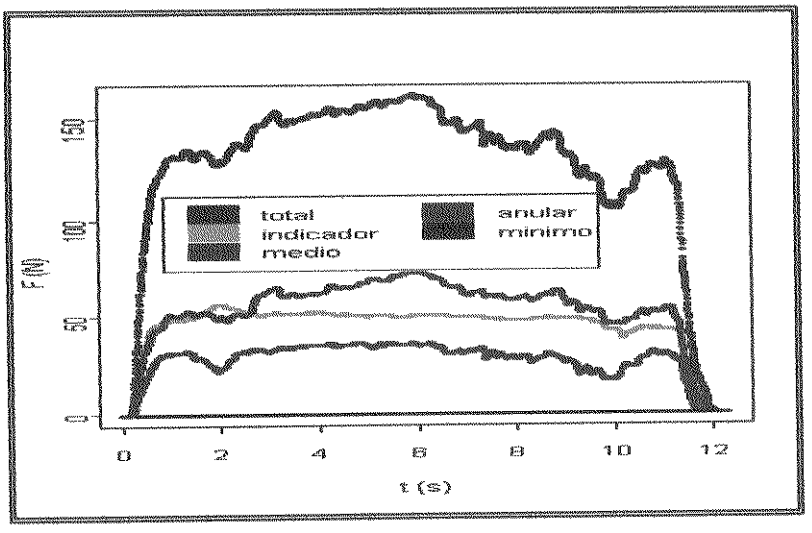
(A)

Força máxima: 147 N
Tempo (Fmáx): 4,88 s
Impulso: 1455,2 N.s



(B)

Força máxima: 162 N
Tempo (Fmáx): 5,91 s
Impulso: 1421,2 N.s



(C)

Força máxima: 149 N
Tempo (Fmáx): 1,58 s
Impulso: 1448,1 N.s

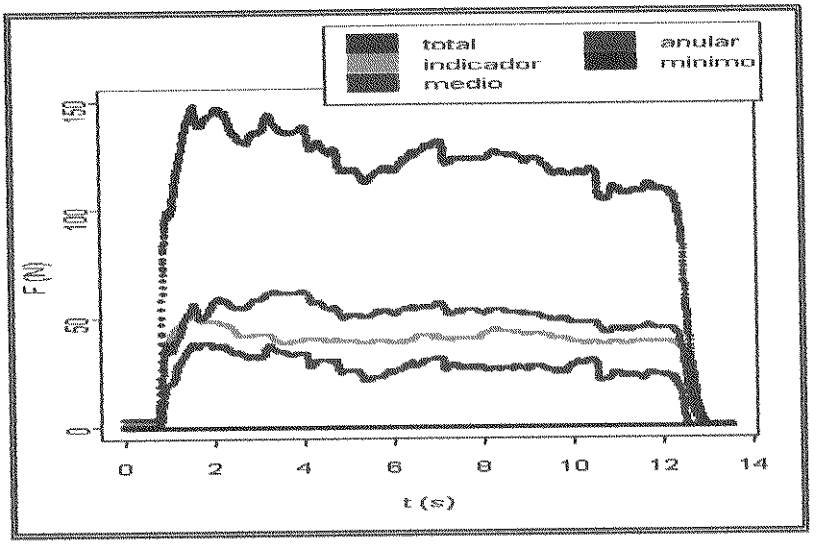


Figura 29- Curvas força-tempo de um indivíduo, onde podem ser identificadas as contribuições dos dedos na força total.

4.4 - A frequência cardíaca instantânea (FCi) correlacionada ao esforço isométrico

Considerando os testes com estímulo visual, a Figura 30 mostra a frequência cardíaca instantânea registrada durante o período em que ocorreu o esforço isométrico.

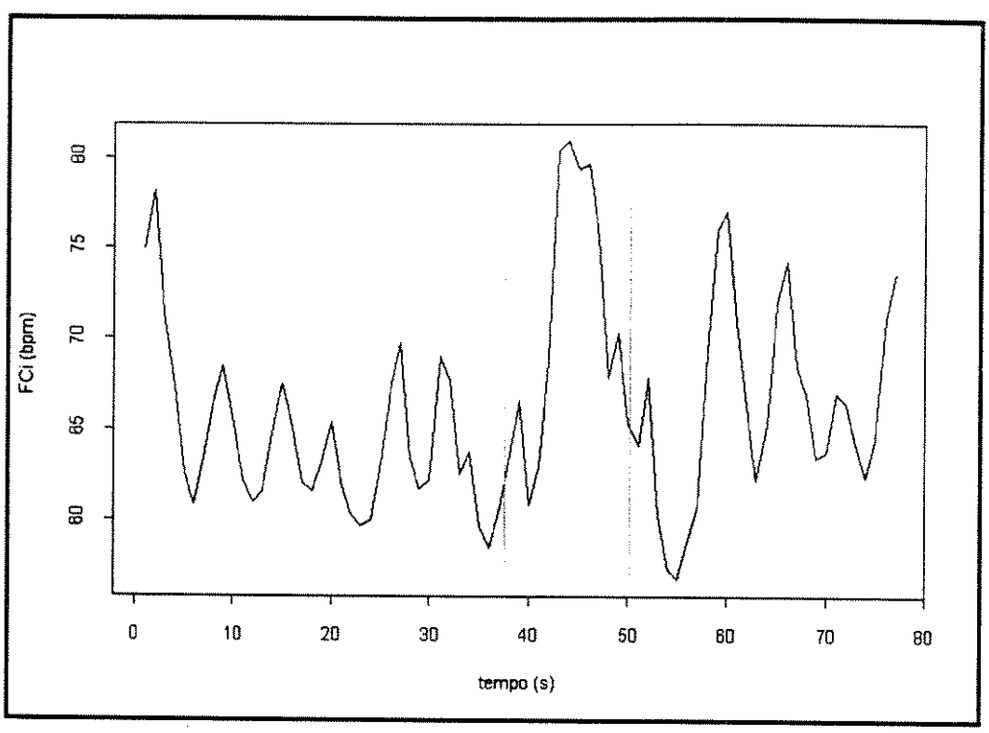


Figura 30- A frequência cardíaca instantânea (FCi) e o esforço isométrico máximo de preensão, com estímulo visual, independentemente do voluntário, indicada pelas linhas verticais.

Observou-se o que o esforço isométrico ocasionou grande aumento da frequência cardíaca instantânea, fato este que não foi verificado na maior parte dos testes realizados (Figura 31) talvez pelo fato da falta de treinamento dos voluntários na execução da preensão de modo a apenas contrair a musculatura do antebraço.

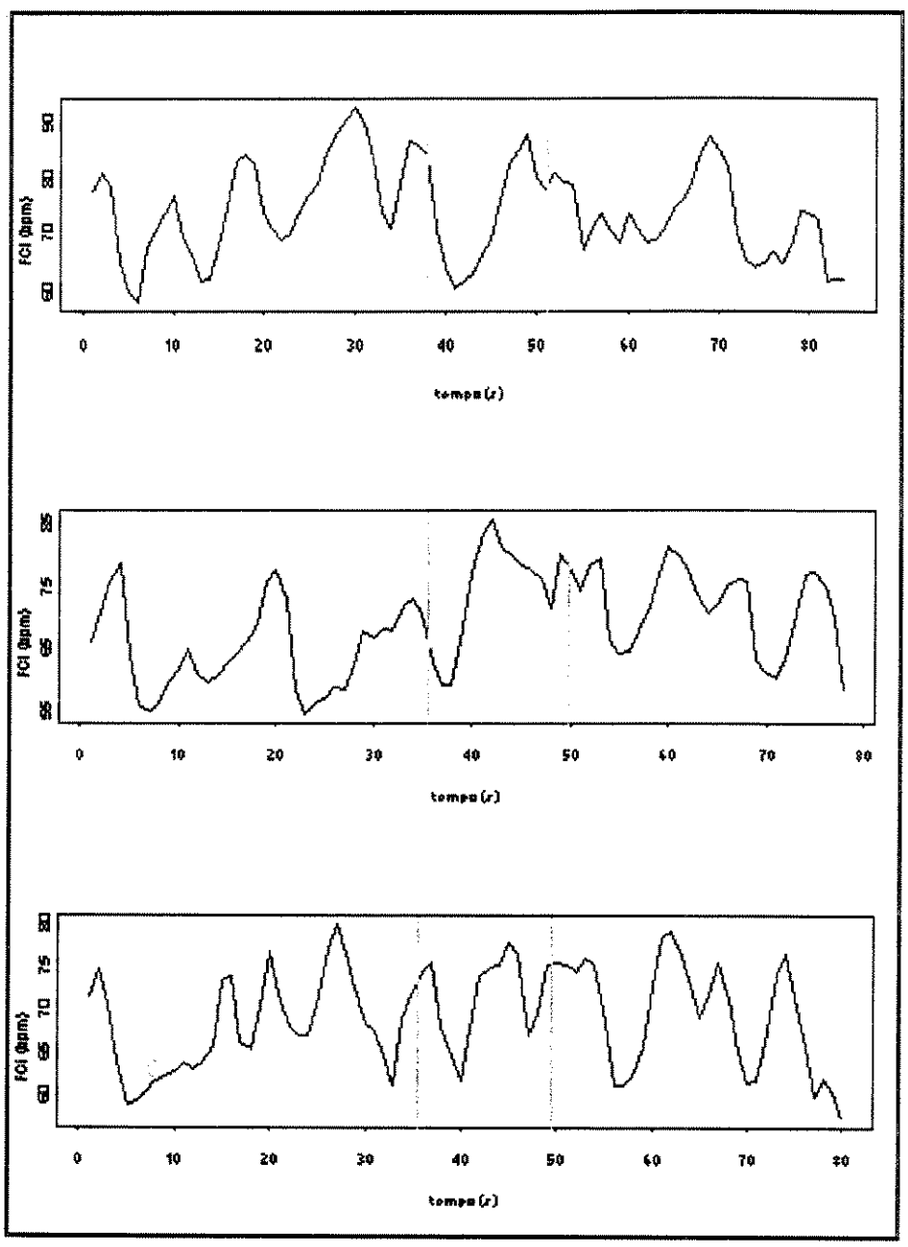


Figura 31- O aumento esperado da frequência cardíaca nem sempre foi constatado talvez pela provável inabilidade dos indivíduos em executarem apenas a contração da musculatura do antebraço. As linhas verticais vermelhas indicam a ocorrência do esforço isométrico.

DISCUSSÃO

O desenvolvimento dos primeiros dinamômetros no século XVIII pôde satisfazer as primeiras curiosidades do homem sobre questões a respeito das diferenças da força muscular em relação à raça, idade, sexo e sob diversos estados de saúde. Desde aquela época, os pesquisadores têm demonstrado atenção especial às variáveis que afetariam a confiabilidade da avaliação da força muscular. Uma delas, o horário do dia em que os testes são aplicados, provoca pequenas variações na força de preensão que podem ser negligenciadas durante um exame clínico (McGARVEY et alii, 1984; YOUNG et alii, 1989) , razão esta que justifica o fato de não o mencionarmos na metodologia. Considerando que resultados consistentes na obtenção da força máxima de preensão poderiam ser provenientes do valor médio dentre quatro testes alternando-se as mãos (NEWMAN et alii, 1984), o método mais largamente utilizado considera suficiente o exame da mão dominante nos testes, por não haver diferenças significativas na força entre ambas (REIKERAS, 1983). Destes, a média dos valores de força máxima obtidas em três tentativas, é considerada, em detrimento dos métodos de tentativa única ou do mais alto valor em três tentativas, os quais não são recomendados para o uso clínico ou mesmo de pesquisa (MATHIOWETZ et alii, 1984). Ainda, para a execução dos testes, considera-se o sujeito em posição padronizada, tal como adotamos e que, segundo MATHIOWETZ et alii (1985b) possibilita a obtenção dos maiores valores de força com o cotovelo a 90° em flexão ao invés de completamente estendido. No entanto, estes resultados diferem dos encontrados por SU et alii (1994) nos quais o

maior valor para a força de preensão ocorreu com o cotovelo em extensão, independentemente da posição do ombro (0° ,90° , 180° em flexão. Os autores atribuem o fato às relações comprimento-tensão dos músculos do antebraço que são favoráveis à melhoria da força quando o cotovelo está na posição de extensão.

Portanto, além da praticidade nos testes, a padronização do posicionamento (sujeito sentado, cotovelo flexionado a 90°), como recomendada pela *"American Society of Hand Therapists"*, minimiza a ocorrência de compensações indesejáveis ou sobrecargas, resultando em magnitude menor de força (SU et alii, 1994). Tais procedimentos, adotados na grande maioria dos trabalhos citados na literatura, indicam a tendência de aumento da força até a faixa entre 25 e 50 anos, e diminuindo após; apresentando pequena correlação com altura e peso (THORNGREN e WERNER, 1979; Fernando e ROBERTSON, 1982; SMITH e BENGE, 1985; MATHIOWETZ et alii, 1985a; REDDON et alii, 1985; FIUTKO, 1987; HARKONEN et alii, 1993), dados estes consistentes, qualitativamente, com os valores de força máxima de preensão obtidos neste trabalho. Quantitativamente, deve-se considerar a normalização dos dados de força intra-população, apesar da importância da comparação dos valores entre diferentes classes e nacionalidades dos indivíduos (HARKONEN et alii, 1993).

Por oportuno, vale informar que resultados semelhantes são encontrados, a menos dos valores inferiores de força, em crianças e jovens de ambos os sexos (AGER et alii, 1984; BOWMAN e KATZ, 1984; MATHIOWETZ et alii, 1986; ROBERTSON e DEITZ, 1988).

Dos resultados obtidos com o uso do dinamômetro Jamar verificou-se ainda, para o grupo de indivíduos participantes desse estudo, discretas variações com relação ao tamanho de mão, como relatada por HARKONEN et alii (1993).

Embora existam numerosos trabalhos publicados sobre a força de preensão, muitos cobrem grupos isolados e específicos de indivíduos, fato este de interesse somente para especialistas de uma área em particular. Visando aplicações clínicas, o conhecimento da força muscular, ou melhor, da existência da fraqueza muscular, baseado nas medições das mãos alternadamente, para cada sujeito, classificados por idade, traria resultados suficientemente consistentes para muitas aplicações (NEWMAN et alii, 1984), correlação esta (força x idade) não verificada neste estudo. Tais aplicações em casos patológicos, adicionadas às comparações da força com outras variáveis (peso, altura, tamanho da mão, posicionamento nos testes), são propostas como viáveis na identificação de complicações pós-cirúrgicas (WEBB et alii, 1989), na avaliação da funcionalidade da mão com artrite reumatóide (SHEENAN et alii,1983) e como prognóstico da dor de punho (CZITROM e LISTER, 1988).

Apesar da possibilidade dos testes dinamométricos identificarem variações discretas de força, em comparação ao teste muscular manual (WADSWORTH et alii, 1987), algumas limitações se apresentam quando se utiliza apenas o valor da força máxima, em detrimento de seu comportamento no tempo. Nesse sentido, devemos considerar que as capacidades das unidades motoras de um músculo para gerar tensão são diferentes. Isto implica que a ordem em que são recrutadas influenciará fortemente na maneira que a musculatura desenvolverá sua força. É sabido que a velocidade, força e resistência à fadiga dos músculos e suas

respectivas unidades motoras não são propriedades fixas; além disso, dependem do padrão de atividade que o músculo desenvolve (CLAMANN, 1993). Tais afirmações conduzem à atribuição da importância ao comportamento da força no tempo e não apenas o valor da força máxima, isoladamente. Inúmeros são os trabalhos que, em casos de lesões ou patologias de mão (EJESKAR, 1982; GRINDULIS e CALVERLEY, 1983; SHEENAN et alii, 1983; EVANS e LAWTON, 1984; CZITROM e LISTER, 1988; STRATFORD et alii, 1989; WEBB et alii, 1989; EFFGEN e BROWN, 1992), poderiam fazer uso das curvas força-tempo no sentido de ampliar o conhecimento em relação às indicações de procedimentos terapêuticos adequados, em virtude do fato de que a força muscular pode estar sendo influenciada por disfunções em músculos, em tendões e em quaisquer estruturas articulares da mão e punho.

Neste trabalho foram apresentadas as curvas força-tempo de preensão total, cuja metodologia tem sido proposta desde o trabalho de BYRD e JENNESS (1982) que determinaram a grande consistência dos valores das áreas das curvas força-tempo e sua independência da carga inicial, com o objetivo de minimizar o efeito da necessidade de motivação às contrações isométricas de preensão. Alguns parâmetros que identificam a curva típica de um esforço isométrico foram apresentados por HELLIWELL et alii (1987), justificados pelo fato de que as mudanças no comportamento da força durante o teste são melhores discriminadoras que a força máxima, tanto na verificação da disfunção manual como na investigação da resposta dos pacientes a drogas anti-inflamatórias. Consequentemente, informações a respeito da fadiga, coordenação muscular e necessidade da cooperação do paciente durante os testes, que são difíceis de serem avaliadas com

equipamentos como o Jamar, são possíveis de serem identificados e superados com a utilização de um sistema que arquiva os dados da força para comparação das curvas entre diferentes ocasiões e diferentes sujeitos (LINDHAL et alii, 1994). Tais autores identificaram os seguintes parâmetros das curvas: a força máxima, a taxa de aumento da força, a taxa de decaimento da força e a área sob a curva. Nossos resultados não são compatíveis com os desse trabalho, pois os autores consideraram testes com 30 segundos de contração, utilizando-se porcentagens do valor máximo.

A aplicabilidade dos métodos de análise do comportamento da força durante os testes resultou na possibilidade da identificação da veracidade do esforço empregado pelo indivíduo, fato este não detectável com dinamômetros comuns, pelo menos através do método empregado por NIEBUHR e MARION (1987) onde um grupo de indivíduos foram instruídos a exercerem esforço sincero (máximo) e outro grupo não. Por outro lado, GILBERT e KNOWLTON (1983) já utilizavam a análise da curva da força de preensão incluindo outras variáveis. Eles encontraram que a razão da força média pela força máxima é um significante indicador da sinceridade de esforço para ambos, homens e mulheres (testes de 5 segundos). Por outro lado, KROEMER e MARRAS (1980 e 1981) sugerem que a inclinação da curva durante o início da contração pode ser utilizada na avaliação da sinceridade de uma contração voluntária máxima por comparação a vários esforços submáximos.

Portanto, a análise das características das curvas força-tempo possibilita prontamente os meios de julgamento da sinceridade de esforço de um sujeito submetido aos testes de medição da força máxima de preensão (SMITH et

alii, 1989; CHENGALUR et alii, 1990). Numa metodologia similar, ambos os trabalhos utilizam cinco discriminadores que, baseados nas relações entre a média dos valores de força durante o platô e o valor de força máxima, indicam a veracidade dos testes denominando-os de esforço sincero (caracterizado pela ocorrência de um pico máximo no início do teste, seguido do decréscimo da força a valores próximos desse valor máximo) e não-sincero (caracterizando-se por um pico inicial acompanhado de um platô com valores abaixo do valor máximo, com grandes oscilações). Neste último caso, relatam a variabilidade da força sem ao menos considerar que o comportamento da força nos testes é um evento vinculado diretamente ao tempo, visto que ao considerarmos a média dos valores obtidos (ou mesmo quaisquer relações com a média) acabamos por destruir a estrutura temporal dos dados. É conveniente, por exemplo, fazer uma análise do platô da curva força-tempo, região esta onde ocorre a real diminuição da força (fadiga), baseada na distribuição dos resíduos durante o período em questão (Figura 32).

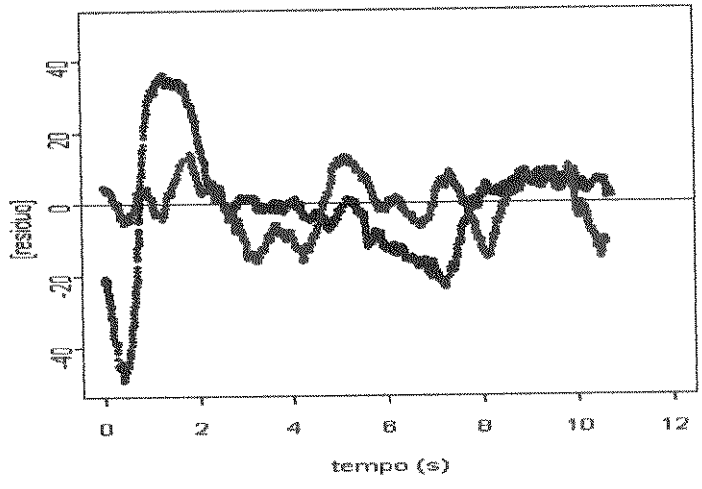


Figura 32- Os valores de força pertencentes à região do platô (de $F_{máx}$ a F_{final}) de dois testes realizados pelo mesmo indivíduo cujas características, segundo SMITH et alii (1989) e CHENGALUR et alii (1990) são de esforços sincero e não-sincero, apresentam os gráficos de resíduo acima, respectivamente às curvas preta e azul.

A Figura 32 mostra um exemplo no qual foi preservada a característica temporal dos dados de força em dois diferentes momentos: o da sinceridade e o da não-sinceridade de esforço.

Mesmo considerando a preocupação para com a sinceridade de esforço ou mesmo com a veracidade das medições na utilização de instrumentos, não há na literatura relato sobre a forma da empunhadura como fator de influência nos valores de força, exceção feita aos trabalhos da área de Ergonomia (FRANSSON e WINKEL, 1991; GRANT et al., 1992; GRANT e HABES, 1993; OH et al., 1993) cujos resultados não estão diretamente ligados às empunhaduras dos dinamômetros dos testes de preensão utilizados pelos terapeutas da mão. No entanto, baseando-se nessas idéias, foram desenvolvidos neste trabalho modelos de empunhadura para utilização em dinamômetros que satisfizessem a condição de redução de dor ou desconforto durante os testes (LIND, 1983), fatores importantes a serem considerados em estudos envolvendo esforços isométricos de máxima intensidade com os consequentes ajustes cardiovasculares. Em nosso estudo verificamos em um único indivíduo as mesmas dimensões de variação da frequência cardíaca relatada em alguns trabalhos (MARIN-NETO et al., 1986; TAYLOR et al.,1988; LOAN et al., 1989; VAZ et al., 1993). A dificuldade de confirmação de tais respostas com todos os voluntários envolvidos nos testes deveu-se ao tempo limitado que o programa utiliza durante a aquisição dos dados (um minuto e vinte segundos). Portanto, deve ser enfatizado que o presente estudo não intenciona tecer conclusões a respeito da variabilidade da frequência cardíaca, mas ao menos indicar aos pesquisadores da área a importância de se considerar a ocorrência dos

picos R como um fenômeno vinculado ao tempo e para tanto passível de um estudo matemático modelado em séries de tempo.

Devido às dimensões dos sensores de pressão que utilizamos, a empunhadura atualmente possui limitações de uso, ou seja, suas dimensões externas se limitam às dimensões do dinamômetro Jamar na terceira posição, não tendo possibilidades de ser utilizada em preensões onde seriam exigidas a flexão das articulações metacarpofalangeanas, o que por outro lado, ao menos viabiliza a atuação da musculatura extrínsica da mão, como relatam os estudos de LONG (1970) e AMIS (1980).

O presente trabalho sugere a utilização de empunhaduras de poliestireno cujo processo de construção possibilita inúmeros formatos, é leve e resistente. Devidamente acoplada aos dispositivos hidráulicos, pode avaliar a contribuição dos dedos individualmente enquanto inibe a ação do polegar. Isso implica na otimização da análise objetiva da fraqueza muscular manual após cirurgia de tendão (EJESKAR, 1982). Entretanto, em casos patológicos têm sido relatados o uso de esfigmomanômetros, cuja característica principal é a medição da pressão da mão, não a sua força. Ou seja, tais dispositivos não são convenientes para a medição da preensão, visto ser esta uma função de força e deve portanto ser expressa em unidades de força. Nosso equipamento permite a padronização das medidas visto que mede força, apesar do sensor utilizado medir pressão. Isto se deve ao fato da concepção proposta para uso do sistema diafragma-pistão, cuja utilização em dinamômetros manuais ainda não foi citada na literatura.

A utilização do sistema proposto durante todo o período no qual esteve em uso (aproximadamente um ano, o que incluiu os testes do programa de

aquisição, os testes pilotos e os experimentos propriamente ditos) possibilitou que se verificasse a excelente vedação do mesmo. Na prática, durante os procedimentos de calibração, os ajustes necessários junto aos módulos de amplificação foi mínimo. Isto correspondeu ao fato de que o valor dos pontos de calibração necessários ao programa de computador para conversão dos sinais em unidades de força mantiveram-se inalterados.

CONCLUSÃO

A proposta deste estudo foi de possibilitar uma análise qualitativa, entre utilizar os valores médios da força máxima ou a visualização do comportamento da curva força-tempo, nos testes de preensão da mão, os quais são largamente utilizados na prática clínica. Desse modo, quando se deseja verificar a força manual de um paciente com queixas de dor, por exemplo, o teste com a obtenção da curva torna-se viável e indicado, pois favorece a análise do comportamento dos dedos bem como da presença de fadiga acentuada, sem no entanto necessitar que a força máxima seja atingida.

Como consequência, a continuidade deste estudo abre opções das mais diversas, podendo ser considerados os seguintes pontos:

1) o estudo da velocidade de contração no início do teste com o propósito de se compreender a relação existente entre o movimento e o sistema nervoso central, na investigação de como os padrões de força, deslocamento e velocidade interagem com os estímulos nervosos;
2) o estudo da fadiga muscular visando aplicações em diversas áreas, tais como a fisiologia (modulação entre o Sistema Nervoso simpático e o parassimpático), e a reabilitação de indivíduos tetraplégicos (monitoração e adequação dos sinais de estimulação elétrica neuromuscular);
3) a aplicação dos testes isométricos na identificação das forças que atuam nas inserções musculares e ligamentos em articulações;

4) a modelamento matemático que permite ao menos o estudo da variabilidade da força no tempo e sua íntima relação com algumas variáveis biológicas, tais como pressão arterial e frequência cardíaca;
5) o desenvolvimento de uma metodologia adequada à avaliação da força muscular que auxilie a prevenção das lesões ósteo-articulares decorrentes do esforço de baixa intensidade, porém repetitivos;
6) o desenvolvimento de um sistema hidráulico de dimensões reduzidas, de modo a possibilitar a utilização de vários tipos de empunhaduras, já desenvolvidas neste trabalho.

REFERÊNCIAS

AGER,C.L.; OLIVETT,B.L.; JOHSNSON,C.L. Grasp and pinch strength in children 5 to 12 years old. **Am. J. Occup. Ther.**, v.38, n.2, p.107-113, Feb. 1984.

AN,K.N., CHAO,E.Y.S., ASKEW,L.J. Hand strength measurement instruments. **Arch. Phys. Rehabil.**, v.61, p.366-8, Aug 1980.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA PARA PREVENÇÃO DE ACIDENTES - ABPA Revista SOS, São Paulo, v.32, n.195, dez. 1997.

BECHTOL, C.O. Grip test: use of a dynamometer with adjustable handle spacing. **J. Bone Joint Surg.**, v.36-A, p.820-824, 1954.

BOWMAN,O.J.; KATZ,B. Hand strength and prone extension in right-dominant 6 to 9 year olds. **Am. J. Occup. Ther.**, v.38, n.6, p.367-376, Jun. 1984.

BYRD,R., JENNESS,M.E. Effect of maximal grip strength and initial grip strength on contraction time and on areas under force-time curves during isometric contractions. **Ergonomics**, v.25, n.5, p.387-392, 1982.

CASTRO,M.C.; NOVO JR.,J.M.; OBERG,T.D.; CARRARA,E.C.; GALLO JR.,L.; CLIQUET JR.,A. Artificial quadriplegic grasping: neuromuscular electrical stimulation sequences and instrumentation development for evaluating prehension. **9th Int. Conf. Biomed. Eng.,** Singapore, p.685, Dec. 3-6, 1997.

CLAMANN,H.P. Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. **Phys. Ther.**, v.73, n.12, dec. 1993, p.830-843, 1993.

CONSIDINE,D.M. **Process instruments and control handbook.** 2nd edition, New York, McGraw-Hill, 1974.

COWELL,T.K. A standard pressure source for calibrating physiologicas pressure transducers. **J. Med. Eng. & Tech.**, v.10, n.4, p.201-204, Jul/Aug 1986.

CZITRON, A.A.; LISTER,G.D. Measurement of grip strength in the diagnosis of wrist pain. **J. Hand. Surg.**, v.13A, n.1, p.16-19, Jan.1988.

DALLY,J.W.; RILEY,W.F. **Experimental stress analysis.**, 3rd edition, New York, McGraw-Hill, 520p., 1991.

DALLY,J.W.; RILEY,W.F. & McCONNELL,L.L. **Instrumentation for engineering measurements**. John Wiley & Sons,Inc., 576p., 1984.

DOEBELIN,E.O. **Measurement systems: applications and design**.,4th edition, New York, McGraw-Hill, 960 p., 1990.

DRATWA, D.K. Design notes for fluid power pressure transducers. **Hydraulic & Pneumatics**, v.39, n.4, p.73-76, April 1986.

EFFGEN,S.K.; BROWN,D.A. Long-term stability of hand-held dynamometric measurements in children who have myelomeningocele. **Phys. Ther.**, v.72, n.6, p.458-465, Jun. 1992.

EJESKAR,A. Finger flexion force and hand grip strength after tendon repair. **J. Hand Surg.**, v.7, n.1, p.61-65, Jan. 1982.

EKLUND e FREIVALDS (editors) Symposium on hand tools and hand-held machines, 21 August 1990, University of Technology, Linköping, Sweden In: "Hand tools for the 1990s", **App. Ergon.**, v.24, n.3, p.146-230, 1993.

EVANS,D.M., LAWTON,D.S. Assessment of hand function. **Clin. Rheum. Dis.**, v.10, n.3, p.697-725, Dec. 1984.

FERNANDO,M.U.; ROBERTSON,J.C. Grip 'strength' in the healthy. **Rheum. Rehab.**, v.21, p.179-181, 1982.

FESS,E.E. The effects of Jamar dynamometer handle position and test protocol on normal grip strength. **J. Hand. Surg.**, n.7, p.308, 1982.

FESS,E.E. The need for reliability and validity in hand assessment instruments. **J. Hand. Surg. (Am.)**, v.11 A, n.5, p.621-623, Sept. 1986.

FIUTKO,R. The comparison study of grip strength in male population of Kuwait and Poland. **J. Sports Med.**, v.27, p.497-500, 1987.

FRANSSON,C. e WINKEL,J. Hand strength. The influence of grip span and grip type. **Ergonomics,** v.34, n.7, p.881-892, Jul. 1991.

FRASER e BENTON A study of adult hand strength, **Br. J. Occup. Ther.,** v.10, p.296-299, 1983.

FREUND,P.R. et alii Blockade of the pressor response to muscle ischemia by sensory nerve block in man. **Am. J. Physiol.** v.237 (**Hearth Circ. Physiol.**,*v.6*): H433- H439, 1979.

GILBERT,J.C.; KNOWLTON,R.G. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. **Am. J. Phys. Med.**, v.62, n.3, p.135-144, 1983.

GRANT,K.A.; HABES,D.J.; Steward,L.L. An analysis of handle designs for reducing manual effort: the influence of grip diameter. **Int. J. Ind. Ergon.**, v.10, p.199-206, 1992.

GRANT,K.A.; HABES,D.J. Effectiveness of a handle flange for reducing manual effort during hand tool use. **Int. J. Ind. Ergon.**, v.12, n.3, p.199-207, Oct 1992.

GRANT,K.A.; HABES,D.J.; STEWARD,L.L. Analysis of handle designs for reducing manual effort. The influence of grip diameter **Int. J. Ind. Ergon.**, v.10, n.3, p.166-200, Nov. 1992.

GRINDULIS,K. A.; CALVERLEY,M. Grip strength: peak or sustained pressure in rheumatoid arthritis? **J. Chron. Dis.**, v.36, n.12, p.855-858, 1983.

GUILLON,M. **Hydraulic servo systems: analysis and design.** Translated by R.T.Griffith, London, Butterworths, xiv, 462p., 1969.

HARKONEN,R.; PIJRTOMAA,M.; ALARANTA,H. Grip strength and hand position of the dynamometer in 204 finnish adults. **J. Hand Surg.** (British and European Volume), v.18B, pp.129-132, Feb. 1993.

HELLIWELL,P.; HOWE,A.; WRIGHT,V. Functional assessment of the hand: reproducibility, acceptability and utility of a new system for measuring strength. **Ann. Rheum. Dis.**, v.46, p.203-8, 1987.

KAPANDJI,I.A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana.**, 4ª edição, v.1, São Paulo, Ed. Manole, 208p., 1980.

KELLOR,M.J.; FROST,N.; SILBERGER,I.; IVERSEN,R.; CUMMINGS,J. Hand strength and dexteriry – norms for clinical use. **Am. J. Occup. Ther.**, v.25, p.77-83, 1971.

KROEMER,K.H.E.; MARRAS,W.S. Towards an objective assessment of the "maximal voluntary contraction" component in routine muscle strength measurements. **Eur. J. Appl. Physiol.**,v.45, p.1-9, 1980.

KROEMER,K.H.E.; MARRAS,W.S. Evaluation of maximal and submaximal static muscle exertions. **Human Factors**, v.23, p.643-653, 1981.

LIND,A.R. Cardiovascular adjustments to isometric contractions: static effort. **Handbook of Physiology - Section 2: the cardiovascular system.** Vol.III, Part 2, p.947-966, 1983.

LINDAHL,O.A., NYSTROM,A.; BJERLE,P.; BOSTROM,A. Grip strength of the human hand- measurements on normal subjects with a new hand strength analysis system (HASTRAS) **J. Med. Eng. & Tech.**, v.18, n.3, p.101-103, May/Jun. 1994.

LOAN,M.D.V.; MASSEY,B.H.; BOILEAU,R.A.; LOHMAN,T.G.; MISNER,J.E.; BEST,P.L. Age as a factor in the hemodynamic responses to isometric exercise. **J. Sports Med. Phys. Fit.**, v.29, n.3, pp.262-268, Sept. 1989.

LONG, C. Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. **J. Bone. Joint Surg.,** v.52-A, p.853-867, 1970.

MARIN-NETO,J.A., MACIEL,B.C.; GALLO JR.,L.; JUNQUEIRA JR.,L.F.; AMORIM,D.S. Effect of parasympathetic impairment on haemodynamic response to handgrip in Chaga's heart disease. **Brit. Heart. J.**, v.55, p.204-210, 1986.

MARINO,M.; GLEIM,G.W. Muscle strength and fiber typing. **Clin. Sports Med.**, v.3, n.1, p.85-100, Jan. 1984.

MATHIOWETZ,V. et alii Grip and pinch strength: normative data for adults. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.66, p.69-74, Feb 1985.

MATHIOWETZ,V. et alii Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. **J. Hand Surg.**, v.9A, n.2, p.222-6, Mar 1984.

MATHIOWETZ,V.; WIEMER,D.M.; FEDERMAN,S.M. Grip and pinch strength: norms for 6- to 19-year-olds. **Am. J, Occup. Ther.**, v.40, n.10, p.705-711, Oct.1986.

MAZER,N.; NOVO JR.;J.M.; BARBIERI,C.H. A hydraulic-electronic device for measuring the prehensile strength of the hand. **Abst. Eur. Med. Bibliog.- Int. Cong. H. Surg.,** Suppl.1, v.1, 1991.

McGARVEY,S.R.; MORREY,B.F.; ASKEW,L.J.; NA,K.-N. Reliability of isometric strength testing. **Clin. Orth. Rel. Res.**, n.185, p.301-305, May 1984.

MEASUREMENTS GROUP, INC. Design considerations for diaphragm pressure transducers. **Measurement Group Tech Note TN-510**, Raleigh, North Carolina, p.1-4, 1982.

NEWMAN,D.G.; PEARN,J.; BARNES,A.; YOUNG,C.M.; KEHOE, M.; NEWMAN,J. Norms for hand grip strength. **Arch. Dis. Child.**, v.59, p.453-459, 1984.

NIEBUHR,B.R.; MARION,R. Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. **Am. J. Phys. Med.**, v.66, n.1, p.16-24, 1987.

NOVO JR.,J.M.; MAZER,N.; BARBIERI,C.H. A comparative study between the Jamar and a prototype dynamometer for measuring the prehensile strength of the hand. **Proc. World Cong. Med. Phys. Biom. Eng.**, Rio de Janeiro/Brazil, 21-26 Aug, p.126, 1994b.

NOVO JR.,J.M.; SEPULVEDA,F.; CLIQUET JR.,A.; GALLO JR.,L. Handgrip strength evaluation in tetraplegics patients with NMES. **Proc. World Cong. Med. Phys. Biom. Eng.**, Rio de Janeiro/Brazil, 21-26 Aug, p.870, 1994a.

OH,S.; RADWIN,R.G. Pistol grip power tool handle and trigger size effects on grip exertions and operator preference. **Human Factors**, v.35, n.3, p.551-569, Sept. 1993.

PATTERSON,P.E.; GABBARD,C. Hydraulic transducer for assessing grip strength. **Human Factors**, v.24, n.2, p.245-247, 1982.

PEARN,J. Two early dynamometers. **J. Neurol. Sci.**, v.37, p.127-134, 1978.

PEARN,J. Two early dynamometers. **J. Neurol. Sc.**, v.37, p.127-34, 1978.

PRONK,C.N.A., NIESING,R. Measuring hand-grip force, using a new application of strain gauges. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, v.19, p.127-8, Jan 1981.

REDDON,J.R. et alii Hand dynamometer: effects of trials and sessions. **Percep. Motor Skills**, v.61, p.195-8, 1985.

REDDON,J.R.; STEFANYK,W.O., GILL,D.M.; RENNEY,C. Hand dynamometer: effects of trials and sessions. **Percep. Motor Skills**, v.61, p.1195-1198, 1985.

REIKERAS,O. Bilateral differences of normal hand strength. **Arch. Orthop. Trauma Surg.**, v.101, n.3, p.223-224, 1983.

ROBERTSON,A.; DEITZ,J. A description of grip strength in preschool children. **Am. J. Occup. Ther.**, v.42, n.10, p.647-652, Oct. 1988.

SHEENAN,N.J.; SHELDON,F. MARKS,D. Grip strength and torquometry in the assessment of hand function in patients with rheumatoid arthritis. **Brit. J. Rheum.**, v.22, p.158-164, 1983.

SMITH,G.A., NELSON,R.C.; SADOFF,S.J.; SADOFF, A.M. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. **Am. J. Phys. Med. & Rehab.**, v.68, n.2, p.73-80, Apr. 1989.

SMITH,R.O.; BENGE,M.W. Pinch and grasp strength: standardization of terminology and protocol. **Am. J. Occup. Ther.**, v.39, n.8, p.531-535, Aug. 1985.

SOLGAARD,S., KRISTIANSEN,B., JENSEN,J.S. Evaluation of instruments for measuring grip strength. **Acta Orthop. Scand.**,v.55, p.569-72, 1984.

SPIJKERMAN,D.C.; SNIJDERS,C.J.; STIJNEN,T.; LANKHORST,G.J. Standardization of grip strength measurements. **Scand. J. Rehab. Med.**, v.23, p.203-206, 1991.

STRATFORD,P.W.; NORMAN,G.R.; McINTOSH,J.M. Generability of grip strength measurements patients with tennis elbow. **Phys. Ther.**, v.69, n.4, p.276-281, Apr. 1989.

SU,C.-Y.; LIN,J.-H.; CHIEN,T.-H.; CHENG,K.-F.; SUNG,Y.-T. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.75, p.812-815, Jul. 1994.

TAYLOR,J.A.; CHASE,P.B.; ENOKA,R.M.; SEALS,D.R. Cardiovascular adjustments to rhythmic handgrip exercise: relationship to electromyographic activity and post-exercise hyperemia. **Eur. J. App. Physiol.**, v.58, p.32-38, 1988.

THORGREN,K.-G., WERNER,C.O. Normal grip strength. **Acta Orthop. Scand.**, v.50, p.255-9, 1979.

TICHAUER,E.R.; GAGE,H. Ergonomic principles basic to hand tool design. **Am. Ind. Hyg. Assoc. J.**, v.38, n.11, p.622-634, 1977.

TIMOSHENKO, S. **Theory of plates and shells.** New York, McGraw-Hill, Cap.III, p.67-68, 1940.

VAZ,M.; KUMAR,M.V.S.; KULKARNI,R.N.; RODRIGUES,D.; SHETTY,P.S. Variability of cardiovascular and plasma noradrenaline responses to sustained isometric contraction in normal human subjects. **Clin. Sci.**, v.85, p.45-49, 1993.

VENABLES, W. N. & RIPLEY, B. D. **Modern apllied statistics with S-plus.** Springer-Verlag, 1994.

WADSWORTH,C.T. et alii Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynametric muscle testing. **Phys. Ther.**, v.67, n.9, p.1342-7, Sep 1987.

WEBB,A.R.; NEWMAN,L.A.; TAYLOR,M.; KEOGH,J.B. Hand grip dynamometry as a predictor of postoperative complications reappraisal using age standardized grip strengths. **J. Parent. Ent. Nut.**, v.13, n.1, p.30-33, Feb.1989.

YOUNG,V.L.; PIN,P.; KRAEMER,B.A.; GOULD,R.B.; NEMERGUT,L.; PELLOWSKI,M. Fluctuation in grip strength and pinch strength among normal subjects. **J. Hand. Surg.**, v.14A, n.1, p.125-129, Jan.1989.