

ARTIGO DE REVISÃO

ASPECTOS BIOMECÂNICOS E ERGONÔMICOS ASSOCIADOS AO MOVIMENTO DE PREENSÃO: UMA REVISÃO¹

Luciane Aparecida Pascucci Sande*

Helenice Jane Cote Gil Coury**

Sande, L.A.P., Coury, H.J.C.G. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. Rev. Fisioter. Univ. São Paulo, v. 5, n. 2, p. 71-82, jul. / dez., 1998.

RESUMO: O objetivo deste estudo é apresentar brevemente alguns dos estudos realizados sobre o movimento de preensão humana. São descritas algumas das variáveis que influenciam a força de preensão, tais como, postura, empunhadura e variáveis antropométricas. Diversos sistemas de classificação dos padrões de preensão são apresentados, assim como os critérios que nortearam a proposição dessas categorizações. A diversidade dos padrões e sistemas de classificação da preensão disponíveis na literatura sugere que tem havido dificuldade em se eleger um sistema ótimo. É mesmo possível que um único sistema de categorização não atenda aos interesses e especificidades das diversas áreas que estudam a preensão. Nesse sentido, parece importante conhecer os padrões já descritos na literatura para melhor categorizar qualquer preensão que venha a ser utilizada em estudos futuros.

DESCRITORES: Biomecânica. Fisioterapia, classificação. Fisioterapia, métodos. Fisioterapia, tendências. Resistência à tração. Atividade motora. Postura. Articulações. Eletromiografia, métodos.

INTRODUÇÃO

A mão do homem é um instrumento complexo que se destina a objetivos múltiplos. Do ponto de vista fisiológico, a mão representa a extremidade efetora do membro superior, colocando-a em posição mais favorável para executar uma determinada ação (Lehmkuhl e Smith)³². Como um órgão sensorial, a mão é uma extensão do cérebro no fornecimento de informações sobre o ambiente. Sua natureza complexa está refletida na grande porção no cérebro destinada a direção e controle das funções da mão (Catovic et al.)¹¹

A mão também é importante na expressão e comunicação não verbais. As capacidades funcionais da mão, como um perfeito órgão do sistema locomotor, têm grande influência na eficiência social e criativa do homem. Somente a mão é capaz de fazer minuciosas distinções sobre o meio externo pois combina força e destreza (Catovic et al.)¹¹.

As diferentes atividades dos membros superiores só podem ser exercidas graças a possibilidade dos vários segmentos das mãos e dedos se movimentarem independentemente uns dos outros, combinando seus movimentos em um número infinito de padrões adaptáveis

¹A presente revisão será utilizada em parte na dissertação de mestrado de Luciane Aparecida Pascucci Sande.

* Fisioterapeuta formada pela Universidade Federal de São Carlos. Aluna de mestrado do Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, PPG-CR da Universidade Federal de São Carlos.

** Fisioterapeuta formada pela Pontifícia Universidade Católica de Campinas. Pós-doutora em fisioterapia pela Universidade de Alberta - Edmonton. Docente vinculada ao Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

Endereço para correspondência: Universidade Federal de São Carlos. Via Washington Luiz km 235. 13565-090. Caixa Postal 676. São Carlos, SP.

as mais diversas condições. Só assim podemos apreender, segurar, manter, soltar, manusear, levar a mão aos objetos ou segurá-los e deslocá-los em todas as direções.

Em todas estas ações é importante a independência dos movimentos do polegar e do indicador, entre si e em relação aos demais dedos e, que os movimentos de todos os dedos e do punho possam ser executados independente da posição em que estiverem os demais segmentos do braço, além dos movimentos independentes das articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas (Brandão et al.)⁸.

Apesar da mão possuir funções múltiplas, sua função essencial é a preensão. Esta faculdade encontra-se desde a pinça da lagosta até a mão do macaco, mas, é no homem que a pinça atinge seu maior grau de funcionalidade. Isto se deve a uma disposição absolutamente particular do polegar, que pode opor-se a todos os outros dedos (Kapandji)²³. Bebês usam suas mãos para conhecer o ambiente e indiretamente desenvolver conceitos de dimensões espaciais dos objetos e outras propriedades físicas tais como forma e textura (Imrhan)¹⁷. Após a infância a mão assume papéis mais específicos. É usada para conquistar e moldar o ambiente.

O objetivo desta revisão é, primeiramente, apresentar brevemente alguns dos estudos já realizados sobre a preensão do homem, considerando algumas variáveis a ela associados, dentro das abordagens clínica e ergonômica e, revisar as diversas classificações dos padrões de preensão descritos discutindo os critérios que nortearam essas categorizações.

VARIÁVEIS ASSOCIADAS A PREENSÃO

Por ser um movimento tão importante para o homem, a preensão e vários fatores a ela relacionados têm se tornado objeto de muitos estudos. Dentre esses fatores, a posição da mão e demais articulações dos membros superiores e a força gerada na preensão têm merecido atenção especial.

POSTURA CORPORAL, POSIÇÃO DO MEMBRO SUPERIOR, TIPO DE PREENSÃO E FORÇA

No que tange ao efeito da postura corporal geral sobre a preensão, foram estudadas as posturas em pé, sentado e em decúbito dorsal. Su et al.⁴⁹, refere estudo sobre o efeito dessas três posturas sobre a força de preensão, sendo todas realizadas com extensão de cotovelo,

encontrou-se maior força na postura em pé. Ainda nesse sentido, dois outros estudos de um mesmo grupo de autores (Catovic et al.)^{10,11}, os quais analisaram indivíduos do sexo feminino sentados e em pé com os membros superiores posicionados em diferentes ângulos, identificaram maiores níveis de força na postura em pé, com braço apoiado, antebraço a 60 graus no plano frontal, seguido pela postura sentado com cotovelo a 90 graus e braço apoiado. Portanto, pelos resultados descritos, a posição em pé parece facilitar que maiores níveis de força sejam alcançados no movimento de preensão.

Com relação à influência de diferentes posições do ombro na preensão, um dos estudos (Su et al.)⁴⁹ analisa a força de preensão em 4 posições de ombro: 0, 90 e 180 graus de flexão de ombro e extensão de cotovelo, e uma posição com ombro a 0 graus e cotovelo a 90 graus. Os autores encontraram maior média de força com ombro em 180 graus e extensão de cotovelo, e menor força para 0 graus de flexão de ombro com 90 graus de flexão de cotovelo. Por outro lado, Zellers et al.⁵⁴, estudando a preensão palmar em 8 posições distintas do braço, variando de 90 graus de flexão a 45 graus de extensão do ombro e de 0 graus a 180 graus de abdução do ombro, tiveram como resultados diferenças entre os sexos, mas apenas duas posições diferiram significativamente com relação as demais. No entanto, este trabalho não analisou, como o estudo de Su et al.⁴⁹, a influência do ombro a 180 graus. Com base no que foi exposto, aparentemente não existe ainda consenso acerca da influência de diferentes posições de ombro na força de preensão, embora pareça que a posição 180 graus de flexão favoreça a força a ser alcançada.

A influência da posição do cotovelo na força de preensão ainda permanece em controvérsia. Mathiowetz et al.³⁶, foram os pioneiros neste estudo, medindo a força de preensão, com cotovelo a 90 graus em um teste, e em extensão total em outro. Forças significativamente maiores foram encontradas na posição de flexão a 90 graus de flexão. Contrariamente a estes resultados, um estudo conduzido por Balogun et al.⁴, testou a força em 4 posições: sentado com cotovelo a 90 graus de flexão, sentado com cotovelo em extensão total, em pé com cotovelo a 90 graus, e em pé com cotovelo em extensão total e, encontrou que os menores valores foram registrados durante a postura sentado com cotovelo a 90 graus. Su et al.⁴⁹ também referem uma pesquisa avaliando os efeitos de 4 diferentes posições de cotovelo (0, 45, 90 e 135 graus de flexão). Os achados envolvem

maiores valores de força quando o cotovelo estava em extensão total e diminuição da força com o aumento da flexão, sendo em 135 graus o nível onde a força era a menor. Desta forma nota-se que estes dois estudos têm resultados inconsistentes com aqueles encontrados por Mathiowetz et al.³⁶, possivelmente devido a diferenças metodológicas relativas ao procedimento e aos sujeitos selecionados para os estudos. Apesar dos diferentes resultados relatados, parece possível afirmar que tanto a postura em pé quanto a posição do cotovelo em extensão parecem favorecer a geração de maiores níveis de força.

Sobre o punho, Fernandez et al.¹⁴ estudaram sete diferentes preensões e cinco posturas de punho e a influência destas na força de preensão. Os resultados indicaram que houve uma diminuição de força das várias preensões em todas as posturas com desvios ulnar/radial. Ainda com o mesmo enfoque, Lamoreaux e Hoffer²⁹, estudaram 3 posições de punho: neutro, em máximo desvio ulnar e máximo desvio radial, e encontraram perda de força associada ao desvio radial. Entretanto, em um estudo conduzido por Pryce⁴³ encontrou diferenças significativas entre os seguintes ângulos de teste: 0 graus e 15 graus de desvio ulnar, 0 graus e 15 graus de extensão de punho ou qualquer combinação destes ângulos. Da mesma forma, Kraft e Detels²⁶ não encontraram diferenças significativas entre as posições 0, 15 e 30 graus de extensão do punho. Os dois últimos estudos obtiveram diminuição significativa da força de preensão em 15 graus de flexão palmar. Portanto, parece existir consenso sobre a diminuição na força de preensão associada ao desvio radial e a 15 graus de flexão palmar.

A força dos dedos durante a realização da preensão foi analisada por Berg et al.⁶; Hook e Stanley¹⁶; Swanson et al.⁵⁰, apud Imrhan¹⁷ que desenvolveram estudos clínicos voltados ao estabelecimento de normas para avaliação do nível de incapacidade dos dedos lesados, assim como a efetividade de tratamentos cirúrgicos e/ou de reabilitação. Um destes estudos Swanson et al.⁵⁰ apud Imrhan¹⁷ buscou estabelecer diferenças entre os diferentes tipos de preensão, testando a forma palmar, lateral e 4 tipos de preensão em ponta. A preensão lateral caracteriza-se por oposição da face palmar da polpa do polegar à face externa da primeira falange do indicador. Os resultados indicaram que a força dos dedos era maior na preensão palmar do que na de ponta, a qual era maior que a lateral. Nesta mesma linha, há o estudo de Imrhan e Sundararajan¹⁸ que voltou-se para a análise da força dos dedos nas três preensões descritas anteriormente,

encontrando, em ordem decrescente pelo valor da força: lateral – palmar – em ponta (segundo dedo). Esses resultados indicam, portanto, que a força máxima dos dedos, é maior durante a execução da preensão tipo palmar, em relação a preensão em ponta (com segundo dedo).

Outros autores Radwin e Oh⁴⁴, também investigaram níveis de esforço ou força máxima envolvendo preensão e, na opinião de Radwin e Oh⁴⁴, muita importância é dada ao esforço máximo enquanto que existem poucos dados sobre o esforço submáximo de preensão. Estes autores, buscando suprir esta lacuna, através do uso de pequenos sensores de força feitos de polímero condutor presos a falange distal dos dedos, mensurou níveis de 10, 20 e 30% de contração voluntária máxima em empunhaduras de 45mm e 65mm. Os resultados mostram que o indicador e o dedo médio exerceram 5N a mais durante o esforço em 30% da contração voluntária máxima (CVM). Então, devido a escassez de estudos abrangendo este aspecto, conclui-se apenas que no esforço submáximo a 30% da CVM, os dedos indicador e médio exercem uma força maior.

VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS, ATIVIDADE MUSCULAR E ENDURANCE

Um outro aspecto importante, que pode estar envolvido com os diferentes níveis de força de preensão obtidos são as variáveis antropométricas. A seguir se descrevem resultados de alguns estudos encontrados sobre o assunto.

Laubach³¹, apud Agazadeh et al.², encontrou diferença na força de preensão com relação ao sexo (homem mais forte que mulher); o estudo de Aghazadeh et al.² refere alta correlação das variáveis sexo e peso com a força de preensão. Já Bishop et al.⁷ estabeleceram uma nova variável: FFW = peso livre de gordura, e uma derivada desta: FFCSA = área seccional cruzada livre de gordura, como fatores de influência. Na discussão deste trabalho, enfatiza-se que a FFCSA parece ser um critério de qualificação, segundo os autores, mais válido na mensuração da força do que a diferença de sexo e idade. Portanto, parece que os dados obtidos ainda não permitem que sejam tiradas conclusões, mas nota-se a tendência em afirmar que a força é maior no sexo masculino, em indivíduos com um peso maior e naqueles com maiores valores de FFCSA.

A atividade muscular presente durante a realização da preensão é um parâmetro importante na determinação

de quais músculos exercem a força, quando predominam e em que intensidade. Os estudos, conduzidos para este fim, utilizaram diferentes padrões de preensão e obtiveram os resultados através da eletromiografia. Long et al.³³ haviam investigado anteriormente o comportamento da musculatura intrínseca e extrínseca da mão sob condições sem carga e, em 1970, estudaram o controle da mão 'sobrecarregada', ou seja, a mão em atividade, através da preensão. Neste sentido, os autores encontraram que, na preensão de força, os extrínsecos exercem a principal força e há a participação dos interosseos e músculos tenares. Já no manuseio de precisão, os extrínsecos são requisitados para gerar movimentos grossos e forças compressivas, enquanto os interosseos fornecem forças rotacionais e junto aos lumbricais permitem adução/abdução adequadas. Analisando as forças geradas no polegar, os estudos realizados por Cooney et al.¹³, e Trombly et al.⁵³, apud Maluf³⁵, analisaram a atividade elétrica de todos os músculos do polegar em movimentos isométricos e de garra e encontraram atividade mais intensa do oponente do polegar em relação ao abdutor curto. Maluf³⁵ encontrou atividade do abdutor curto e do oponente do polegar em todos os tipos de garra propostos (garra de força, garra de precisão - lateral, tripode, ponta a ponta, circular, subterminal). Com outro instrumental, Janda et al.²¹ encontraram uma curva em forma de sino representando os registros de força, obtidos através do uso de um dinamômetro para sujeitos normais. Então, o pico de força é encontrado nas empunhaduras medianas. Milerad e Ericson³⁷ encontraram que a demanda de precisão afeta a potência muscular do extensor radial do carpo enquanto que a demanda de força sozinha não influencia. Pelos resultados descritos conclui-se que os músculos que atuam na preensão de força e de precisão estão bem estabelecidos com a participação específica de alguns músculos do polegar. Além disso, é possível abstrair que as empunhaduras médias favorecem a força de preensão.

Existem correlações entre força (obtida em dinamômetros, em Kg ou Lb) e *endurance*. No entanto, este último fornece um quadro mais completo da força, relacionando a força máxima e também a tensão desenvolvida por um grupo de músculos num período de tempo. Vários autores buscaram a relação entre força e *endurance*. No estudo de Byrd e Jenness⁹ não houveram diferenças nas curvas força-tempo entre as diversas condições de teste e concluiu-se que o estudo das áreas sob a curva pode ser uma alternativa para os

pesquisadores de endurance da preensão. Com base nisso, nota-se que a mensuração da endurance é muito importante para se obter dados do comportamento da preensão no tempo, já que existe relação com o valor de força.

INTENÇÃO DE ESFORÇO E FORÇA

A autenticidade do esforço realizado, ou seja, a distinção entre fraqueza, diminuição real na força de preensão por alguma lesão, ou apenas uma falsa simulação de força, também foi estudada. Niebuhr e Marion⁴⁰ estudando indivíduos normais, encontraram que esforços sinceros apresentavam relação curvilínea entre força de preensão e posição (empunhaduras) da mão, e que esforços falsos, ou simulados, apresentam resposta diferente, mas não tão forte como os autores esperavam. Também é discutido que a medida de força máxima é insensível ao grau de sinceridade e fornece pouca evidência sobre a detecção da simulação do esforço. Este estudo foi proposto para checar se podiam ser obtidos resultados semelhantes aos do estudo de Stokes⁴⁸. Stokes encontrou, em indivíduos com lesão real, um padrão semelhante na curva de força obtida para todas as empunhaduras, com curva em forma de sino, já, para indivíduos que supostamente demonstravam uma fraqueza irreal de força, a curva se tornava uma reta, ou seja, os valores de força eram os mesmos para todas as empunhaduras. Portanto, observa-se que os resultados entre os dois estudos são diferentes, o que parece estar relacionado ao fato do estudo de Stokes⁴⁸ ter sido produzido com apenas um indivíduo de cada grupo, sendo que não há evidências de que o indivíduo, que supostamente demonstrava fraqueza, não estaria realmente lesado. Chengalur et al.¹² testou a aplicabilidade do protocolo de Smith⁴⁷ desenvolvido para identificar a sinceridade ou não, na realização do esforço, com o uso de um dinamômetro modificado. Foi demonstrado que este protocolo é reprodutível para indivíduos saudáveis e para sintomáticos. Krombholz²⁷ estudando a associação entre esforço subjetivo e força, concluiu que há uma relação linear entre ambos.

VALORES ESPERADOS PARA A FORÇA DE PREENSÃO

Alguns valores esperados para a força de preensão foram estabelecidos. Mathiowetz et al.³⁶ estabeleceram valores normais de três formas de preensão e a forma de garra para adultos com idades entre 20-75 anos numa

amostra de 310 homens e 328 mulheres. Neste estudo, os autores encontraram forças maiores na faixa de 20-59 anos, correlação entre a idade e a garra, mas não entre idade e preensões, e inexistência de diferenças bilaterais. Da mesma forma, Newman et al.³⁹ investigaram 1417 sujeitos com idades entre 5-18 anos, com relação a média de força máxima e a força pico, que era 10 a 15% maior, e os homens obtiveram maiores valores. Considerando o tamanho da empunhadura e a presença ou não de diferenças bilaterais, Härkönen et al.¹⁵ utilizando o dinamômetro Jamar em 103 homens de 19 a 62 anos encontraram maiores valores em preensão com empunhadura média e não encontraram diferenças entre a mão dominante e não-dominante. Thorngren e Werner⁵², investigaram 450 sujeitos com idades entre 21-65 anos, relatando diferença não significativa entre mão dominante e não-dominante, diminuição da força com o aumento da idade e maior força em homens. Portanto, os dados apresentados são concordantes e indicam que os homens são mais fortes, a força decai com aumento da idade para ambos os sexos, tendo seu pico entre 20-59 anos, não há diferenças significativas entre as forças produzidas pela mão dominante e não-dominante, e que, a força gerada é maior em empunhaduras médias.

ESTUDOS DA PREENSÃO DENTRO DA ABORDAGEM ERGONÔMICA

Ainda dentro da abordagem cinesiológica e clínica, existem muitos outros estudos sobre preensão. No entanto, nota-se que estudos ergonômicos neste campo ainda são poucos, principalmente voltados para atividades funcionais específicas.

Armstrong et al.³ desenvolveram uma metodologia baseada em cinematografia e eletromiografia, para documentar posições e forças da mão durante o trabalho manual.

Kilbom²⁵ estudou a relação entre força isométrica e distúrbios musculares em ombro, pescoço e braço em trabalhadores. Os resultados indicam que foi encontrada uma relação positiva entre força isométrica e distúrbios, afetando pescoço e membro superior nos trabalhadores que permaneciam sentados, adotando posturas estáticas.

Imrhan¹⁷ investigou as relações entre os diferentes tipos de preensão, quanto a força dos dedos em três grupos de idade e, encontrou que a força se comportava de maneira decrescente, conforme a seqüência: lateral e palmar eram aquelas onde a força gerada era maior,

seguidas pela preensão em ponta (segundo e terceiro dedo, quarto, quinto dedo) independentemente da idade; a razão da força do homem sobre a força da mulher, foi maior em crianças. Novamente, estudando as forças dos dedos, encontramos o estudo de Imrhan e Sundararajan¹⁸ que investigaram as forças de puxar dos dedos durante o uso das preensões: palmar, lateral e em ponta e, em diferentes direções. Os autores encontraram que a força gerada depende do tipo de preensão, mas não da direção usada, sendo os maiores valores obtidos na preensão lateral, seguidos pela palmar e, em último, a preensão em ponta. Analisando a influência da empunhadura, agora com um enfoque ergonômico, um estudo de Imrhan e Rahman¹⁹ investigou os efeitos da empunhadura sobre a força de preensão em condições mais próximas as encontradas no ambiente de trabalho. Os principais resultados, foram, a saber: uma diminuição na força de preensão em empunhaduras maiores que 5.6 cm nas preensões palmar e lateral, e 9.2 cm na preensão em ponta; diferenças significativas entre os três tipos de preensão variando o tamanho da empunhadura; força maior registrada para a preensão palmar, seguida pela lateral e pela em ponta e; maiores valores de força nestas condições de teste com relação a outros estudos.

Oh e Radwin⁴¹ estudaram as forças dos dedos e forças palmares durante a preensão de força, com um dinamômetro que simulava uma ferramenta manual em forma de pistola. Em empunhaduras variando de 4 a 7 cm, a força média nos dedos e força média palmar eram maiores e, quando o gatilho em extensão era usado, ambas diminuíam. O tamanho da mão afetou a força máxima e a força funcional, sendo que o máximo valor obtido para mãos grandes ocorreu na empunhadura de 4 cm, enquanto que para mãos pequenas, o valor máximo ocorreu na empunhadura de 7 cm.

Milerad e Ericson³⁷ estudaram os efeitos de demandas de força e precisão, diâmetro da preensão e apoio de braço durante o trabalho manual através de eletromiografia. Estes encontraram que a demanda de precisão afeta a potência muscular do extensor radial do carpo, enquanto que a demanda de força sozinha não a influencia.

Kumar e Simmonds²⁸ investigaram a validade e confiabilidade da magnitude de preensões de força e de precisão, e esforços motores grossos, através de uma abordagem psicofísica. Esta constituía-se da mensuração da força máxima 80, 60, 40 e 20% do esforço máximo. Houve interação significativa entre atividade e percepção; em 60 e 80% a percepção da força foi menor e, em 20% foi maior do que os valores registrados. Em 40%

não houve diferença com relação aos valores registrados. Os autores sugerem que tal confiabilidade da percepção do esforço pode ser uma ferramenta útil no controle de lesões por esforço repetitivo.

Lowe³⁴ utilizando uma abordagem sobre memória do trabalho, concluiu que o uso de quatro níveis de força (20, 35, 50 e 65% da contração voluntária máxima) comparado ao uso de apenas dois níveis de força não gera diferenças significativas com relação a magnitude de força percebida.

De maneira geral, além do pequeno número de estudos de preensão nesta linha ergonômica, podem também ser verificadas dificuldades para a comparação entre as metodologias e os resultados dos trabalhos, provavelmente, ligadas à diferenças metodológicas e aos inúmeros sistemas de classificação existentes para os diferentes tipos de preensão. Soma-se a isto o fato de que muitas vezes as preensões presentes nas situações funcionais, sobretudo as ocupacionais, não se enquadram nas classificações de preensão descritas na literatura.

A seguir são descritos os principais padrões de preensões presentes na literatura cinesiológica sobre preensão.

OS PADRÕES DEFINIDOS DE PREENSÃO

Os padrões de preensão da mão não têm sido claramente definidos. Segundo Bendz⁵, Cooney et al.¹³ apud Maluf³⁵, existe muita confusão gerada, também pela sinonímia inadequada com relação aos tipos de preensão. A seguir são apresentadas algumas classificações dos padrões de preensão pela ordem cronológica em que foram sendo apresentados na literatura.

PADRÕES INICIAIS DE CLASSIFICAÇÃO

Schlesinger (1919) apud Jain et al.²⁰ relatou que a mão adota seis padrões básicos de preensão:

- cilíndrica : toda a superfície palmar da mão abraça um objeto cilíndrico;
- em ponta: a ponta do polegar é usada contra a ponta de um ou mais dedos;
- em gancho: os dedos II a V são usados como gancho, o polegar não está necessariamente ativo;
- palmar: o polegar opõe-se a um ou mais dedos e

o contato é feito pelas superfícies palmares das falanges distais dos dedos;

- esférica: a mão é ajustada a um objeto esférico e;
- lateral: o objeto é mantido entre o polegar e a face lateral do dedo indicador.

Mais tarde em 1947, na Universidade de Berkeley - Califórnia, Jain et al.²⁰ foi produzido um estudo utilizando cinematografia o qual identificou três padrões básicos dos seis anteriores: palmar, em ponta e lateral. Estes estudos se juntam a outros, Griffiths, 1943 apud Napier³⁸; Taylor e Schwarz, 1955⁵¹ apud Lehmkuhl e Smith³²; Rash e Burke, 1977⁴⁵ apud Maluf³⁵ e Lehmkuhl e Smith³² que usaram, como parâmetro para a classificação, a forma do objeto apreendido.

CRITÉRIOS FUNCIONAIS PARA CLASSIFICAÇÃO

Classificação com base na ação

Paralelamente às classificações descritas, Napier³⁸ afirma em seu estudo que “os movimentos de preensão não devem ser determinados somente pela forma do objeto, mas também pelo propósito da ação”. Com isso foi introduzido um aspecto dinâmico e funcional na descrição da preensão com dois fatores básicos: força e precisão. Na garra de força o objeto é pressionado contra a palma da mão pela geração de força dos dedos e polegar, na garra de precisão o objeto é manipulado entre o polegar e a ponta dos dedos num movimento fino sem o envolvimento da palma. Landsmmer³⁰ apud Maluf³⁵ aderiu a esta classificação e acrescentou que a garra de precisão era, primariamente uma atividade manipulatória e por isso deveria ser denominado manuseio de precisão.

Segundo Long et al.³³, a preensão de força requer a conformação da mão ao objeto para a aplicação de força pelos dedos. É um movimento estático/isométrico, somado a rotações, aduções e abduções de falanges para o máximo ajuste ao objeto. Já o manuseio de precisão requer controle exato do dedo ou dedos e polegar que, embora tenham sua posição determinada em parte pelo objeto, tem seu determinante cinesiológico na mudança da posição do objeto no espaço ou sobre seus próprios eixos. Isto requer participação dinâmica/isotônica dos músculos.

Long et al.³³, estudando o controle muscular da mão, concluíram que, na garra de potência ou de força, são os músculos flexores extrínsecos que provêm a maior

força, enquanto que os interósseos rodam a primeira falange, posicionando-a para comprimir o objeto externo ao mesmo tempo que fletem a articulação metacarpofalangeana. Ainda na preensão de força, os músculos tenares e o adutor do polegar provêm forças compressivas contra o objeto. Já na manipulação de precisão os músculos extrínsecos atuam para comprimir o objeto, os interósseos abduzem e aduzem os dedos, enquanto que os músculos tenares e lumbricais ajudam a mover o objeto para fora da palma da mão.

Em 1974, Bendz⁵ apud Maluf³⁵ complementou o sistema de Napier proposto em 1956³⁸, incluindo a garra flexora (com dedos em flexão – já descrita) e a garra de extensão (garra com dedos em extensão, tal como a utilizada na preensão de um objeto plano).

Classificação com base na área de contato mão-objeto

Posteriormente, Kapandji²³ levando em consideração as áreas de contato entre o objeto e os dedos e/ou a mão, descreveu os seguintes tipos de preensão:

- preensão por oposição terminal: é uma preensão fina e precisa. O polegar e o indicador (ou médio) opõem-se pelas extremidades da polpa e pelo bordo livre da unha. Necessita da integridade do flexor profundo (lado do indicador) e do flexor longo do polegar;
- preensão por oposição subterminal: o polegar e o indicador opõem-se pela face palmar da polpa. Os músculos essenciais são: flexor superficial (indicador) e músculos tenares da primeira falange;
- preensão por oposição subtérmico-lateral: a face palmar da polpa do polegar apoia-se sobre a face externa da primeira falange do indicador. Os músculos essenciais são: primeiro interósseo dorsal, flexor do polegar, adutor do polegar;
- preensão palmar em “mão cheia”: é a preensão de força para objetos pesados, volumosos e é este volume que condiciona a força utilizada. Os músculos essenciais são: flexores superficiais e profundos, interósseos e tenares;
- preensão por oposição dígito-palmar: é derivada da preensão palmar. O objeto é seguro entre os dedos fletidos e a palma da mão, o polegar não intervém;

- preensão interdígito-látero-lateral: pratica-se em geral entre o indicador e o médio, o polegar não intervém. Os interósseos estão envolvidos.

Outras classificações

Outros autores propuseram diferentes classificações, algumas vezes enfatizando o número de dedos que participam e a posição ou o contato destes durante a realização da preensão; outras vezes considerando o formato da mão e a ação na execução da preensão. Mas, pela diversificação interna destas classificações, fica difícil agrupá-las em algumas das classificações descritas anteriormente. Então, optou-se por colocá-las agrupadas neste sub-item.

Kamakura et al.²² apud Maluf³⁵ afirmaram que as características dos padrões normais podem ser melhor determinados através da posição dos dedos. Foi feito um estudo das áreas de contato do objeto com os dedos e/ou a mão e, os resultados encontrados revelam 14 padrões dentro de 4 grandes categorias, a saber: garra de força, garra intermediária, garra de precisão e garra não envolvendo o polegar. As garras de força e precisão foram baseadas no trabalho de Napier proposto em 1956³⁸. Na garra intermediária, a palma da mão não está totalmente incluída como área de contato e os dedos estão em flexão moderada. Estão incluídas nesta categoria a garra lateral e a tripode. A garra não envolvendo o polegar compreende as garras tipo gancho e interdígito-lateral.

Para Brandão et al.⁸, as preensões existentes podem ser classificadas como se segue:

- preensão em cinta ou dígito-palmar: quatro dedos fletidos, envolvendo o objeto de encontro à palma da mão, polegar em flexão e em oposição. A posição do polegar varia um pouco se o objeto apreendido for mais ou menos volumoso e conforme o uso. Numa variante deste tipo de preensão, o polegar, em vez de se colocar em oposição, é mantido no plano imediatamente anterior ao da palma, com extensão da articulação interfalangeana, empurrando o objeto agarrado de encontro à face palmar do indicador;
- preensão em gancho: quatro últimos dedos semifletidos;
- preensão em pinça: 6 tipos:

- bidígito-polpar de ramos curtos: oposição do polegar na articulação metacarpiana e flexão da metacarpofalangeana do indicador, com as interfalangeanas destes dedos mais ou menos fletidas e o objeto seguro entre a polpa do polegar e indicador. Variantes: hiperextensão da falange distal do indicador; tridígito-polpar;
- pinça em círculo: oposição do polegar a todos os dedos com polpas dispostas em círculos;
- pinça bidigital longa: entre a face palmar da extremidade do indicador, com interfalangeana em extensão (lumbricais e interósseos) e polpa do polegar em oposição (adutores e interósseos);
- pinça entre polegar em oposição e dedos em extensão: utilizada para segurar objetos planos;
- pinça em flexo-adução do polegar: entre a polpa do polegar e a lateral do indicador semifletido;
- pinça dígito-lateral: entre dedos (faces laterais).

Kapandji, em 1987²⁴, apud Pachioni et al.⁴², aperfeiçoou sua classificação e agrupou as preensões desta maneira:

Propriamente ditas:

- digitais: bidigitais (terminal, subterminal, subtérmico-lateral e interdigital látero-lateral), pluridigitais (tridigitais, tetradigitais e pentadigitais);
- palmares (dígito palmar, palmar plena, palmar cilíndrica e palmar esférica pentadigital);
- centradas: realizam uma simetria em torno do eixo longitudinal, que se confunde com o eixo do antebraço.

Preensões com peso ou auxiliadas pela gravidade:

- ocorre quando a mão serve de suporte, seja com a palma plana ou formando concavidade na palma.

Preensões ações:

- podem ser elementares como lançar um peão por uma preensão polegar indicador tangencial ou também ser mais complexas com a mão efetuando uma ação reflexa sobre a mesma, uma parte da mão segura o objeto e outra o manipula.

A DIVERSIDADE NA TERMINOLOGIA DOS PADRÕES DE PREENSÃO

A grande variedade de classificações e terminologias adotadas para a categorização das preensões tem sido apontada por vários autores.

Smith e Benge⁴⁶ referem-se ao uso do livro AOTA - Grupos Amostrais para Terapia Ocupacional, mostrando o emprego comum de diferentes nomes para os mesmos tipos de preensão. Os autores enviaram um questionário a clínicas e escolas de terapia ocupacional no EUA, para obterem dados, entre outros assuntos, sobre a terminologia usada para os tipos mais comuns de preensão: preensão de três dedos, preensão de dois pontos (terminal), dois pontos (subterminal), lateral (em chave). Para a preensão de três dedos foram encontradas 29 variações, para a preensão terminal, 46, para a subterminal 48 e para a lateral 7.

Maluf³⁵ também apontou para esta diversidade na categorização e, concordando com Smith e Benge⁴⁶, ressalta a importância da classificação dos padrões para o estudo anatômico e funcional da preensão, assim como para a avaliação, prevenção e correção de deformidades da mão.

Essa grande diversidade de terminologia e classificação acarreta danos na comunicação entre profissionais da mesma área e de áreas diferentes, e dificulta a conduta de trabalhos científicos.

Como já citado anteriormente, diversos critérios têm norteado a descrição dos padrões de movimento de garra da mão ao longo do tempo. Em seqüência temporal foram adotados os seguintes critérios: forma do objeto, critério dinâmico e funcional, posição dos dedos, e área de contato entre o objeto e os dedos e a mão. Apesar de ter havido alterações ao longo do tempo, ainda existe muita confusão nas classificações, havendo inclusive uma certa sobreposição entre os padrões de uma e de outra classificação. Além disso, parece existir na literatura atual uma tendência de uniformizar e agrupar as preensões novamente nas três formas já preconizadas pelo estudo da Universidade de Berkeley em 1947 apud Jain et al.²⁰ e por Taylor e Schwatz⁵¹ apud Lehmkuhl e Smith³². Ou seja, apesar dos sistemas terem se tornado cada vez mais complexos e detalhados, as formas mais estudadas, provavelmente por serem as mais utilizadas, são três formas básicas de preensão, a saber: lateral, palmar e polpa ou ponta (principalmente entre polegar e segundo dedo) (Ager et al.¹; Mahiowetz³⁶; Imrhan^{17,18}; Fernandez et al.¹⁴; Imrhan e Rahman¹⁹).

OS SISTEMAS DE CLASSIFICAÇÃO E SUAS FINALIDADES

Com base no que foi exposto pode-se notar que existe muita complexidade envolvendo a descrição dos padrões de preensão. Os critérios ou parâmetros utilizados para a classificação variam de autor para autor, muitas vezes um mesmo padrão recebe várias designações e certos padrões vistos na atividade ocupacional ficam sem descrição. Numa tentativa de uniformizar a descrição dos padrões, a tendência de análise dos três padrões mais comuns parece interessante por direcionar a pesquisa e gerar “trabalhos em série” com dados crescentes sobre estes padrões. Entretanto, cria-se uma lacuna no estudo dos “padrões reais” vistos nas situações funcionais.

Para se decidir o quão completo e detalhado um sistema de categorização precisa ser, parece oportuno considerar qual a utilização que se fará desse sistema. Assim sendo, pode ser importante uma descrição precisa e detalhada para fins acadêmicos de pesquisa. Por outro lado, para finalidades práticas um sistema mais simples e direto poderia ser desejável. De qualquer forma, em ambos os casos, os critérios de classificação deveriam ser os mais claros possíveis.

Um outro aspecto interessante a considerar é o fato de que diferentes áreas, tais como a clínica, ergonômica e anatômica, têm interesse no estudo da preensão. Para cada área os objetivos de estudo mudam, assim como muda todo o instrumental metodológico. Então, nesse sentido, enquanto que a preensão é estudada pela abordagem clínica a partir de posturas adotadas como uma variação da posição anatômica, a abordagem ergonômica pode ter interesse em estudar a preensão em posturas mais funcionais do membro superior, posições que se aproximem mais das ocupacionais adotadas no trabalho. Mas a metodologia muitas vezes utilizada em estudos ergonômicos para a mensuração de força tem seguido os testes padronizados da prática clínica. Assim, os equipamentos, as posturas e a orientação dos segmentos no espaço têm sido estabelecidos e até padronizados, como em Härkömen et al.¹⁶ e Mathiowetz et al.³⁶. Sabe-se que existem restrições desta aplicação pela diferença encontrada na atividade funcional e nas situações experimentais de teste.

Por tudo o que foi exposto, parece mais fácil entender porque, apesar de tantos sistemas de categorização da preensão já terem sido propostos, não há ainda um

sistema considerado “ideal”. É possível até que não seja recomendável a adoção de um único sistema de categorização, dados os motivos mencionados. No entanto, parece importante que as classificações disponíveis sejam conhecidas, que novos estudos sejam conduzidos no sentido de eliminar as ambigüidades e que, o objetivo de cada estudo seja o critério principal para a escolha do sistema mais adequado a ser adotado para sua especificidade.

APLICAÇÕES E ORIENTAÇÕES PRÁTICAS

Os conhecimentos acima descritos mantêm importante relação com a situação clínica de maneira geral, com as intervenções ergonômicas envolvendo os trabalhadores e até mesmo os projetistas e compradores de ferramentas. Isto ocorre de uma maneira um pouco diferente daquela encontrada para trabalhos científicos.

É necessário que um clínico relacione, por exemplo, uma determinada sintomatologia na mão, com a atividade profissional e/ou atividades da vida diária do seu paciente e, assim, durante a avaliação investigue a diminuição de força relativa a preensão utilizada no dia-a-dia do indivíduo. O tratamento deve enfatizar a melhora de tal situação.

Da mesma forma, as intervenções ergonômicas envolvem essencialmente análises das tarefas de trabalho e, portanto, estão centradas nas posições corporais mais freqüentemente encontradas. A partir daí criam-se meios alternativos para minimizar possíveis riscos previstos. Considerando a preensão, pode-se encontrar posições desfavoráveis e sugerir alterações, tais como: diferentes alturas de cadeiras e bancadas ou mudança de suas conformações, colocação de apoios para os braços, alterações na distribuição dos materiais, assim como optar por um redesenho das ferramentas, envolvendo projetistas, ou alterar o instrumental utilizado buscando outros fornecedores, entre outras opções. Além disso, o trabalhador deve receber orientações gerais e específicas sobre cuidados que precisa tomar.

Portanto, é nítida a importância do estudo de padrões funcionais de preensão com relação a situação de intervenção, seja ela clínica ou ergonômica, já que esta envolve a resolução ou amenização de um risco ou mesmo de uma patologia, ligados a uma causa funcional, muitas vezes não considerada em estudos científicos nestas áreas.

Sande, L.A.P., Coury, H.J.C.G. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 2, p. 71-82, jul. / dez., 1998.

Sande, L.A.P., Coury, H.J.C.G. Ergonomics and biomechanics features associated to the grip movement: a review. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*, v. 5, n. 2, p. 71-82, jul. / dez., 1998.

ABSTRACT: The aim of this review is to present results from different studies related to the human grip movement. Different models for classifying the prehension patterns are described, as well as, the criterions in which they were based on. Some variables influencing the grip strength, such as posture, width and anthropometric factors are also described. The variety of the systems used to describe and classify the human types of prehension indicates the difficulty in adopting an unique model of classification. It is possible that a singular mode, even a good one, would not be able to address to all particularities of the human prehension. Therefore, it seems interesting to describe some different models available in the literature, in order to help authors searching for a more suitable one to a specific objective.

KEYWORDS: Biomechanics. Physical therapy, classification. Physical therapy, methods. Physical therapy, trends. Tensile strength. Motor activity. Posture. Joints. Eletromiography, methods.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ager, C.L., Olivett, B.L., Johnson, C.L. Grasp and pinch strength in children 5 to 12 years old. *Am. J. Occup. Ther.*, v.38, n.2, p.107-13, 1984.
2. Aghazadeh, F., Lee, K., Waikar, A. Impact of anthropometric and personal variables on grip strength. *J. Hum. Ergol.*, v.22, n.2, p.75-81, 1993.
3. Armstrong, T.J., Chaffin, D.B., Foulke, J.A. A methodology for documenting hand positions and forces during manual work. *J. Biomech.*, v.12, n.2, p.131-3, 1979.
4. Balogun, J.A., Akomofale, C.T., Amusa, L.O. Grips strength: effects of testing posture and elbow position. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v.72, n.5, p.280-3, 1991.
5. Bendz, P. Systematization of the grip of the hand in relation to finger motor systems. *Scan. J. Rehabil. Med.*, v.6, p. 158-65, apud Maluf, A.S. *Estudo eletromiográfico dos músculos abductor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resitados e de garra*. Piracicaba, 1986. 59p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da UNICAMP, 1986.
6. Berg, V.J., Clay, D.J., Fathallah, F.A., Higginbotham, V.L. The effects of instruction on finger strength measurements: applicability of the Caldwell regimen. In: Aghazadeh, F. ed. *Trends in ergonomics human factors*. p.191-8. Amsterdam : Elsevier, 1988, apud Imrhan, S.N. Trends in finger pinch strength in children, adults, and elderly. *Hum. Fact.*, v.33, n.6, p. 689-701, 1989.
7. Bishop, P., Cureton, K., Collins, M. Sex difference in muscular strength in equally - trained men and women. *Ergonomics*, v.30, n.4, p.675-87, 1987.
8. Brandão, J.S., Mourão, J.C., Veras, L.C. *Desenvolvimento psicomotor da mão*. Rio de Janeiro : Enlivros, 1984. p.10-6.
9. 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.387-92, 1982.
10. Catovic, A., Kosovel, Z., Catovic, E., Muftic, O. A comparative investigation of the influence of certain arm positions on hand pinch grips in the standing and sitting positions of dentists. *Appl. Ergon.*, v.20, n.2, p.109-14, 1989.
11. Catovic, E., Catovic, A., Kraljevic, K., Muftic, O. The influence of arm position on the pinch grip strength of female dentists in standing and sitting positions. *Appl. Ergon.*, v.22, n.3, p.163-6, 1991.
12. Chengalur, S., Smith, G.A., Nelson, R.C., Sadoff, A.M. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v.68, n.3, p.148-53, 1990.
13. Cooney, W.P., Kai, N.A., Daube, J.R. Electromyographic analysis of the thumb: a study of isometric forces in pinch and grasp. *J. Hand Surg.*, v.10A, p. 202-10, 1985, apud Maluf, A.S. *Estudo eletromiográfico dos músculos abductor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resitados e de garra*. Piracicaba, 59p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da UNICAMP, 1986.
14. Fernandez, J.E., Dahalan, J.B., Halpern, C.A., Fredericks, T.K. The effect of deviated wrist posture on pinch strength for females. In: *Advances in industrial ergonomics and safety IV*. London : Taylor Francis, p.693-700, 1992.
15. Härkönen, R., Piirtomaa, M., Alaranta, H. Grip strength and hand position of the dynamometer in 204 Finnish adults. *J. Hand Surg. Am.*, v.18-B, n.1, p.129-32, 1993.

16. Hook, W.E., Stanley, J.K. Assesment of thumb to index pulp to pulp pinch grip strenghts. *J. Hand Surg. Am.*, v.11-B, p. 91-2, 1986 apud Imrhan, S.N. Trends in finger pinch strenght in children, adults, and elderly. *Hum. Fact.*, v.31, n.6, p. 689-701, 1989.
17. Imrhan, S.N. Trends in finger pinch strength in children, adults, and elderly. *Hum. Factors*, v.31, n.6, p.689-701, 1989.
18. Imrhan, S., Sundararajan, K. An investigation of finger pull strengths. *Ergonomics*, v.35, n.3, p.289-99, 1992.
19. Imrhan, S.N., Rahman, R. The effects of pinch width on pinch strengths of adult males using realistic pinch-handle couplng. *Int. J. Ind. Ergon.*, v.16, p.123-34, 1995.
20. Jain, A.S., Hennedy, J.Á., Carus, D.A. Clinical assesment of hand strenght using a microcomputer. *J. Hand Surg. Am.*, v.10-B, n.3, p.315-8, 1985.
21. Janda, D.H., Geiringer, S.R., Hankin, F.M., Barry, D.T. Objctive evaluation of grip strength. *J. Occup. Med.*, v.29, n.7, p.569-71, 1987.
22. Kamamura, N., Matsuo, M., Harumi, I. Patterns of static prehension in normal hands. *Am J. Occup. Ther.*, v.34, p. 4437-445, 1980, apud Maluf, A.S. Estudo eletromiográfico dos músculos abdutor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resisitidos e de garra. Piracicaba, 1986. 59p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da UNICAMP.
23. Kapandji, I.A. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1980. p.148-205, 207p.
24. Kapandji, J.A. *Fisiologia articular*. 5. ed. São Paulo: Manole, 1987. v.1. apud Pachioni, C.A., Loureiro, D., Fonseca, M.C. *Anatomia funcional e reabilitação nas lesões dos tendões flexores e extensores da mão*. Ribeirão Preto, 1992. 78p. [trabalho de especialização]. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
25. Kilbom, A. Isometric strength and occupational muscle disorders. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v.57, n.3, p.322-6, 1988.
26. Kraft, G.H., Detels, P.E. Position of function of the wrist. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v.53, n.6, p.272-5, 1972.
27. Krombholz, H. On the association of effort and force of handgrip. *Percept Mot.Skills*, v.60, n.1, p.161-2, 1985.
28. Kumar, S., Simmonds, M. The accuracy of magnitude production of submaximal precision and power grips and gross motor efforts. *Ergonomics*, v.37, n.8, p.1345-53, 1994.
29. Lamoreaux, L., Hoffer, M.M. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clin. Orthop.*, v.314, p.152-5, 1995.
30. Landsmeer, J.M.F. Power grip and precision handling. *Ann. Rheum. Dis.*, v.21, p.164-70, 1962, apud Maluf, A.S. *Estudo eletromiográfico dos músculos abdutor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resisitidos e de garra*. Piracicaba, 1986. 59p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da UNICAMP.
31. Laubach, L. Comparative muscular strength of men and women: a review of the literature. *Aviat. Space Environm. Med.*, may, 1976, apud Aghazadeh, F., Lee, K., Waikar, A. Impact of anthropometric and personal variables on grip strenght. *J. Human Ergol.*, v. 22, p.75-81, 1993.
32. Lehmkuhl, L., Smith, L. *Cinesiologia clinica de Brummstrom*. 4. ed. São Paulo : Manole, 1989.
33. 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. Am.* v.52-A, n.5, p.853-67, 1970.
34. Lowe, B. Repeatability if magnitude production in isometric, hand grip estimation: a working-memory approach. *Percept. Mot. Skills*, v.80, p.659-67, 1995.
35. Maluf, A.S. *Estudo eletromiográfico dos músculos abdutor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resisitidos e de garra*. Piracicaba, 1986. 59p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP.
36. Mathiowetz, V. Kashman, N., Volland, G., Weber, K., Dowe, M., Rogers, S. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v.66, n.2, p.69-74, 1985.
37. Milerad, E., Ericson, M.O. Effects of precision and force, grip diameter, and arm support during manual work: an electromyographic study. *Ergonomics*, v.37, n.2, p.255-64, 1994.
38. Napier, J. The prehensile movements of the human hand. *J. Bone Joint Surg.*, v.38-B, n.4, p.902-13, 1956.
39. Newman, D.G. Pearn, J., Barnes, A., Young, C.M., Kehoe, M., Newman, J. Norms for hand grip strength. *Arch. Dis. Child.*, v.59, n.5, p.453-9, 1984.
40. Niebuhr, B., Marion, R. Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. *Am. J. Phys. Med.*, v.66, n.1, p.16-24, 1987.
41. Oh, S., Radwin, R.G. Pistol grip power tool handle and trigger size effects on grip exertions and operator preference. *Hum. Factors*, v.35, n.3, p.551-69, 1993.
42. Pachioni, C.A., Loureiro, D., Fonseca, M.C. *Anatomia funcional e reabilitação nas lesões dos tendões flexores e extensores da mão*. Ribeirão Preto, 1992. 78p. [trabalho de especialização]. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
43. Pryce, J.C. The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength. *J. Biomech.*, v.13, n.6, p.505-11, 1980.

-
44. Radwin, R.G., Oh, S., Jensen, T.R., Webster, J.G. External finger forces in submaximal five-finger static pinch prehension. *Ergonomics*, v. 35, n.3, p. 275-88, 1992.
 45. Rash, P.J., Burke, R.K. Cinesiologia e anatomia aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara, 1977, cap. 12. apud Maluf, A.S. *Estudo eletromiográfico dos músculos abdutor curto e oponente do polegar em movimentos livres, contra-resistidos e de garra*. Piracicaba, 1986. 59p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da UNICAMP.
 46. Smith, R.O., Bengt, M.W. Pinch and grasp strength: standardisation of terminology and protocol. *Am. J. Occup. Ther.*, v.39, n.8, p.531-5, 1985.
 47. Smith, G.A., Nelson, R.C., Sadoff, S.J., Sadoff, A.M. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Med. Rehabil.*, v.68, p.73-80, 1989, apud Chengalur, S. et al. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, v.68, p.148-53, 1990.
 48. Stokes, H.M. The seriously uninjured hand weakness of grip. *J. Occup. Med.*, v.25, n.9, p.683-4, 1983.
 49. 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. Rehabil.*, v.75, n.7, p.812-5, 1994.
 50. Swanson, A.B., Matev, I.B., Groot, G. The strength of the hand. *Bull. Prosthetics Res.*, v.9, p.387-96, 1970, apud Imrhan, S.N. Trends in finger pinch strength in children, adults, and elderly. *Hum. Fact.*, v.31, n.6, p.689-701, 1989.
 51. Taylor, C.L., Schwarz, R.J. The anatomy and mechanics of the human hand. *Artif. Limbs*, v.2, p.22, 1955, apud Lehmkuhl, L., Smith, L. *Cinesiologia clinica de Brunstrom*. 4. ed. São Paulo : Manole, 1989. 466p.
 52. Thorngren, K.G., Werner, C.O. Normal grip strength. *Acta Orthop. Scand.*, v.50, n.3, p.255-9, 1979.
 53. Trombly, A.C., Cole, J.M. Electromyographic study of four hand muscles during selected activities. *Am. J. Occup. Ther.*, v.33, p.440-9, 1979.
 54. Zellers, K., Gandini, C., Loveless, T. *The effect of arm position on pinch strength measurements: a pilot study*. In: London : Taylor Francis, 1992. Advances in industrial ergonomics and Safety IV. p. 709-12.

Recebido para publicação: 20/09/98

Aceito para publicação: 30/10/98