

Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR®: uma revisão de literatura

Approach about palmar prehension using dynamometer JAMAR®: a literature revision

Demóstenes Moreira¹
Rosicler Rocha Aiza Álvarez²
José Roberto de Gogoy³
Admir do Nascimento Cambraia⁴

Resumo

Napier em 1956 definiu duas posturas básicas da mão humana: a preensão de força e a preensão de precisão. Ele definiu preensão de força quando é necessária força completa, como sendo atividade de força dos dedos e polegar agindo contra a palma da mão, com propósito de transmitir força para um objeto. O dinamômetro Jamar® tem sido descrito na literatura internacional como o mais eficiente na mensuração da força de preensão palmar. Desenvolvido por Bechtol, o aparelho hidráulico tem sido considerado o instrumento mais aceito para avaliar a força de preensão palmar desde 1954, por ser relativamente simples e fornecer leitura rápida e direta, medindo a força por meio de um sistema hidráulico fechado. O objetivo deste estudo foi demonstrar por meio de uma revisão de literatura os aspectos cinesiológicos que envolvem a preensão palmar, assim como diversos estudos que enfatizam a utilização do dinamômetro Jamar®.

PALAVRAS-CHAVE : preensão palmar, dinamômetro Jamar®, músculos.

Abstract

Napier defined in 1956 two basic positions of human hand: power grip and precision grip. He defined the former, applied when complete force is necessary, as a power activity of the fingers and thumb acting against the palm of the hand with the intention to transmit force to an object. The Jamar® dynamometer has been described in international literature as the most efficient measurer of palmar grip force. Developed by Bechtol, the hydraulic dynamometer has been considered the most accepted instrument used in palmar grip force measurement since 1954. It is relatively simple and supplies fast and direct reading, measuring force through a closed hydraulic system. The objective of this study was to demonstrate, through a revision of the literature, the kinesiological aspects that involve palmar grip, as well as many studies that emphasize the use of the Jamar® dynamometer.

KEYWORDS: palmar grip, Jamar® dynamometer, muscles.

¹ Doutor em Ciências da Saúde – UnB; Docente da UCB/DF e Unip/DF.

² Médica Pós-Doutora em Imunologia e Orientadora da Pós-graduação em Ciências da Saúde da UnB.

³ Docente de Anatomia da Unip, Uniplac e Faculdade JK, Mestrando em Ciências da Saúde da UNB.

⁴ Professor de Educação Física, Especialista em Fisiologia do Exercício pela UnB.

Considerações gerais sobre o dinamômetro JAMAR® e a importância das medidas de força de preensão palmar

A força de preensão não é simplesmente uma medida da força da mão ou mesmo limitada à avaliação do membro superior. Ela tem muitas aplicações clínicas diferentes, sendo utilizada por exemplo como um indicador da força total do corpo, e neste sentido é empregada em testes de aptidão física (2, 12, 26).

Vários instrumentos diferentes foram projetados para mensurar a força de preensão palmar, desde a simples adaptação de equipamentos de pressão sanguínea até sistemas computadorizados sofisticados. Desenvolvido por Bechtol no ano de 1954 o dinamômetro Jamar® consiste em um sistema hidráulico de aferição, sendo considerado o instrumento mais aceito para avaliar a força de preensão palmar, por ser relativamente simples, fornecer leitura rápida e direta, além de sua fácil utilização em diferentes campos de pesquisa e atuação clínica em nível ambulatorial (2, 3, 7, 18, 22).

O dinamômetro Jamar® é um sistema de aferidores de tensão. Ele é constituído por duas barras de aço, que são ligadas juntas. Na medida em que o sujeito aperta as barras, elas dobram, provocando uma alteração na resistência dos aferidores, ocorrendo com isso, uma alteração correspondente na produção de voltagem diretamente proporcional à força de preensão exercida pela mão. Esta produção é diretamente proporcional à força exercida sobre as barras. A força de preensão palmar registrada no aparelho, pode ser estabelecida em quilogramas/força [Kg/f] ou em libras/polegadas (12).

O dinamômetro Jamar® é recomendado pela Sociedade Americana de Terapeutas de Mão (SATM), para mensurar a força de aperto em pacientes com diversas desordens que comprometem os membros superiores (2, 9, 20, 21, 22).

Em um esforço para permitir que comparações fossem realizadas, a SATM propôs em 1981 que todos os pacientes fossem testados em uma posição padronizada. Ela recomenda que o sujeito esteja sentado com o ombro aduzido e neutramente rodado, cotovelo flexionado a 90°, antebraço em posição neutra, e o punho entre 0° e 30° de extensão e 0° a 15° de desvio ulnar (21, 24). Mathiovetz *et al.*, sustentam a posição do cotovelo flexionada para teste (21, 22); porém, Balogum *et al.*, observaram que esta posição gerava menor força de preensão (2).

Os cabos ou manoplas de posicionamento referentes a “pegada” do dinamômetro podem ser ajustados em cinco posições de dentro para fora. A quinta posição do cabo por exemplo, permite que haja maior distância entre a extremidade dos dedos e o cabo. A segunda posição do cabo do dinamômetro Jamar® é considerada a mais eficiente para testes de força e tem sido adotada pela SATM para testes rotineiros (2). Como resultado, vários estudos têm sido realizados para avaliar a força de preensão utilizando apenas a segunda posição do cabo de posicionamento. Outros estudos recomendam a terceira posição para homens e a segunda para mulheres, pelo fato destes níveis renderem “força máxima” de aperto para cada gênero (1).

Smichdt & Tows *apud* Durward *et al.* em 2001 realizaram a avaliação da força de preensão com o uso do dinamômetro Jamar® em 1.128 homens e 80 mulheres saudáveis. Verificaram que a força de preensão é diretamente proporcional à idade até os 32 anos e a partir daí, torna-se inversamente proporcional (12).

Os testes de força muscular realizados de forma subjetiva devem ser considerados de valor confiável para avaliar a função neural, embora dependam do comprometimento mínimo de 30% de fibras musculares (11). Mathiovetz *et al.* afirmam que o dinamômetro Jamar® é descrito como o instrumento mais confiável para mensurar a força de preensão palmar (20). Hamilton *et al.*, acrescentam que o dinamômetro permite uma avaliação eficaz para mensurar a força de preensão como medida objetiva da extremidade superior de pacientes tratados em centros de reabilitação (14).

Patterson considera que a anamnese prévia dos traumas de mão auxilia na descrição presumida da preensão anterior à lesão. Enfatiza que o dinamômetro Jamar® é o mais confiável dos instrumentos utilizados na mensuração da força de preensão palmar (31).

Em seus estudos O’Driscoll *et al.* analisaram 20 indivíduos com idade variando de 20 a 51 anos utilizando o dinamômetro Jamar®. Durante as medidas foram determinados ajustes no cabo de posicionamento do dinamômetro de acordo com o tamanho da mão dos participantes do estudo (29).

A força muscular é um dos componentes fundamentais para a avaliação da forma física. A preensão palmar pode ser considerada como um dos parâmetros do estado de força geral dos indivíduos. O teste de preensão palmar tem sido utilizado de maneira sistemática anualmente desde 1964 no Japão (34).

Beigel *apud* Teraoka em 1978 demonstrou que a posição corporal exercia uma influência considerável na percepção, pensamento e nas emoções. Numa posição recostada, a tendência era remover estes processos da realidade e, conseqüentemente, permitir maior satisfação. Na posição em pé, as energias eram estimuladas para as ações, e as emoções expressavam-se mais fortemente. A posição sentada pareceu favorecer o equilíbrio entre as tendências antagonistas (34).

Smith & Bengé *apud* Duward *et al.* afirmam que existe uma ampla variedade de metodologias utilizadas para mensurar a força de preensão, dificultando com isso uma padronização efetiva do procedimento, além da elevada variedade nos resultados obtidos (12).

Mathiovetz *et al.* realizaram um estudo com o dinamômetro Jamar® em 310 homens e 328 mulheres, o propósito do estudo foi estabelecer normas clínicas para a faixa etária de 20 a 75 anos de idade; concluíram que a força máxima foi observada entre 25 e 39 anos de idade e que a média de três tentativas deve ser respeitada (21).

Ellis *et al. apud* Duward *et al.* realizaram uma variação de medidas repetidas da força de preensão com o uso do dinamômetro Jamar® em 86 crianças e adolescentes; constataram não haver diferença significativa da força entre os grupos estudados (12).

Hanten *et al.* afirmam que as modificações referentes ao posicionamento do membro superior pode aumentar ou diminuir a força de preensão. Descreve que o dinamômetro Jamar® quando corretamente utilizado e calibrado, continua sendo um eficaz dispositivo de medida de força (15).

Um comitê de estudos da associação médica da Califórnia liderado por Kirkpatrick em 1956 comparou os três tipos de instrumentos de medição de apertos disponíveis: 1) um instrumento pneumático que depende da compressão de ar por meio de um bulbo de borracha, 2) um aparelho de fonte

que depende inteiramente da compressão de uma fonte de aço para registrar a quantidade de compressão e 3) um sistema hidráulico selado que registra a força em libras/polegadas ou quilograma/força; concluíram mais adiante que o dinamômetro Jamar[®] consiste no único instrumento capaz de mensurar a força de preensão palmar (18).

Mathiovetz *et al.* recomendam que a média de três tentativas seja utilizada, alegando que este método resultou em melhor confiabilidade teste-reteste comparado àquela obtida com uma tentativa ou com a melhor entre duas tentativas (20, 21).

Marion & Niebuhr *apud* Duward *et al.* em seus estudos concluíram que os indivíduos apresentavam maior força de preensão após realizarem tentativas submáximas antes das tentativas de preensão máxima (12).

Blackwell *et al.* investigaram a ocorrência de fadiga muscular durante a força de preensão. Concluíram que a forma e o tamanho de um instrumento apreendido pode afetar a força de preensão durante as diferentes tarefas (5).

A força de preensão provê um índice objetivo da integridade funcional da extremidade superior. Durante vários anos, diversas normas para força de preensão foram estabelecidas para populações diferentes. Dados normativos auxiliam o terapeuta a interpretar resultados, estabelecendo metas de tratamento realísticas e determinando a habilidade do paciente ao seu ambiente de trabalho (1, 2, 4, 6).

Balogum *et al.* afirmam que os músculos que agem durante a força de preensão são geralmente mais fortes a comprimentos ligeiramente mais longos que os comprimentos mais encurtados (relaxados). Em seus estudos os autores utilizaram, durante a avaliação da força de preensão, a orientação de que os pacientes deveriam manter a força durante 5 segundos, sendo que nenhum encorajamento foi oferecido durante o teste (2).

Em geral, observa-se que ao utilizar o dinamômetro com o cabo de posicionamento mais largo como na quinta posição, solicita-se a ação dos músculos flexores profundos durante a força de preensão (30).

Crosby *et al.* realizaram um estudo com 214 indivíduos com faixa etária de 16 a 63 anos utilizando o dinamômetro Jamar[®] nas cinco posições. Concluíram que a posição 2 do cabo de posicionamento do dinamômetro oferece maior performance da força de preensão (9).

Entre as publicações nacionais com o uso do dinamômetro Jamar[®], destaca-se dois trabalhos, um realizado por Caporrino *et al.* (7) e outro realizado por Moreira *et al.* (24).

Caporrino *et al.* em 1998 realizaram o maior estudo populacional já desenvolvido no Brasil. Foram 800 indivíduos saudáveis, de ambos os sexos, com faixa etária variando de 20 a 59 anos, todos submetidos à avaliação da força de preensão palmar com o uso do dinamômetro Jamar[®]. Concluíram que a força de preensão palmar apresentou valores superiores no sexo masculino quando comparado com o feminino em todas as faixas etárias estudadas, tanto para os lados dominantes e não dominantes (7).

Moreira *et al.* em 2001 realizaram um estudo transversal, utilizando a média da força de preensão em 30 indivíduos jovens. Concluíram que o dinamômetro Jamar[®] é um instrumento confiável, de fácil manuseio e leitura direta, podendo ser utilizado em qualquer ambiente, inclusive em nível ambulatorial com resultados satisfatórios (24).

Em outro estudo realizado em 2001, Moreira *et al.* apresentaram o caso de um paciente portador de hanseníase, submetido a neurólise dos nervos ulnar e mediano direito, sendo submetido à avaliação da força de preensão palmar no pré e pós-operatório imediato. Concluíram que a padronização na utilização do dinamômetro Jamar[®] permitiu que as informações fornecessem maior precisão e fidedignidade na obtenção dos resultados (25).

Abordagem cinesiológica da força de preensão palmar

A mão compreende a porção mais distal do membro superior. É um órgão complexo com diversas finalidades: como órgão preênsil é capaz tanto de imprimir força, como segurar e manipular objetos delicados; como órgão tátil relaciona o organismo com o meio ambiente; possui ainda grande importância na comunicação verbal (8, 24, 25).

Segundo Duerksen & Virmond, a preensão palmar se faz normalmente em três fases (11):

Fase I – Extensão dos dedos;

Fase II – Flexão das articulações metacarpofalangeanas com extensão das falanges distais;

Fase III – Flexão das articulações distais.

Napier em 1956 definiu duas posturas básicas da mão humana: a preensão de força e a preensão de precisão. Ele definiu preensão de força quando é necessária força completa, como em atividades que geram a ação dos dedos e polegar de encontro à palma da mão, com propósito de transmitir força para um objeto. Cada dedo deve acomodar-se em posição para aplicar força a fim de conter as forças externas impostas pelo objeto, desta forma o polegar é aduzido e posicionado para opor-se à polpa dos dedos. Na preensão de precisão o objeto é pinçado entre as superfícies flexoras de um ou mais dedos com o polegar em oposição, sendo usada quando necessária exatidão e refinamento de tato (22, 24, 27, 28, 32, 33).

A posição dos dedos e conseqüente ação muscular nas duas posturas diferem de maneira considerável. A abordagem apresentada baseia-se em uma análise dos músculos que exercem ação durante a força de preensão palmar por meio do dinamômetro Jamar[®] na 2ª posição (12).

Durante a força de preensão palmar, os dedos encontram-se aduzidos, flexionados, lateralmente rodados e inclinados em direção ao lado ulnar da mão. As eminências ténar e hipoténar da mão oferecem importante base de apoio (23). O polegar encontra-se flexionado, aduzido tanto em sua articulação metacarpofalângica como na carpometacárpica e opondo-se à polpa dos dedos (30).

O movimento de preensão provoca intensa atividade dos músculos flexor superficial e profundo dos dedos, dos interósseos e do 4º lumbrical, bem como nota-se atividade de músculos que realizam o movimento de contrapressão realizado pelo polegar pelo do músculo flexor longo do polegar, de músculos ténares (oponente do polegar, adutor do polegar e flexor curto do polegar) e hipoténares (flexor curto do dedo mínimo), estes agindo como agonistas e contraindo-se isotonicamente (24).

O músculo flexor superficial dos dedos fixa-se na base da falange média e movimentada a articulação interfalângica proximal, enquanto o flexor profundo dos dedos, após perfurar o tendão superficial, fixa-se na base

da falange distal e movimentam a articulação interfalângica distal e também a proximal, sendo estes os músculos que imprimem maior potência no movimento de preensão (17). A flexão dos dedos é quase simultânea nas articulações dos dedos, sendo o movimento iniciado a partir das articulações interfalângicas distais, porém a maior quantidade de movimento é realizada pelas articulações interfalângicas proximais e metacarpofalângicas (10, 13, 22).

Os músculos interósseos palmares e lumbricais localizam-se na face palmar do eixo de flexão e extensão das articulações metacarpofalângicas, portanto são mecanicamente capazes de produzir flexão, porém pelo fato de as fixações proximais dos lumbricais se encontrarem nos tendões do músculo flexor profundo dos dedos, suas contrações são incapazes de tracionar significativamente as fixações distais movimentando as articulações metacarpofalângicas, a menos que se anule a ação do músculo flexor profundo dos dedos, portanto os lumbricais se tornam ineficientes no movimento de preensão com exceção do 4º, que apresenta atividade eletromiográfica na preensão (18).

Os músculos flexor superficial e profundo dos dedos movem as articulações interfalângicas do 2º ao 5º dedo e como seus tendões correm na face palmar pelas articulações do punho e metacarpofalângicas, suas contrações produziram também flexão destas articulações. Como na preensão a flexão das articulações metacarpofalângicas e interfalângicas são necessárias, enquanto a flexão do punho é indesejável pelo fato de diminuir a força exercida pelos flexores dos dedos, torna-se importante a ação sinérgica dos músculos extensores do punho (extensor radial longo e curto do carpo, extensor ulnar do carpo) que se contraem de forma isométrica. A força de contração dos extensores do punho está diretamente relacionada com o esforço de preensão dispendido pelo indivíduo (16, 17, 18, 22).

Considerações finais

Grande parte da literatura atual sobre a função manual tende a se concentrar na força da mão. Isto provavelmente ocorre porque a avaliação da força é um dos aspectos da função manual mais fácil de mensurar de uma maneira realmente objetiva. O dinamômetro Jamar® é o sistema de calibração que ganhou mais aceitação clínica na detecção da força de preensão palmar, e tem sido utilizado regularmente em estudos de pacientes.

Apesar das recomendações estabelecidas pela Sociedade Americana de Terapeutas de Mão, observa-se que ainda não existe um protocolo comum durante o procedimento do teste com o dinamômetro Jamar®. Existe a necessidade de que novos estudos sejam padronizados com relação à análise da força de preensão palmar, principalmente no que se refere ao índice de massa corporal, patologias diversas, práticas desportivas, entre outros.

A força de preensão palmar, mensurada com o uso do dinamômetro Jamar®, consiste em um procedimento objetivo, prático e de fácil utilização. Além disso, pode ser considerado como um importante parâmetro durante a avaliação e determinação da funcionalidade das mãos em diversas situações.

Referências Bibliográficas

1. ASHFORD, R. F. *et al.* Sensitivity of the Jamar dynamometer in detecting submaximal grip effort. **J Hand Surg.** 1996; 21(3): 402-495.
2. BALOGUM, J. A. *et al.* Grip strength: effects of testing posture and elbow position. **Arch Phys Med Rehabil.** 1991; 72: 280-283.
3. BECHTOL, C. O. Grip test - the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. **The J Bone Joint Surg.** 1954; 36(4): 820-824.
4. BELLACE, J. B. *et al.* Validity of the dexter evaluation system's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. **J Hand Ther.** 2000; 13: 46-51.
5. BLACKWELL, J. R. *et al.* Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. **Applied Ergonomics.** 1999; 30: 401-406.
6. BOHANNON, R. W. Hand-grip dynamometry provides a valid indication of upper extremity strength impairment in home care patients. **J Hand Ther.** 1998; 11: 258-260.
7. CAPORRINO, F. A. *et al.* Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar. **Rev Bras Ortop.** 1998; 33(2): 150-154.
8. CASTAÑEDA, L. D. R. **Las manos.** 1. ed., Santiago, Santos, 1997.
9. CROSBY, C. A. *et al.* Hand strength: Normative values. **J Hand Surg.** 1994; 19: 665-670.
10. DAWSON, N. M. e O'DONOVAN, D. K. A new manual power grip. **Acta Anat.** 1998; 163: 224-228.
11. DUERKSEN, F. e VIRMOND, M. **Cirurgia reparadora e reabilitação em hanseníase.** 1. ed., Bauru, Instituto Lauro de Sousa Lima, 1997.
12. DURWARD, B. R. *et al.* **Movimento funcional humano: mensuração e análise.** 1. ed., São Paulo, Manole, 2001.
13. FAIRFAX, A. H. *et al.* Variability of grip strength during isometric contraction. **Ergonomics.** 1995; 38(9): 1819-1830.
14. HAMILTON, A. *et al.* Grip strength testing reliability. **J Hand Ther.** 1994; 7: 163-170.
15. HANTEN, W. P. *et al.* Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. **J Hand Ther.** 1999; 193-200.
16. KAMAKURA, N. *et al.* Patterns of static prehension in normal hands. **The Am J Occup Ther.** 1980; 34(7):
17. KENDALL, F. P. *et al.* **Músculos, provas e funções.** 4. ed., São Paulo, Manole, 1995.
18. KIRKPATRICK, J. E. Evaluation of grip loss. **California Medicine.** 1956; 85(5): 314-320.
19. LONG, C. *et al.* Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. **The J Bone Joint Surg.** 1970; 52: 854-867.

20. MATHIOVETZ, V. *et al.* Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. **J Hand Surg.** 1984; 9(2): 222-226.
21. MATHIOVETZ, V. *et al.* Grip and pinch strength: normative data for adults. **Arch Phys Med Rehabil.** 1985; 66: 69-70.
22. MATHIOVETZ, V. *et al.* Effect of elbow position on grip and key pinch strength. **J Hand Surg.** 1985; 10: 694-697.
23. Mc DOUGALL, A. C. e YUASA, Y. **O novo atlas de hanseníase.** Sasakawa Memorial Health Foundation, 2002.
24. MOREIRA, D. *et al.* Estudo sobre a realização da preensão palmar com a utilização do dinamômetro: considerações anatômicas e cinesiológicas. **Fisiot. Brasil.** 2001; 2(5): 295-300.
25. MOREIRA, D. *et al.* Quantificação do grau de melhora da força de preensão em pacientes portadores de hanseníase submetidos à neurectomia dos nervos ulnar e mediano: relato de um caso. **Arq. Ciênc. Saúde Unipar.** 2001; 5(2): 165-169.
26. NAPIER, J. The prehensile movements of human hand. **J Bone Joint Surg.** 1956; 38: 902-913.
27. NAPIER, J. **A mão do homem: anatomia, função, evolução.** Rio de Janeiro, Editora Universidade de Brasília, 1983.
28. NEWMAN, D.G. *et al.* Norms for hand grip strength. **Archives of Disease in Childhood.** 1984; 59: 453-459.
29. O'DRISCOLL, S. W. *et al.* The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. **J Hand Surg.** 1992; 17: 169-177.
30. PASCHOARELLI, L. C. e COURY, H. J. C. G. Aspectos ergonômicos e de usabilidade no design de pegas e empunhaduras. **Est. Design.** 2000; 8(1): 79-101.
31. PATTERSON, H. McLeod. Grip measurements as a part of the pre-placement evaluation. **Ind Med Surg.** 1965; 34(7): 555-557.
32. PRYCE, J. C. The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength. **J Biomech.** 1980; 13: 505-511.
33. SANDE, L. A. P. e COURY, H. J. C. G. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. **Rev Fisiot USP.** 1998; 5(2): 71-82.
34. TERAOKA, T. Studies on the peculiarity of grip strength in relation to body positions and aging. **Kobe J Med Sci.** 1979; 25: 1-177.