

Elaboração de equipamentos para mensuração de força isométrica de punho e antebraço

Development of equipments to measure isometric wrist and forearm strength

André Ricardo Césares Arruda¹; Rodrigo César Rosa²; Fábio Sisoneto de Freitas³; Jorge Alfredo Léo⁴; Antonio Carlos Shimano⁵; Dernival Bertonceo⁶

¹ Fisioterapeuta – Uniube.

² Fisioterapeuta – Uniube; Mestre em Reabilitação – USP.

³ Fisioterapeuta – Uniube.

⁴ Doutor em Ciências Médicas – USP; Diretor do curso de Fisioterapia da Universidade de Uberaba, responsável pela disciplina Fisioterapia Preventiva.

⁵ Doutor em Engenharia Mecânica – USP; Docente do Departamento de Bioengenharia da USP.

⁶ Doutor em Ciências Fisiológicas – UFSCar; Docente e Coordenador do Laboratório de Bioengenharia da Universidade de Uberaba.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Uberaba, MG [Brasil]
arcarruda@hotmail.com

RESUMO

Neste trabalho, foram elaborados dois torquímetros para análise de força isométrica durante as contrações voluntárias máximas de punho e antebraço. Após a confecção dos equipamentos, foram realizados testes piloto com voluntários universitários, sendo registradas as medidas de torques. Houve diferença significativa entre os gêneros, quando se comparou a força desempenhada em posição neutra de punho, sem desvios. No que se refere às medidas de pronação e supinação de antebraço, os homens desempenharam mais força que as mulheres, em todas as posições iniciais de análise. Notaram-se diferenças significativas quando se comparou a lateralidade, ou seja, houve maiores valores de força de pronação e supinação (em Nm) de antebraço direito do que de esquerdo, para homens (209,95±55,93 de pronação e 211,94±62,76 de supinação) e mulheres (98,42±34,68 de pronação e 89,60±28,10 de supinação). É possível, por meio dos equipamentos, comparar a contração muscular voluntária máxima e a despendida em atividades laborais que necessitam de movimentos associados à força de antebraço e punho.

Descritores: Desvio radial; Desvio ulnar; Pronação; Supinação; Torquímetro.

ABSTRACT

The aim, in this study, was to elaborate two torque meters to analyze the isometric strength during maximum voluntary contractions in movements of wrist and forearm. After the equipments were created, using appropriated material, pilot tests were conducted to university students as volunteers and torques measures were registered. There was a significant difference between the genders, when the strength performed in neutral wrist position was compared. As for the forearm pronation and supination measures, the men achieved higher strength than the women, in all positions of initial analysis. There were significant differences when the laterality was compared, that is, there were higher values of the right forearm pronation and supination (Nm) than of the left one, for both men (209.95±55.93 to pronation and 211.94±62.76 to supination) and women (98.42±34.68 to pronation and 89.60±28.10 to supination). It is possible, with the equipments, to compare the maximum muscular voluntary contraction and the one performed in laboral activities that require strength movements of wrist and forearm.

Key words: Pronation; Radial deviation; Supination; Torquemeter; Ulnar deviation.

INTRODUÇÃO

A força muscular é a capacidade de um músculo (ou grupo muscular) de gerar torque em uma articulação específica, podendo ser avaliada por diversos equipamentos, tais como o dinamômetro e o eletromiógrafo. Os movimentos de pronação e supinação são alguns dos mais importantes do membro superior, por serem indispensáveis ao controle da mão, desempenhando papel primordial em todas as suas ações, seja em atividades realizadas em casa, seja no trabalho.

Segundo O' Sullivan e Gallwey¹, os movimentos de pronação e supinação do antebraço são responsáveis pelo aumento da atividade muscular do membro superior, principalmente para o movimento de extensão do punho. No entanto, faltam informações sobre o torque do antebraço, o que ocorre também para os movimentos de punho em diferentes tipos de contração muscular. Alguns autores afirmam que a contração é usada, primariamente, para atividades de manipulação que requerem movimentos muito finos, com ampla variedade de posturas de mãos e dedos. Conseqüentemente, há grande intercâmbio entre as posições da articulação do punho e a eficiência das ações dos dedos. Nesse tipo de articulação, também chamada de radiocárpica, ocorre movimento total da mão, a classificação elipsoidal permite movimento em dois planos: flexão/extensão e flexão (desvio) radial/ulnar².

Quando um músculo produz cerca de 60% de sua capacidade de força, particularmente durante a fase concêntrica (de encurtamento) ou estática da contração muscular, comprime mecanicamente os vasos arteriais periféricos que irrigam os músculos ativos. A compressão vascular eleva drasticamente a resistência periférica total e reduz a perfusão muscular. De fato, o fluxo sanguíneo muscular sofre redução diretamente proporcional ao percentual da capacidade de força máxima exercida, ou seja, causa fadiga muscular rápida em razão da falta de suprimento de oxigênio e nutrientes em

quantidades suficientes durante a contração contínua^{3,4}. Com contração persistente, os fosfatos intramusculares de alta energia e as reações anaeróbias glicolíticas proporcionam a principal fonte energética para o esforço muscular⁴. Na contração isométrica, o comprimento muscular mantém-se constante, assim como o ângulo da articulação envolvida⁵. Essas alterações podem desencadear perda temporária ou permanente de força; por isso, a necessidade de avaliar quanto o indivíduo é exposto à carga física de trabalho ou de atividade diária, principalmente quando realiza contrações isométricas.

Muitos instrumentos diferentes foram projetados para mensuração objetiva da força de preensão, desde a simples adaptação de equipamentos para pressão sangüínea como o esfigmomanômetro⁶, até equipamentos especialmente projetados para medir um aspecto particular da função da mão⁷. Um equipamento que ganhou aceitação clínica e tem sido muito utilizado nos estudos da força de preensão palmar é o dinamômetro hidráulico Jamar⁸⁻¹⁰. No entanto, há pouca literatura no que se refere à medida de torque relacionada aos movimentos específicos de flexão e extensão de punho e desvio radial e ulnar. Ainda não há registro de instrumento capaz de quantificar o torque durante a contração isométrica dos grupos musculares responsáveis por esses movimentos.

An et al.⁷ construíram um modelo anatômico de mão para analisar a força e determinar os músculos e as articulações que atuam isometricamente. Um trabalho realizado por Fernandes et al.¹¹ resultou no desenvolvimento de um aparelho capaz de medir a força realizada pelo músculo abductor curto do polegar e o do quinto dedo, separadamente.

Embora haja trabalhos sobre movimentos de pinça, que exigem ação dos músculos intrínsecos da mão, não há muitas referências na literatura sobre instrumentos capazes de quantificar o torque durante a contração isométrica dos grupos musculares responsáveis pela flexão, extensão e desvio radial e ulnar de punho, bem como de pronação e supina-

ção de antebraço. O objetivo, neste trabalho, foi elaborar dois torquímetros: 1) para análise de força isométrica durante as contrações voluntárias máximas dos grupos musculares responsáveis pelos movimentos de punho, em sentidos e angulações específicas, e 2) para análise de força isométrica de antebraço (pronação e supinação). Em ambos, procurou-se analisar a lateralidade dos indivíduos e as diferenças entre gêneros.

MATERIAL E MÉTODOS

Os instrumentos foram produzidos em oficina especializada, utilizando basicamente aço 1020, além de acessórios como tinta, fitas de velcro, material emborrachado e silicone. Materiais afins permitiram modelar os equipamentos com diferentes angulações para os distintos testes de punho e antebraço e conjunto de sistemas elétricos para mensuração da força.

Torquímetro para medidas de antebraço

Na produção do equipamento, foram utilizados cabos e chapas de aço, roldana, manípulo de polipropileno e célula de carga de 200 kgf (Kratos®). Para o seu desenvolvimento foram programadas quatro fases. A primeira consistiu na elaboração do projeto e no dimensionamento do equipamento, quando analisou-se os materiais para sua execução. O aço foi utilizado na confecção da base de sustentação que possui duas hastes de fixação, uma para o sistema de manípulo e roldana e outra para fixação da célula de carga. Utilizou-se um cabo de aço para conexão entre a célula de carga e a roldana. O sinal captado pela célula de carga é analisado por uma ponte de extensimetria portátil (Kratos®). O equipamento é constituído, na base, 50 cm de comprimento por 20 cm de largura, possui duas hastes com altura média de 19 cm. Nessa base há um suporte que permite sua fixação, por parafusos, à superfície plana.

A segunda fase referiu-se a cortes das chapas, soldagem e produção da roldana e do sistema de manípulo, composto de polipropileno com recartilhações (ranhuras em sua superfície de contato). Na terceira, o manípulo é fixado, por um eixo com rolamento, a uma roldana cuja função é conectá-lo a uma célula de carga por meio de um cabo de aço. Os torques realizados no manípulo são medidos pela célula de carga (Kratos®) cujo sinal é lido por uma ponte de extensimetria portátil da Kratos®.

A última fase tratou da calibração do torquímetro, tendo sido realizada por meio de anilhas de diferentes pesos, fixadas ao cabo de aço na roldana do aparelho. Dessa forma, relacionou-se o valor lido pela ponte de extensimetria à carga aplicada. Essa relação corresponde a 20:1, ou seja, 20 unidades lidas na ponte de extensimetria equivalem a 1 kgf, conforme especificação já definida em outro estudo realizado no laboratório¹².

Torquímetro para medidas de punho

O aparelho possui as seguintes peças: lâminas denteadas vertical e horizontal. Há uma barra de transferência que liga as duas ao complexo catraca/célula de carga. Cada catraca, uma em semicírculo horizontal e outra em forma de um quarto de círculo na vertical, foi conectada e fixada à placa de aço. Um suporte de alumínio, projetado sobre a placa e preso às catracas, permite o apoio da mão, na altura dos metacarpos.

Uma das extremidades de uma das células de carga é fixada na estrutura do dispositivo para avaliação do punho, e a outra, da mesma célula de carga, na lâmina denteada horizontal (com a catraca horizontal).

Os equipamentos permitem quantificação de força isométrica para diferentes posicionamentos: o de punho, em cada 2°, totalizando 180° para flexão/extensão e 90° para desvios (ulnar e radial); o de antebraço, a cada 45°, em pronação ou supinação. O sinal captado pela

célula de carga é analisado por uma ponte de extensimetria portátil (Kratos®). Após a finalização dos equipamentos, para verificar sua eficiência, foram realizados testes com voluntários universitários.

Avaliação dos voluntários

Alguns testes foram realizados e analisados em relação à força despendida durante os movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial de punho e supinação/pronação de antebraço.

Participaram deste estudo 80 estudantes universitários, dos sexos masculino e feminino, de 17 a 25 anos, destros, e sem doenças neuromusculo-esqueléticas em membros superiores. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Uberaba (protocolos CEP 013/04 e CEP 025/06) e todos os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido.

Após a explicação sobre o objetivo do teste, o voluntário foi orientado a respeito do aparelho, do tipo de força que teria de desenvolver durante a prova, o seu posicionamento corporal (em pé, diante da plataforma), o segmento a ser testado e, principalmente quanto à não-realização de preensão de mão durante os testes.

Torquímetro para punho

Os voluntários foram instruídos sobre o objetivo do teste, e seus procedimentos. Em seguida, estabilizava-se o segmento do voluntário junto ao torquímetro, em uma altura fixa de 107 centímetros. O voluntário iniciava os testes de força respondendo a uma voz de comando, quando se exigia o máximo de força que conseguia realizar. Durante a prova, o pesquisador registrava o valor máximo (unidade da ponte extensométrica) atingido pelo voluntário. O segmento do antebraço mantinha-se em posição neutra. Em seguida, pré-selecionavam, no equipamento (nas catracas), posicionamento e sentidos de provas diferentes de punho, ou seja,

para qual lado seria efetuado o teste (flexo-extensão ou desvios ulnar/radial).

Os braços de alavanca foram, em média, de 0,08 m para todos os cálculos da força do grupo masculino, e 0,07 m, para todos os cálculos da força do grupo feminino.

Torquímetro para antebraço

O teste de pronação e supinação de antebraço consistiu de medidas isométricas de torque com o equipamento fixado em uma mesa, e cada voluntário posicionado na frente do torquímetro, mantendo os cotovelos em flexão de 90°, realizou três medidas em cada posição bilateralmente. Tanto a pronação quanto a supinação foram realizadas a partir da posição neutra.

Após obtenção dos dados do teste piloto, considerando-se a força despendida e o braço de alavanca (manípulo e punho do voluntário), foi realizada a conversão, para Nm, do valor lido pela ponte de extensimetria. Os cálculos foram realizados, tendo como referência a calibração do equipamento, cujo valor foi dividido por 20, multiplicado pela aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$) e, em seguida, dividido pelo raio do manípulo (0,04 m).

Análise dos resultados

Foi utilizado o *software* GraphPad InStat para análise estatística. Aplicou-se análise de variância (ANOVA), pela consideração de média e desvios-padrão, para comparação das contrações isométricas entre os grupos (masculino e feminino) e entre os lados corporais. O nível de significância considerado foi de $p < 0,05$.

RESULTADOS

Em todos os sentidos e posições de prova, não se notaram diferenças significativas quando comparadas as forças entre os lados direito e esquerdo dos indivíduos, exceto o

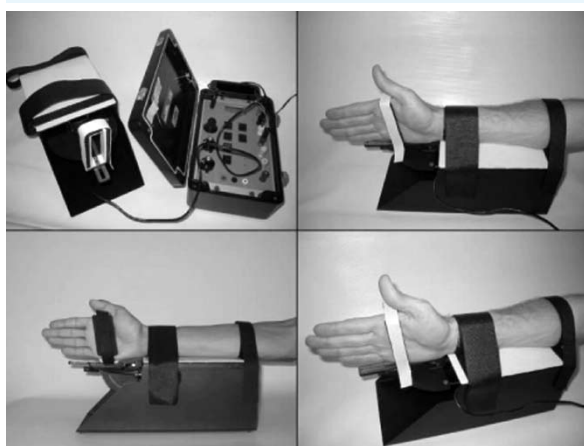


Figura 1: Equipamento para mensuração de torque de punho

teste de prova em extensão e com o punho posicionado a 40° de extensão. Já em testes que compararam os gêneros, houve diferenças significativas em sentidos de flexão, extensão e desvios ulnar e radial, com valores maiores para os homens. O mesmo ocorreu com o posicionamento do punho a 40° de flexão, 40° de extensão, neutro e 15° de desvio ulnar. A Tabela 1 apresenta valores de força de punho na posição neutra.

O equipamento para medida isométrica de pronação e supinação está identificado na Figura 2.

No que se refere às medidas de pronação de antebraço, os homens dispenderam mais força que as mulheres, em todas as posições iniciais de análise. No entanto, observaram-se diferenças significativas quando comparada a latera-

Tabela 1: Torque de punho (Nm) na posição neutra (Média ± DP)

Sentidos	Membro	Masculino	Feminino
Flexão	D	16,22 ± 7,98	4,53 ± 1,47
	E	15,68 ± 4,15	5,32 ± 1,23
Extensão	D	12,65 ± 5,58	4,83 ± 1,34
	E	11,37 ± 8,49	3,24 ± 1,09*
D. Radial	D	18,86 ± 8,77	7,34 ± 1,39
	E	18,14 ± 7,24	6,53 ± 0,97
D. Ulnar	D	15,88 ± 7,00	5,09 ± 0,90
	E	16,72 ± 8,54	4,39 ± 1,10

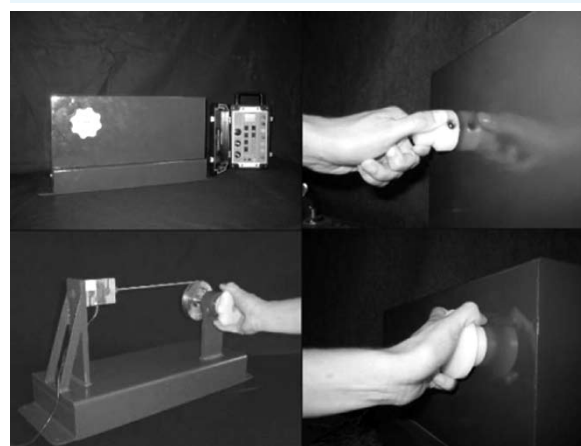


Figura 2: Equipamento para mensuração de torque de antebraço

lidade, ou seja, houve maiores valores de força de pronação de antebraço direito que de esquerdo, tanto para homens quanto para mulheres (Tabela 2). De forma semelhante ao que ocorreu em relação à pronação, a supinação também foi maior para os homens. Para ambos os sexos, o lado direito apresentou maiores valores de força em relação ao esquerdo, o que está relacionado à dominância de membros (Tabela 3).

DISCUSSÃO

Com base nos resultados encontrados para torque de pronação e supinação de antebraço bem como para movimentos de punho, verifica-se que os instrumentos são capazes de avaliar e indicar valores para esses movimentos. Esse fato torna-se importante, visto que um equipamento simples identifica a força direta relacionada ao movimento analisado sem que seja necessário simular o movimento e/ou posicionamento do segmento em questão. Alguns ajustes, necessários a cada população estudada podem ser realizados durante a avaliação.

Gordon et al¹³ observaram que os valores de torque de supinação obtidos foram maiores com o antebraço posicionado em pronação, e os de pronação, nas posições de supinação. Esses movimentos são importantes para manipulação de chave de fenda, inclusive quando há dispêndio de força. Neste estudo, a análise foi realiza-

Tabela 2: Medidas de pronação de antebraço (Nm) a partir de diferentes posicionamentos iniciais (Média ± DP)

Posição	Lado	Homens	Mulheres
PN	D*	209,95 ± 55,93	98,42 ± 34,68
PN	E	190,25 ± 55,66	79,87 ± 26,08
45° S	D	203,87 ± 49,21	93,26 ± 28,78
45° S	E	178,82 ± 53,47	77,03 ± 27,58
45° P	D	190,02 ± 37,61	102,21 ± 38,15
45° P	E	183,72 ± 57,37	83,56 ± 19,96

p<0,05 vs lado esquerdo.

da com antebraço em posição neutra. Portanto, não foi considerado o braço de alavanca quando se realiza um movimento a partir da posição de seu movimento contrário (relativo).

São encontrados, na literatura, trabalhos utilizando o dinamômetro para quantificar força de preensão em situações de repouso ou de atividade manual. Andrews et al¹⁴ usaram o dinamômetro para medir a força isométrica voluntária manual, associando movimentos de flexão, extensão e rotações de ombro, flexão e extensão de cotovelo, extensão de punho, flexão e abdução de quadril, flexão e extensão de joelho, dorsiflexão de tornozelo. Sande e Coury¹⁵ realizaram estudo sobre variáveis associadas à preensão, como postura corporal, endurance e variáveis antropométricas. An et al⁷ construíram um modelo anatômico de mão para analisar a força e determinar os músculos e as articulações que atuam isometricamente. No entanto, em atividades laborais, normalmente há simulações de movimentos para que se realize a avaliação da força empregada ou se utiliza instrumento que impede a obtenção de valores reais de força despendida. Com os equipamentos desenvolvidos e apresentados, é possível alternar os diferentes tipos de manípulos, o que avaliaria o torque do indivíduo de forma mais próxima de sua atividade real.

A usabilidade dos equipamentos desenvolvidos pode ser ampla. Eles devem ter importante aplicação, principalmente para a ergonomia, possibilitando aos profissionais dessa área acesso a dados objetivos referentes à mensuração de torque de pronação e supinação do

Tabela 3: Medidas de supinação de antebraço (Nm) a partir de diferentes posicionamentos iniciais (Média ± DP)

Posição	Lado	Homens	Mulheres
PN	D*	211,94 ± 62,76	89,60 ± 28,10
PN	E	171,08 ± 54,03	83,53 ± 16,45
45° S	D	235,40 ± 80,86	99,08 ± 27,53
45° S	E	185,15 ± 69,04	94,77 ± 32,09
45° P	D	177,54 ± 58,35	77,09 ± 22,76
45° P	E	146,87 ± 29,39	66,38 ± 15,14

p<0,05 vs lado esquerdo.

antebraço, flexão/extensão e desvios de punho. É possível, por meio dos equipamentos, comparar a contração muscular voluntária máxima e a despendida em atividades laborais que necessitam de movimentos de antebraço e punho, como ocorre, por exemplo, em movimentos utilizando chave de fenda e alicate.

Vale ressaltar ainda que os equipamentos passam por validação, para confirmar os resultados obtidos em teste piloto.

CONCLUSÃO

Foi possível verificar que os equipamentos desenvolvidos, além de úteis e capazes de mensurar o torque com segurança, são sensíveis aos diferentes posicionamentos do antebraço e punho. Com relação ao gênero, homens apresentam maiores valores de torque de punho e antebraço que as mulheres.

REFERÊNCIAS

1. O'Sullivan LW, Gallwey TJ. Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle. *J Electromyogr. Kinesiol.* 2002;12:275-85.
2. Hamill J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole, 1999.
3. Guyton AC, Hall JE. Tratado de fisiologia médica. 9 ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
4. McArdle WD, Katch FL, Katch VL. Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

5. Shinzato GT, Battistella LR. Exercício isocinético: sua utilização para avaliação e reabilitação músculo-esquelética, Âmbito de Medicina Desportiva. 1996;1:11-18.
6. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Pickup ME, Wright V. The visual analogue scale in assessment of grip strength. *Ann rheum dis.* 1978;37(4):382-4.
7. An K, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Forces in the normal and abnormal hand. *J. Orthop Res.* 1985;3(2):202-11.
8. Mathiowetz V, Wiemer DM, Pederman SM. Grip and pinch strength: norms for 6 to 19 years old. *Am. J Occ Ther.* 1994;40(10):705-11.
9. Mathiowetz V, Kashman N, Volland G, Webber K, Dowe M, Rogers S. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985;66:69-74.
10. Caporrino FA, Faloppa F, Santos JBG. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar®. *Rev Bras Ortop.* 1998; 33(2):150-4.
11. Fernandes LFRM, Mazzer N, Barbieri CH, Shimano AC. Avaliação instrumental da força muscular do abdutor curto do polegar e abdutor do quinto dedo da mão. *Rev Fisioter Univ. São Paulo.* 1999;6(2):154-63.
12. Shimano AC, Léo JA, Rosa RC. Projeto e desenvolvimento de uma máquina universal de ensaio. In: *Anais do 1º Seminário Institucional de Pesquisa.* Uberaba, Minas Gerais: Universidade de Uberaba, 2003:195-7.
13. Gordon KD, Pardo RD, Johnson JA, King, GJW, Miller TA. Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults. *J Orthopaedic Res.* 2004;22:206-16.
14. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Phys Ther.* 1996;76(2):248-59.
15. Sande LAP, Gil Coury H JC. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. *Rev Fisioter Univ São Paulo.* 1998;5(2):71-82.



