

Avaliação do Perfil da Força de Preensão da Mão por intermédio da Dinamometria Digital

 www.rpsso.pt/avaliacao-do-perfil-da-forca-preensao-da-mao-intermedio-da-dinamometria-digital/

March 1, 2018

EVALUATION OF HAND GRIP STRENGTH PROFILE THROUGH DIGITAL DYNAMOMETRY

TIPO DE ARTIGO: Observacional analítico transversal

AUTORES: Guirado G(1), Ferraz R(2).

RESUMO

Introdução

Conhecer a força de preensão da mão de um trabalhador pode estimar a sua capacidade funcional para tarefas manuais, o que por sua vez pode contribuir para um melhor direcionamento dos candidatos nos exames de admissão e melhor distribuição de tarefas nos exames periódicos de saúde ocupacional.

Objetivo

Estabelecer um índice de referência para o perfil da força muscular de preensão manual, além da taxa de retenção dessa força, com base na avaliação de trabalhadores exercendo funções distintas em uma indústria do ramo metalúrgico.

Método

Foram avaliados três grupos de cinco indivíduos sem doenças osteomusculares e com hábitos físicos similares, nas seguintes Classificações Brasileiras de Ocupação: Grupo A – não utiliza força de preensão manual; Grupo B – utiliza força intensa, mas não constante; Grupo C – utiliza força intensa constantemente.

Resultados

Observou-se na avaliação do Índice de Massa Corporal (IMC) e da Força Média em Newtons (N), no período de 60 segundos os seguintes valores: Grupo A – IMC médio de 25,23 e Força Média de 142,97 N; Grupo B – IMC de 25,97 e Força Média de 195,25 N; Grupo C – IMC de 29,49 e Força Média de 270,94 N.

Conclusão

Neste estudo foi possível identificar que as atividades envolvendo força intensa constantemente (Grupo C), apresentam maior resistência de preensão.

Palavras-chave: Preensão da mão; Dinamometria Digital; Ergonomia; Medicina do Trabalho; Saúde Ocupacional.

ABSTRACT

Introduction

Knowing the grip strength of a worker's hand can estimate their functional capacity for manual tasks, which in turn can contribute to a better targeting of the gripper functions.

Objective

To establish a reference index for the profile of manual grip muscle strength, in addition to the retention rate of this force, based on the evaluation of workers performing distinct functions in a metallurgical industry.

Method

The sample consisted of three groups of five individuals with no history of musculoskeletal diseases and with similar physical habits, containing in the Brazilian Ratings of Occupation (CBO): Group A – uses no grip strength; Group B – uses intense force, but not constant; Group C – uses intense strength constantly.

Results

It was observed in the evaluation of body mass index (BMI) and Media Force in Newtons (N) within 60 seconds the following values: Group A – BMI of 25.23 and Force Average 142.97 N; Group B – BMI of 25.97 and Force Average 195.25 N; Group C – BMI of 29.49 and Force Average 270.94 N. For the body position on the handgrip strength, we followed the rules by ASHT.

Conclusion

In this study, it was possible to identify that the activities involving constant intense force (Group C) present superior grip strength.

Keywords: Handgrip; Digital dynamometer; Ergonomics; Occupational Health.

INTRODUÇÃO

A capacidade de um indivíduo gerar a força muscular de preensão da mão de forma coordenada e com precisão concede um enorme diferencial à raça humana, pois a acurácia dos movimentos por meio dos agrupamentos musculares, nervos e tendões, permite executar movimentos finos e precisos¹.

Os elementos contráteis das fibras musculares durante a atividade de preensão da mão podem proporcionar força dinâmica e estática, ambas podendo ser quantificadas por meio de um aparelho portátil denominado dinamómetro, ou seja, instrumento de medição da carga de forças que atuam quando é realizada a compressão de um objeto imóvel, através do movimento da mão^{2,3}.

Avaliar a força muscular da mão pode contribuir para o melhor direcionamento do trabalhador perante as suas eventuais tarefas. Porém, cabe distinguir quais valores normativos de força podem ser encontrados perante à heterogeneidade da população. Estes valores, embora já estabelecidos², não foram avaliados no respeitante à análise de resistência da força, conforme demonstrado no presente trabalho. Fatores como a faixa etária, gênero e antecedentes médicos, especialmente doenças osteomusculares, são pontos chave para variações dos dados a obter, permitindo determinar quem são os indivíduos que apresentam valores encontrados dentro dos limites de normalidade, ou que apresentam alguma alteração funcional importante^{2,4}. Sabe-se ainda que há modificação no estado nutricional e na força muscular com o avanço da idade e os efeitos do estado nutricional sobre a força muscular são específicos ao indicador nutricional, ao sexo, e à faixa etária⁵.

Um critério a ser levado em conta é a sensibilidade do aparelho na captação da força gerada pelos agrupamentos musculares em atividade sobre o objeto armazenador dos dados. Assim, os dinamômetros digitais evidenciam superioridade quando comparados aos estudos similares usando equipamentos analógicos⁶. O dinamômetro digital apresenta valores superiores em todos os casos, o que possivelmente está relacionado à sua maior sensibilidade. Também com relação à variabilidade das medidas, o analógico apresenta valores cerca de 9,6% menores que o digital e o erro percentual entre os instrumentos fica em torno de 8,4% para o analógico e 1,3% para o digital⁷. Através do dinamômetro, podemos quantificar a força do indivíduo de forma não invasiva, rápida e com baixo custo.

Para as avaliações, o cuidado na padronização das orientações aos participantes também é fundamental, pois identifica-se que parte do teste é examinador-dependente, o que auxilia no resultado confiável^{6,8,9}. Cabe ressaltar que, como o teste é guiado por um examinador, este precisa ser o mesmo para todos os participantes, devendo sempre seguir os mesmos protocolos de discurso e intensidade de estímulo. Dessa forma, a confiabilidade do teste fica ainda mais adequada e sem influências de características individuais de outros examinadores, embora não existam relatos de que estes padrões sejam ou não decisivos no resultado dos testes.

OBJETIVO

Foi objetivo deste trabalho quantificar a força muscular de preensão manual dominante, entre homens de 25 a 45 anos, e que exercem três funções laborais distintas, além da taxa de retenção dessa força.

MÉTODO

Trata-se de uma pesquisa de corte transversal, realizada com uma amostra de conveniência composta por voluntários funcionários de uma indústria metalúrgica localizada no município de Taubaté, interior do Estado de São Paulo, região do Vale do Paraíba. A amostra foi composta por três grupos com cinco indivíduos cada, contendo as respectivas Classificações Brasileiras de Ocupação (CBO): Grupo A – não utiliza força de preensão manual, (CBO 4110-05) – Auxiliar de escritório, em geral; Grupo B – utiliza força intensa, mas não constante (CBO 7701-10) – Mestre carpinteiro (que na indústria avaliada

participa da confecção de *pallets*); Grupo C – utiliza força intensa constantemente (CBO 7222-05) – Fundidor de metais. A amostra utilizada foi caracterizada como de conveniência, especialmente em decorrência das dificuldades para agregar o perfil adequado e homogêneo entre os participantes. Todos os participantes não possuíam antecedentes de doenças osteomusculares e relataram hábitos físicos similares, ou seja, possuíam cargas semelhantes de atividade física fora do ambiente de trabalho. Como forma de padronizar os critérios de aplicação dos testes, foram seguidos alguns procedimentos como o preenchimento prévio de um questionário de anamnese, como forma de conhecer melhor a amostra e informá-los sobre a proposta do estudo e os demais procedimentos submetidos. Os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa de acordo com parecer consubstanciado nº. 526.201 de 07/02/2014, por obedecer às diretrizes éticas e legais previstas na resolução 466/2012 do Conselho nacional de Saúde.

Os testes foram realizados numa sala equipada para utilização adequada do dinamómetro. A sala possuía cadeira e mesa e adequava-se às condições ambientais normativas como ruído dentro das regras NBR10152 e INMETRO (65dB), temperatura a 23°C, velocidade do ar não superior 0,75 m/s, humidade do ar não inferior a 40 %, iluminação atendendo a NBR 5413 e o INMETRO. Os dados foram recolhidos entre as 7 e as 9h. Foram aferidas as medidas antropométricas com a utilização de uma balança analógica. O teste dinamométrico do membro dominante foi realizado com força de preensão manual total, considerando-se apenas o valor obtido na primeira medida, seguido de sustentação durante 60 segundos, para obtenção da taxa de retenção dessa força.

A estatura corporal dos participantes foi obtida utilizando-se o próprio estadiómetro da balança, com precisão de 0,1 cm. A massa corporal total foi avaliada utilizando como parâmetro os quilogramas (kg), por meio de uma balança mecânica da marca Filizola com precisão de 100g. A força estática foi determinada por um teste de preensão manual da mão dominante, no qual a força produzida foi aferida por meio de um dinamómetro manual da marca Vernier® – *Hand Dynamometer (Order Code HD-BTA)*, com escala em quilograma-força, ou seja, newtons (N) e quilogramas (kg). A análise foi definida pela área total/ área remanescente x 100%. O referido equipamento é um medidor de força e fadiga muscular, envolto por material plástico e emborrachado, de cor preta e cinza, onde em seu interior constam *hardware* e *software* de coleta de dados apropriados, podendo gerar gráficos, registros, calcular e comparar as taxas de preensão das mãos ou dedos. Possui a capacidade de converter a força aplicada numa voltagem que é monitorada por sensor com interface *Go! Link (Software Logger Lite 1.6.1)*. Os voluntários seguiram o protocolo instituído pela ASHT (*American Society of Hand Therapists*), sentados e confortavelmente posicionados com o ombro aduzido, o cotovelo fletido a 90°, o antebraço em posição neutra e, por fim, a posição do punho variando de 0 a 30° de extensão¹⁰.

Para análise dos dados, calculou-se a frequência absoluta (FA) e frequência relativa (FR) de cada modalidade, utilizando o *software Microsoft Excel para Windows*, versão 2010 (Vista). A FA refere-se ao número de ocorrências de um determinado evento, enquanto a frequência relativa demonstra o percentual que estas ocorrências representam do total da amostra. Por fim, foram determinadas as correlações entre a Força de Preensão Manual (FPM), estatura (metros) e Índice de Massa Corporal (Kilograma/metros²).

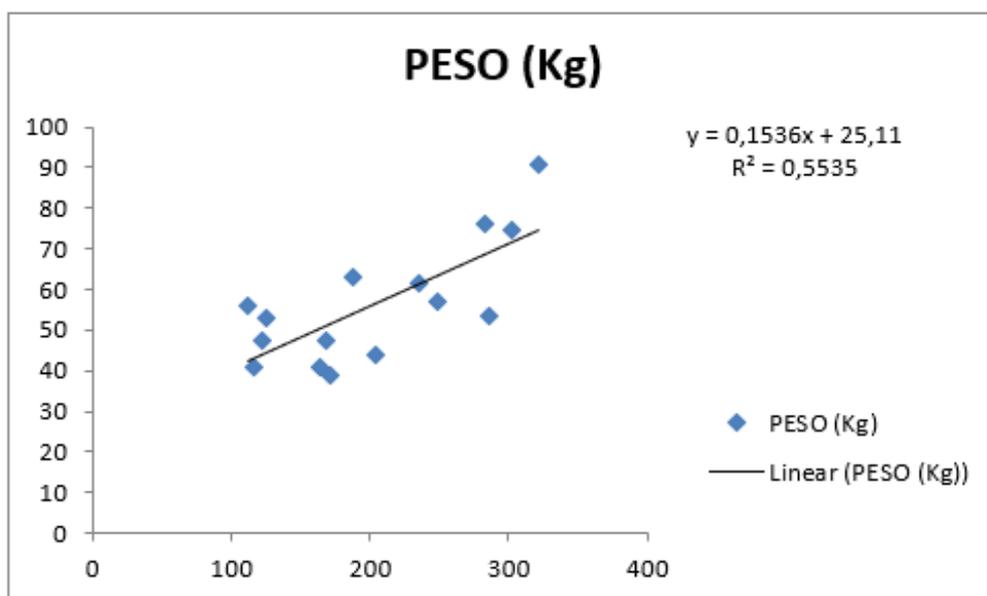
RESULTADOS

Grupo A – não utiliza força de preensão manual, (CBO 4110-05) – Auxiliar de escritório, em geral: média de IMC 25,23; Força Média 142,97 N; desvio-padrão 55,46; coeficiente de variação 34,95.

Grupo B – utiliza força intensa, mas não constante (CBO 7701-10) – Mestre carpinteiro: média de IMC 25,97; Força Média 195,25 N; desvio-padrão 55,43; coeficiente de variação 30,18.

Grupo C – utiliza força intensa constantemente (CBO 7222-05) – Fundidor de metais com IMC 29,49; Força Média; 270,94 N; desvio-padrão 64,46; coeficiente de variação 23,85. A Figura 2 evidencia a correlação observada entre a força de preensão manual, estatura e Índice de Massa Corporal.

Figura 1: Correlação entre a força de preensão manual, estatura e Índice de Massa Corporal.



CONSIDERAÇÕES PARA O USO DO DINAMÓMETRO

Este trabalho procurou avaliar a força de preensão da mão de trabalhadores exercendo funções distintas em uma indústria do ramo metalúrgico, além de procurar estimar a capacidade funcional destes trabalhadores para tarefas manuais. Tal fato, além de contribuir para um melhor direcionamento dos candidatos às funções que envolvem a força de preensão, pode auxiliar na construção de um índice de referência para o perfil da força muscular de preensão manual, além de permitir estimar a taxa de retenção dessa força. Vale ressaltar que, embora já se conheça o perfil da força muscular de preensão da mão, a taxa de retenção dessa força ainda não é conhecida.

Em resumo, os resultados observados demonstraram que as atividades envolvendo uso constante de força intensa apresentam resistência de preensão superior, sendo este um parâmetro de análise ainda não disponível na literatura e que poderá ser utilizado com parâmetro de comparação entre indivíduos que exerçam outras atividades laborais

diferentes daquelas analisadas na presente pesquisa. Na sequência da presente seção, são apresentados alguns aspectos importantes e que devem ser levados em consideração para a replicação dos experimentos demonstrados neste artigo.

Posição de teste

Não são raras as investigações relacionadas com a influência da posição do corpo e das articulações dos membros superiores sobre a força de preensão da mão¹¹. Su et al¹², testaram a força de mão com o ombro em diferentes posições, verificando com o cotovelo mantido em completa extensão, combinado com diferentes graus de flexão do ombro, posição na qual o cotovelo se mantinha fletido a 90°, com o ombro em 0° de flexão. Nesse estudo, o padrão médio mais alto da força de preensão foi obtido quando o ombro se encontrava posicionado a 180° de flexão, com o cotovelo em extensão completa. A posição de 90° de flexão do cotovelo, com o ombro em 0° de flexão, obteve o mais baixo *score* de força de preensão. Kuzala¹³, identificaram que a posição do cotovelo completamente estendido resultou em maior média de força de preensão. Outro estudo encontrou resultados similares, sendo os *scores* de força de preensão com o cotovelo completamente estendido significativamente maiores do que aqueles obtidos com o cotovelo na posição de 90°, para ambas as mãos, dominante e não dominante¹⁴. Mathiowetz et al¹⁵, já sinalizavam uma força de preensão significativamente mais alta com o cotovelo a 90° de flexão, comparado com o cotovelo em completa extensão. Oxford¹⁴ sugere que o pequeno grupo de participantes usados no estudo de Mathiowetz et al¹⁵ pode ter influenciado os resultados obtidos. Outro trabalho mostra que a variação da posição do antebraço também altera a força de preensão. Em ambas as mãos, a preensão foi mais forte quando o antebraço estava em supinação e mais fraca quando em pronação, não ocorrendo variação na força de preensão quando comparada a posição neutra e em supinação do antebraço na posição¹⁶. Balogun et al¹⁷ postulam que a força de preensão na posição sentada com o cotovelo a 90° de flexão obteve o mais baixo *score* (29,5 ± 9,3 Kg), e o valor mais alto (31 ± 8,8 Kg) foi registrado com o indivíduo de pé com o cotovelo em completa extensão. Estes estudos demonstram que variações na posição do corpo podem influenciar significativamente os resultados da força de preensão. Diante disto, a ASHT constatou a necessidade de estabelecer uma padronização para o posicionamento de indivíduos durante a administração deste aparelho¹⁸.

Assim, para a avaliação da força de preensão, a ASHT recomenda que o paciente deve estar confortavelmente sentado, posicionado com o ombro aduzido, o cotovelo fletido a 90°, o antebraço em posição neutra e, por fim, a posição do punho pode variar de 0 a 30° de extensão¹⁸. Apesar da literatura apontar outras posições diferentes que favorecem a obtenção de um índice máximo de força de preensão, a posição padronizada pela ASHT continua sendo recomendada e a maioria dos estudos sobre o teste de força de preensão utiliza este posicionamento.

Instruções

Com relação ao tema proposto no presente estudo, é conhecida a necessidade de uso de equipamentos que demonstrem confiabilidade nas suas quantificações¹⁹. Assim, na utilização clínica do dinamómetro existiu o cuidado em tornar homogêneo o volume da voz com o qual as instruções foram dadas para evitar alterar o resultado do teste de preensão.

Johansson et al¹⁶, investigaram a correlação entre o volume de um comando verbal e a magnitude do resultado da contração muscular isométrica voluntária. Verificou-se que os participantes do estudo produziram contrações isométricas significativamente mais fortes em resposta ao comando de voz com volume mais alto do que em resposta a comandos com volume mais baixo.

Número de medidas

Na avaliação da força de preensão, incluindo a definição da melhor forma de utilizar os índices obtidos tanto para fins de documentação clínica, quanto para utilização em pesquisa científica, Mathiowetz et al²⁰, compararam os resultados do teste de força de preensão de quatro formas diferentes: usando uma medida, usando a média de duas medidas, a média de três medidas e usando o mais alto valor de três medidas. A média de três medidas obteve a correlação mais alta, enquanto a correlação mais baixa foi obtida quando somente uma medida foi usada. Macdermid et al²¹ encontraram resultados similares quando utilizaram a média de três medidas. Porém, quando uma medida foi comparada, embora os coeficientes de correlação intraclasse tendessem a ser ligeiramente mais altos para a média de três medidas do que para uma única medida, não houve diferença significativa entre os coeficientes de confiabilidade para estes diferentes scores. Outros estudos apontaram vantagens na utilização de apenas uma medida da força de preensão, visto que não há diferença significativa entre os coeficientes de confiabilidade para os diferentes escores. Ainda, acredita-se que, ao tentar três vezes, o examinador pode buscar melhor pega no aparelho e/ou acomodação^{22,23}, justificando o protocolo utilizado na presente experimentação.

Período de descanso entre as medidas

Mathiowetz¹⁵ avaliou os efeitos da fadiga durante a mensuração da força de preensão usando o método de três medidas com intervalo de 15 segundos entre elas. Participaram no estudo indivíduos normais e pacientes em programa de reabilitação. Foi encontrada uma pequena diferença entre as medidas para ambos os grupos, todavia, esta foi tão pequena, que não houve relevância clínica. Patterson e Baxter²⁴ identificaram que a força máxima de preensão manual ocorre na 1^a, 2^a e 3^a medida, em 35%, 31% e 34% das vezes, respectivamente, quando usado um protocolo com um minuto de descanso entre as medidas. Por outro lado, ao utilizar um protocolo com cinco segundos de descanso entre as medidas o máximo de força de preensão foi obtido na 1^a, 2^a e 3^a medida, em 66%, 21%, 13% das vezes, respectivamente. Este estudo sugere que a duração do período de descanso entre as medidas pode ser um fator importante no resultado final da força de preensão. Em um estudo similar, foi investigado o efeito do período de descanso entre cinco medidas. Não foi encontrada diferença significativa entre períodos de descanso com duração de 60, 30 e 15 segundos entre medidas, embora tenha sido observado um padrão de declínio de força de preensão no decorrer das cinco medidas. A literatura aponta que, caso tenham várias medidas, assim seguir com período de descanso de 60 segundos entre as medidas em testes isométricos¹⁴. Entretanto Mathiowetz²⁵ considera que não é necessário estender o tempo de teste com este período de descanso porque as diferenças de medidas são muito pequenas.

Aquecimento pré-teste

Atividades específicas de aquecimento, na forma de preensão submáxima, resultam em aumento de força de preensão¹¹. Este efeito pode ser observado quando são comparados resultados de testes com e sem aquecimento. O aumento na força de preensão de aproximadamente um desvio padrão, resultante do aquecimento é considerado clinicamente significativo. Se os resultados são usados para avaliar progresso, então os testes devem ser realizados no mesmo horário¹⁹, conforme realizado neste trabalho.

Horário do teste

A influência da hora em que as mensurações da força de preensão são realizadas tem sido investigada por alguns autores. Bechtol²⁶ sinaliza baixa potência de preensão no início da manhã e o oposto entre as 16 e as 20h. A força de preensão acaba por ser significativamente mais alta, por volta das 12h e à tarde (16h30), comparada com o início da manhã. Apesar desses achados, os autores consideraram que embora tenha apresentado significância estatística, a magnitude da mudança absoluta na força em diferentes horários do dia foi pequena ($\cong 5\%$), não mostrando tendência consistente e não sendo considerada clinicamente relevante. Por fim, Young et al⁷ não encontraram diferença na força de preensão entre os períodos da manhã (9 a 11h) e da tarde (13 a 15h). A divergência dos resultados nos estudos citados acima parece indicar que o teste de força de preensão em variados horários do dia não deve ser motivo de preocupação.

Posição da alça

Fong e Ng²⁷ avaliaram as cinco posições da alça durante o teste de força de preensão com os dinamômetros. A média dos valores das cinco posições da alça apresentou-se como uma curva na qual se encontrou um pico na 2ª e 3ª posições da alça.

Firrell et al²⁸, mensuraram a força de preensão usando as cinco diferentes posições da alça em 288 mãos consideradas normais e, na maioria dos testes (89%), foi obtida uma força de preensão máxima com a alça na 2ª posição. Crosby et al²⁹, analisaram a força de preensão de 214 voluntários selecionados aleatoriamente, encontrando o máximo de força de preensão com a alça nas 2ª, 3ª ou 4ª posições. Sessenta por cento dos participantes (n = 129) obtiveram um índice maior de força na 2ª posição e 4% dos participantes (n = 9) alcançaram o máximo de força com a alça nas posições 1 ou 5.

A ASHT recomenda que a posição II da alça (Figura 2) deve ser usada como padrão na rotina clínica e na pesquisa⁷ e durante a realização dos testes de força de preensão com o dinamômetro³⁰. No entanto, tem sido investigado ainda o auto posicionamento da alça pelo indivíduo em avaliação. Boadella et al⁶, realizaram um trabalho com 56 indivíduos saudáveis e verificaram que os participantes foram capazes de selecionar, entre as posições 2 e 3 da alça, em qual desenvolvem maior força de preensão, tanto na posição sentada (com o ombro aduzido, em posição neutra em relação à rotação, cotovelo fletido a 90° e antebraço e punho neutros), quanto de pé (com o cotovelo estendido e ombro e punho em posição neutra).

Figura 2 – Posição adequada da alça de preensão.

Fonte:

<https://www.vernier.com/training/videos/play/?video=102>

Diferença de força de preensão entre mão dominante e não dominante

Petersen et al³¹, encontraram uma diferença de 11% quando compararam scores de força da mão dominante e não dominante nos participantes de seu estudo. Entretanto, quando indivíduos de dominância diferente foram analisados separadamente, verificou-se que os indivíduos destros mostraram uma diferença de força de 13% entre as duas mãos enquanto indivíduos com dominância esquerda mostraram uma diferença de força de 0,08%. Hanten et al³² e Crosby et al²⁹, suportaram os achados anteriores no que diz respeito à diferença entre a mão dominante e não dominante para a maioria dos indivíduos destros. Porém, em 50% dos indivíduos com dominância esquerda, não foram encontradas diferenças na força de preensão entre as duas mãos e os 50% restantes encontraram-se mais fracos em suas mãos dominantes. Das pessoas destras, somente 9% foram mais fracas na preensão de força de suas mãos dominantes, quando comparadas com suas mãos não dominantes²⁹. Incel et al³³, identificaram em seu estudo que 33% dos indivíduos com dominância esquerda e 11% dos indivíduos com dominância direita e apresentavam maior força de preensão em sua mão não dominante, quando comparada com sua mão dominante. Schmidt e Toews³⁴, analisaram dados da mão direita e esquerda separadamente e encontraram que 22,6% dos homens tinham mais força em suas mãos não dominantes e 5,4% tiveram índices de força semelhantes bilateralmente. Neste estudo, 28% dos homens tiveram força de preensão em suas mãos não dominantes igual ou superior ao índice de força de preensão de sua mão dominante.



Em meados do século passado, Bechto²⁶, observou que a maioria dos pacientes apresentava uma diferença de 5% a 10% sobre a medida de preensão entre suas mãos dominantes e não dominantes. Esta regra estabelece que a força de preensão na mão dominante é aproximadamente 10% maior que na mão não dominante. Tal índice passou a ser aplicado em áreas responsáveis pela compensação de trabalhadores³⁴. No entanto, Mathiowetz³⁵, adverte que as atuais evidências não são suficientes para aplicar a regra de 10% ao determinar porcentagem de déficit de força de preensão. Com base nos resultados citados acima, o autor questiona esta regra ressaltando que a força de preensão que pode ser influenciada por diversos fatores como demandas de trabalho e lazer.

CONCLUSÃO

Além dos aspectos já abordados em estudos sobre a superioridade da precisão da dinamometria digital comparado a analógica, neste estudo foi possível identificar, com

base nas correlações pesquisadas, que as atividades envolvendo força intensa constantemente (Grupo C), apresentam superior resistência de preensão.

REFERÊNCIAS

1. Lindstrom-Hazel D, Kratt A, Bix L. Interrater reliability of students using hand and pinch dynamometers. *Am J Occup Ther.* 2009;63(2):193–7.
2. Luna-Heredia E, Martín-Peña G, Ruiz-Galiana J. Handgrip dynamometry in healthy adults. *Clin Nutr.* 2005;24(2):250–8.
3. Werle S, Goldhahn J, Drerup S, Simmen BR, Sprott H, Herren DB. Age-and gender-specific normative data of grip and pinch strength in a healthy adult Swiss population. *J Hand Surg Eur Vol.* 2009;
4. Bao S, Silverstein B. Estimation of hand force in ergonomic job evaluations. *Ergonomics.* 2005;48(3):288–301.
5. Barbosa AR, Souza JM, Lebrão ML, Marucci M de FN. Relação entre estado nutricional e força de preensão manual em idosos do município de São Paulo, Brasil: dados da pesquisa SABE. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2006;8(1):37–44.
6. Boadella JM, Kuijer PP, Sluiter JK, Frings-Dresen MH. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(2):328–31.
7. Young VL, Pin P, Kraemer BA, Gould RB, Nemergut L, Pellowski M. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. *J Hand Surg.* 1989;14(1):125–9.
8. Özcan A, Tulum Z, Pınar L, Başkurt F. Comparison of pressure pain threshold, grip strength, dexterity and touch pressure of dominant and non-dominant hands within and between right-and left-handed subjects. *J Korean Med Sci.* 2004;19(6):874–8.
9. Mitsionis G, Pakos EE, Stafilas KS, Paschos N, Papakostas T, Beris AE. Normative data on hand grip strength in a Greek adult population. *Int Orthop.* 2009;33(3):713–7.
10. Fess E. Grip strength. In: *Clinical Assessment Recommendations.* 2^o ed Chicago: American Society of Hand Therapists; 1992.
11. Richards LG, Olson B, Palmiter-Thomas P. How forearm position affects grip strength. *Am J Occup Ther.* 1996;50(2):133–8.
12. Su C-Y, Lin J-L, Chien T-H, Cheng K-F, Sung Y-T. Grip strength in different positions of elbow and shoulder. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994; 75(7):812–5.
13. Kuzala EA, Vargo MC. The relationship between elbow position and grip strength. *Am J Occup Ther.* 1992;46(6):509–12.
14. Oxford K. Elbow positioning for maximum grip performance. *J Hand Ther.* 2000;13(1):33–6.
15. Mathiowetz V, Rennells C, Donahoe L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *J Hand Surg.* 1985;10(5):694–7.
16. Johansson C, Kent B, Shepard K. Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. *Phys Ther.* 1983;63(8):1260–5.
17. Balogun J, Akomolafe C, Amusa L. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(5):280–3.
18. Peolsson A, Hedlund R, Öberg B. Intra-and inter-tester reliability and reference values for hand strength. *J Rehabil Med.* 2001;33(1):36–41.

19. Coldham F, Lewis J, Lee H. The reliability of one vs. three grip trials in symptomatic and asymptomatic subjects. *J Hand Ther.* 2006;19(3):318–27.
20. Mathiowetz V. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. *J Hand Ther.* 1990;3(4):195–8.
21. MacDermid J, Kramer J, Woodbury M, McFarlane R, Roth J. Interrater reliability of pinch and grip strength measurements in patients with cumulative trauma disorders. *J Hand Ther.* 1994;7(1):10–4.
22. Goldman S, An K-N, Thomas D. The injured upper extremity and the JAMAR five-handle position grip test. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991;70(6):306–8.
23. Marion R, Niebuhr B. Effect of warm-up prior to maximal grip contractions. *J Hand Ther.* 1992;5(3):143–6.
24. Patterson R, Baxter T. A multiple muscle strength testing protocol. *Arch Phys Med Rehabil.* 1988;69(5):366–8.
25. Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J Hand Surg.* 1984;9(2):222–6.
26. Bechtol C. The use of a dynamometer with adjustable handle spacings. In: *Journal of Bone and Joint Surgery.* *J Bone Joint Surg.* 1953;36A(4):820-4
27. Fong PW, Ng GY. Effect of wrist positioning on the repeatability and strength of power grip. *Am J Occup Ther.* 2001;55(2):212–6.
28. Firrell J, Crain G. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength? *J Hand Surg.* 1996;21(3):397–401.
29. Crosby C, Wehbé M. Hand strength: normative values. *J Hand Surg.* 1994;19(4):665–70.
30. de Andrade Fernandes A, Marins J. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. *Fisioter Em Mov.* 2011;24(3).
31. Petersen P, Petrick M, Connor H, Conklin D. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am J Occup Ther.* 1989;43(7):444–7.
32. Hanten W, Chen W, Austin A, Brooks R, Carter H, Law C, et al. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther.* 1999;12(3):193–200.
33. Incel N, Ceceli E, Durukan P, Erdem H, Yorgancioglu Z. Grip strength: effect of hand dominance. *Singapore Med J.* 2002;43(5):234–7.
34. Schmidt R, Toews J. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51(6):321–7.
35. Mathiowetz V. Reliability and validity of grip and pinch strength measurements. *Crit Rev Phys Rehabil Med.* 1991;2:201–12.

(1)Gunther Monteiro de Paula Guirado

Formado em Medicina pela Universidade de Taubaté (UNITAU)- Taubaté, SP, Brasil. Mestre em Engenharia Biomédica pela Universidade Camilo Castelo Branco – UNICASTELO, São Paulo, SP, Brasil. Professor e Coordenador de Pós- Graduação. Morada para correspondência dos leitores: Rua Emílio Winther, 597 – Torre 2, Apto. 134 – Jardim das Nações – CEP 12030-000 – Taubaté– SP, Brasil. E-mail: guntherguirado@gmail.com

(2)Renato Ribeiro Nogueira Ferraz

Formado em Ciências Biológicas pela Universidade do Grande ABC (UNIABC)- Santo André, SP, Brasil. Doutor em Ciências pela Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), São Paulo, SP, Brasil. Professor Permanente no Programa de Mestrado Profissional em Administração – Gestão em Sistemas de Saúde (PMPA-GSS), Professor Colaborador do Programa de Pós-Graduação em Administração (PPGA) – Universidade Nove de Julho (UNINOVE)– São Paulo, SP, Brasil. CEP 01504-001. E-mail: renatobio@hotmail.com

Guirado G, Ferraz R. Avaliação do Perfil da Força de Preensão da Mão por intermédio da Dinamometria Digital. Revista Portuguesa de Saúde Ocupacional on line, 2018, volume 5, 1-11.