



Qual modelo de eletrogoniômetro é mais adequado para avaliar movimentos do punho?

What electrogoniometry sensor is most suitable for measuring wrist movement?

Fabiana Almeida Foltran^[a], Luciana Cristina da Cunha Bueno Silva^[b], Tatiana de Oliveira Sato^[c], Helenice Jane Cote Gil Coury^[d]

^[a] Fisioterapeuta, bolsista de apoio técnico do CNPq, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil, e-mail: fafoltran@gmail.com

^[b] Fisioterapeuta, Mestre em Fisioterapia e Doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil, e-mail: lucianaccbs@gmail.com

^[c] Fisioterapeuta, Mestre e Doutora em Fisioterapia pelo Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, docente do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil, e-mail: tatisato@gmail.com

^[d] Fisioterapeuta, Mestre em Educação Especial pela Universidade Federal de São Carlos e Doutora em Educação pela Universidade Estadual de Campinas, docente do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil, e-mail: helenice@ufscar.br

Resumo

Introdução: O eletrogoniômetro é utilizado em contexto ocupacional para registro dos movimentos do punho. No entanto, diferentes tamanhos de sensores são utilizados, o que pode dificultar a comparação entre os resultados. **Objetivo:** Avaliar dois sensores de tamanho diferentes para verificar o desempenho de ambos em uma amostra com variáveis antropométricas definidas. **Materiais e métodos:** Participaram 13 sujeitos (7 mulheres e 6 homens; idade $23 \pm 2,6$ anos; massa $57 \pm 3,8$ kg e altura $1,63 \pm 4,1$ m). Foram utilizados dois sensores com 65 e 110 mm de comprimento (XM65 e XM110, respectivamente) e um dispositivo de aquisição de dados (Datalog, Biometrics). Medidas antropométricas dos participantes foram registradas. Cada indivíduo realizou movimentos de flexão/extensão e desvios ulnar/radial, atingindo amplitude máxima, na posição pronada do antebraço. A ordem de realização dos movimentos e colocação dos sensores foi aleatorizada. Os dados foram analisados descritivamente e estatisticamente (análise multivariada). Foi calculada a

variação entre as tentativas (variabilidade intraindividual) e entre os sensores por meio do valor RMS (root mean square). **Resultados:** Não houve diferença significativa entre os sensores para todos os movimentos. A variabilidade intraindividual máxima foi de 2,2°. Houve diferença significativa entre os gêneros para a flexão e o desvio ulnar, sendo as mulheres as que apresentam valores maiores que os homens. A variabilidade máxima entre os sensores foi de 7,1°. **Conclusão:** Apesar de não identificar diferença significativa entre os sensores, verificou-se que o sensor XM110 sofria abaulamento durante a extensão. Portanto, para indivíduos com altura até 1,8 m, os dados obtidos pelos diferentes sensores são comparáveis.

Palavras-chave: Movimento. Prevenção primária. Antropometria. Amplitude de movimento articular.

Abstract

Introduction: *Electrogoniometers have been used to record wrist movements during work. However, different sizes of sensors are used making the comparison of recordings difficult.* **Objective:** *To evaluate two different sensors in order to check its performance in an anthropometric defined sample.* **Materials and methods:** *Thirteen subjects (7 women and 6 men; age 23 ± 2.6 years; weight 57 ± 3.8 kg and height 1.63 ± 4.1 m) participated in this study. Two sensors with 65 and 110 mm of length (XM110 and XM65, respectively) and an acquisition data device (Datalog, Biometrics) were used to collect data. Anthropometric measurements of participants were recorded. Each subject performed flexion/extension and ulnar/radial wrist movement, reaching maximum amplitude in the pronated forearm position. The movement order and sensor placement were randomized. The data were analyzed descriptively and statistically (multivariate analysis). The intra-individual variation (root mean square – RMS – between trials) were calculated.* **Results:** *There was no significant difference between the sensors for all movements. The maximum intra individual variation was 2.2°. There were significant differences between genders for wrist flexion and ulnar deviation, women have higher values than men. The maximum variability between sensors was 7.1°.* **Conclusion:** *Although no significant difference was identified between sensors, it was found that the sensor XM110 suffered bulging during the extension. Therefore, for individuals with height up to 1.8 m, the data obtained by different sensors are comparable*

Keywords: *Motion. Primary prevention. Anthropometry. Range of motion. Articular.*

Introdução

A avaliação dos movimentos e posturas do membro superior é relevante graças à alta incidência de distúrbios musculoesqueléticos associados a atividades ocupacionais repetitivas (1-5). As principais alterações relacionadas às tarefas repetitivas acometem principalmente punho e mão, são eles: síndrome do túnel do carpo, tendinites e tenossinovites (2, 3, 6). Estudos epidemiológicos mostram altas taxas de incidência e prevalência de lesões por esforço repetitivo na população trabalhadora (2, 7, 8).

Essas alterações representam alto custo para a economia de países como Estados Unidos (7), Canadá (9) e também do Brasil (10). Além disso, o número de casos vem aumentando a cada ano no Brasil desde a década de 1990 (11). Esse aumento de casos e, consequentemente, custos com lesões ocupacionais, tornou-se maior após abril de 2007, quando entrou em

vigor a Lei n. 11.430/2006 pelo Decreto 6.042/2007 (12), que define o nexó técnico epidemiológico previdenciário (NTEP). O NTEP, obtido a partir do cruzamento das informações da Classificação Internacional de Doenças e da Classificação Nacional de Atividade Econômica, define a relação entre a lesão ou agravo e a atividade desenvolvida pelo trabalhador. O NTEP provocou de imediato uma mudança substancial no perfil da concessão de auxílios-doença de natureza acidentária, havendo um incremento de 148% (13). As notificações de doenças osteomusculares, nas quais se incluem as lesões por esforço repetitivo, aumentaram 512% (10). Com isso, os gastos da Previdência Social, que em 2006 eram de aproximadamente 10 bilhões, passaram para aproximadamente 11 bilhões de reais em 2007 e tendem a aumentar ao longo dos anos (14).

Para os distúrbios relacionados a membros superiores, Atroschi et al. (15) encontraram, em uma

população geral de suecos entre 25 e 74 anos, prevalência de 2,7% de diagnósticos confirmados de síndrome do túnel do carpo. Considerando-se apenas os sintomas, como dor, dormência ou formigamento no trajeto do nervo mediano, encontraram 14,4% de prevalência. Ao transferirmos esses valores para uma população como a da cidade de São Paulo, na faixa etária economicamente ativa, entre 25 e 59 anos, que no ano de 2009 era de aproximadamente 5,5 milhões de pessoas (16), encontraríamos aproximadamente 150 mil casos confirmados de síndrome do túnel do carpo e 800 mil sintomáticos.

Esses distúrbios têm origem multifatorial, sendo as causas mais comuns a combinação de fatores de risco, como alta repetitividade de movimentos, força excessiva, posturas inadequadas, vibração e ausência de descanso necessário para a recuperação fisiológica (1). No entanto, ainda não há estudos suficientes que permitam quantificar a contribuição de cada fator na determinação da patologia (17). Portanto, dados precisos de exposição a fatores de risco são úteis para o entendimento da relação entre a exposição física e o desenvolvimento dos distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho (18), o que pode subsidiar a proposição de intervenções preventivas (6). Entretanto, para atingir esses objetivos são necessários equipamentos e procedimentos de medida válidos e confiáveis (19, 20).

Uma maneira de quantificar a carga postural é medir os ângulos entre os segmentos corporais (21). Atualmente, existem vários recursos de análise do movimento que podem ser academicamente divididos em duas técnicas de mensuração: as que fornecem uma análise global e precisa do movimento, que são técnicas mais complexas, de maior custo, e que geralmente são restritas ao ambiente laboratorial, pois requerem processamento mais sofisticado dos dados; e as que registram o movimento de segmentos corporais específicos, que são os equipamentos portáteis, aplicáveis a situações ocupacionais e relativamente mais simples de operar (22). No primeiro grupo estão os equipamentos opto-eletrônicos e, no segundo, os potenciômetros, inclinômetros e eletrogoniômetros.

Um equipamento confiável e acurado, que tem sido utilizado para avaliações funcionais de diferentes articulações, é o eletrogoniômetro flexível (21, 23). Esse equipamento também apresenta as vantagens de ser leve, portátil, simples de operar e ter, relativamente, baixo custo financeiro (22, 24-26),

sendo aplicável ao ambiente clínico e ocupacional (6). Outras vantagens são: possibilidade de registrar grande quantidade de dados bilateralmente, com frequência de amostragem adequada e registros de longa duração (26).

O eletrogoniômetro flexível é composto por dois terminais, um fixo e um telescópico, unidos entre si por meio de uma mola. Dentro dessa mola encontram-se filamentos com uma série de células de cargas (*strain gauges*) posicionadas em planos ortogonais ao redor de sua circunferência. Conforme o ângulo entre os dois terminais é alterado, a mudança ao longo do comprimento do fio é medida e convertida em ângulos. Os eletrogoniômetros flexíveis se adaptam à natureza policêntrica das articulações do corpo humano, sendo uma vantagem sobre os outros tipos de goniômetros, como o universal e o potenciométrico (24).

Diversos autores utilizam o eletrogoniômetro (EGM) flexível para medir os movimentos do punho de homens e mulheres em situações ocupacionais e clínicas e relatam as características antropométricas dos indivíduos avaliados. Os sensores do eletrogoniômetro flexível possuem diferentes tamanhos e configurações para cada articulação. Para a articulação do punho, dois modelos têm sido empregados por estudos prévios: modelo XM65, com comprimento de mola de 65 mm, que foi utilizado nos estudos de Chung e Wang (27); Juul-Kristensen et al. (28); Wang et al. (29); Lowe (30); Okunribido e Haslegrave (31); e modelo XM110, com 110 mm de comprimento da mola, que foi utilizado por Stål et al. (3); Li (32); Balogh (33).

Supostamente, a escolha do tipo do sensor a ser utilizado para punho deveria depender das medidas antropométricas dos participantes, já que o sensor pode ser antropométrico-dependente. No entanto, nenhum dos estudos prévios analisa essa questão. Diante disso, este estudo teve por objetivo avaliar dois sensores eletrogoniométricos de tamanho diferentes (XM65 e XM110), a fim de verificar o desempenho de ambos quando empregados no registro de movimento do punho em população com variáveis antropométricas definidas.

Materiais e métodos

Sujeitos

Foram avaliados 13 sujeitos, sendo 7 do gênero feminino e 6 do gênero masculino, na faixa etária de

20 a 30 anos ($26,6 \pm 2,3$). As medidas antropométricas da mão direita dos indivíduos avaliados, bem como as medidas de idade, peso e altura, estão apresentadas na Tabela 1.

Foram incluídos homens e mulheres que aceitaram participar do estudo assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Para ser incluído, o indivíduo deveria ser destro, não apresentar restrição visível da amplitude de movimento e não referir dor no punho previamente ou no momento da coleta. Foram excluídos do estudo indivíduos obesos ($IMC > 30 \text{ kg/cm}^2$) e com estatura maior que 1,80m. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local (Protocolo CAAE 0054.0.135.000-07).

Equipamentos

Foram utilizados os seguintes equipamentos: um sensor eletrogoniômetro biaxial modelo XM65 (Biometrics Ltd, Gwent, UK); um sensor eletrogoniômetro biaxial modelo XM110 (Biometrics Ltd, Gwent, UK); goniômetro universal; uma unidade de aquisição dos dados (DataLog, Biometrics Ltd,

Gwent, UK); cabos de conexão; colete com suporte para o DataLog; faixas elásticas e demais materiais de apoio. A Figura 1 mostra os dois tamanhos de eletrogoniômetros utilizados: (A) 65 mm de comprimento da mola e (B) 110 mm de comprimento da mola. A Figura 1 também mostra o acoplamento dos sensores na mão do indivíduo.

Procedimentos

Inicialmente foi realizada uma avaliação física para obter informações referentes à idade, ao peso, à altura, às medidas da mão e à presença de dor no punho. Em seguida, o indivíduo realizou alongamentos de flexores e extensores de punho por 30 segundos.

Os sensores foram fixados no punho direito de cada participante, por meio de fita dupla face. Os terminais, fixo e telescópico, foram posicionados conforme recomendação do manual do fabricante (34), de forma que o centro da mola do eletrogoniômetro coincidissem com o centro articular do punho (eixo aproximado do movimento). O eletrogoniômetro foi acoplado com a articulação do punho em flexão máxima. O terminal

Tabela 1 - Idade (anos), altura (centímetros), peso (kg) e medidas antropométricas (centímetros) da mão direita por gênero

Valores	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Mulheres				
Idade	23	2,6	20	27
Altura	163	4,1	156	167
Peso	57	3,8	54	64
Comprimento da mão	17,6	0,6	17,0	18,5
Comprimento carpometacarpal	7,6	0,4	7,0	8,0
Comprimento do antebraço	23,6	1,0	22,0	24,5
Homens				
Idade	24	2,1	21	27
Altura	169	3,3	164	173
Peso	71	13,3	53	87
Comprimento da mão	18,3	1,0	17,0	19,5
Comprimento carpometacarpal	10,6	0,4	10,0	11,0
Comprimento do antebraço	25,0	0,8	24,0	26,0

Fonte: Dados da pesquisa.

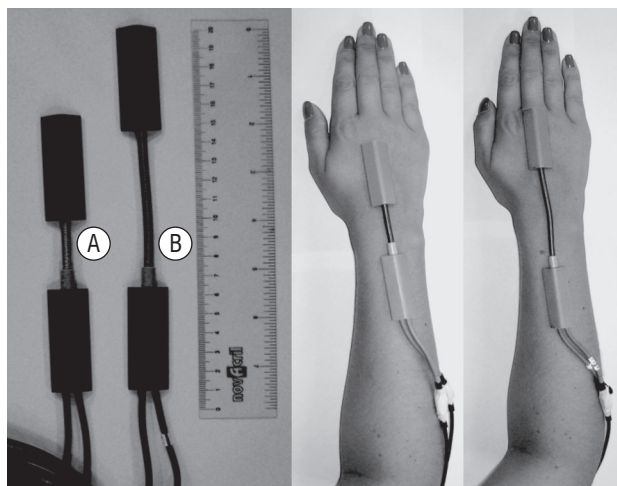


Figura 1 - Sensores XM65 (A) e XM110 (B) e acoplamento dos eletrogoniômetros no punho do indivíduo

Fonte: Dados da pesquisa.

telescópico foi fixado sobre o terceiro metacarpo e o terminal fixo sobre a linha média do antebraço, que corresponde à linha traçada entre o epicôndilo lateral do úmero e um ponto médio entre a cabeça da ulna e o processo estilóide do rádio, conforme Figura 1. A ordem de colocação dos sensores foi aleatorizada por meio de sorteio simples para cada sujeito.

Após a colocação dos sensores, os indivíduos realizaram duas vezes movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho para familiarização do movimento e da velocidade a ser realizada, depois realizaram três repetições para cada movimento, com o antebraço em pronação. A ordem de realização dos movimentos também foi aleatorizada por meio de sorteio simples. Os indivíduos foram orientados a atingir a amplitude máxima de movimento durante todas as tentativas.

Análise dos dados

Os valores mínimos (extensão e desvio radial) e máximos (flexão e desvio ulnar) foram analisados para cada tentativa realizada pelo sujeito. Foi calculada a variação entre as tentativas (variabilidade intraindividual) por meio do valor RMS (root mean square). O valor RMS foi calculado para fornecer uma medida da variação média dos ângulos atingidos, sem levar em consideração se a variação ocorria no sentido positivo ou negativo.

Os dados obtidos para os sensores XM65 e XM110 foram comparados de forma descritiva e por meio de testes estatísticos. Após checagem dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade, aplicou-se a análise multivariada (MANOVA *two-way*), considerando como variáveis dependentes os movimentos de flexão, extensão, desvios ulnar e radial. As variáveis independentes testadas foram os sensores (XM65 e XM110) e o gênero do indivíduo (feminino e masculino). Quando a análise multivariada (MANOVA *two-way*) identificou diferenças significantes foi aplicada a análise univariada (ANOVA) para identificar em qual variável dependente ocorreu a diferença. Para a análise estatística, considerou-se o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Resultados

Na Tabela 2, verifica-se a variabilidade média intraindividual (entre as tentativas) representada pelo valor RMS.

A variabilidade intraindividual foi similar entre homens e mulheres, entre os sensores XM65 e XM110 e entre os movimentos, variando de 1,2° (flexão – homens) a 2,2° (desvio radial – mulheres).

Tabela 2 - Valores RMS médios para variabilidade entre as tentativas para os movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial (em graus)

	XM65		XM110	
	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres
Flexão	1,2	1,4	1,8	1,5
Extensão	1,4	2,0	1,2	1,3
Desvio ulnar	1,8	1,3	1,7	1,5
Desvio radial	1,3	2,2	1,2	2,0

Fonte: Dados da pesquisa.

A Figura 2 mostra a distribuição dos dados (quartis e mediana) por movimento dos sensores XM65 e XM110, considerando o gênero dos indivíduos, na posição pronada do antebraço.

Para o movimento de flexo-extensão, a análise multivariada (MANOVA *two-way*), não identificou interação para os fatores sensor e sexo ($p = 0,847$). Não houve diferença significativa entre os sensores ($p = 0,469$), mas houve diferença significativa entre os gêneros ($p < 0,001$) durante a flexão ($p < 0,001$), sendo a amplitude das mulheres maior que a dos homens.

Para o movimento de desvio ulnar e radial do punho, observa-se que não houve interação para os

fatores sensor e gênero ($p = 0,870$). Não houve diferença significativa entre os sensores ($p = 0,117$). Houve diferença significativa entre os gêneros ($p = 0,020$) para o movimento de desvio ulnar ($p = 0,005$), sendo a amplitude das mulheres maior que a dos homens.

Na Tabela 3, verifica-se a variabilidade média entre os sensores apresentada em valor RMS (em graus).

A variabilidade média entre os sensores para os movimentos de flexão e extensão foi maior para os homens, enquanto nos movimentos de desvio ulnar e radial a variabilidade foi maior para as mulheres.

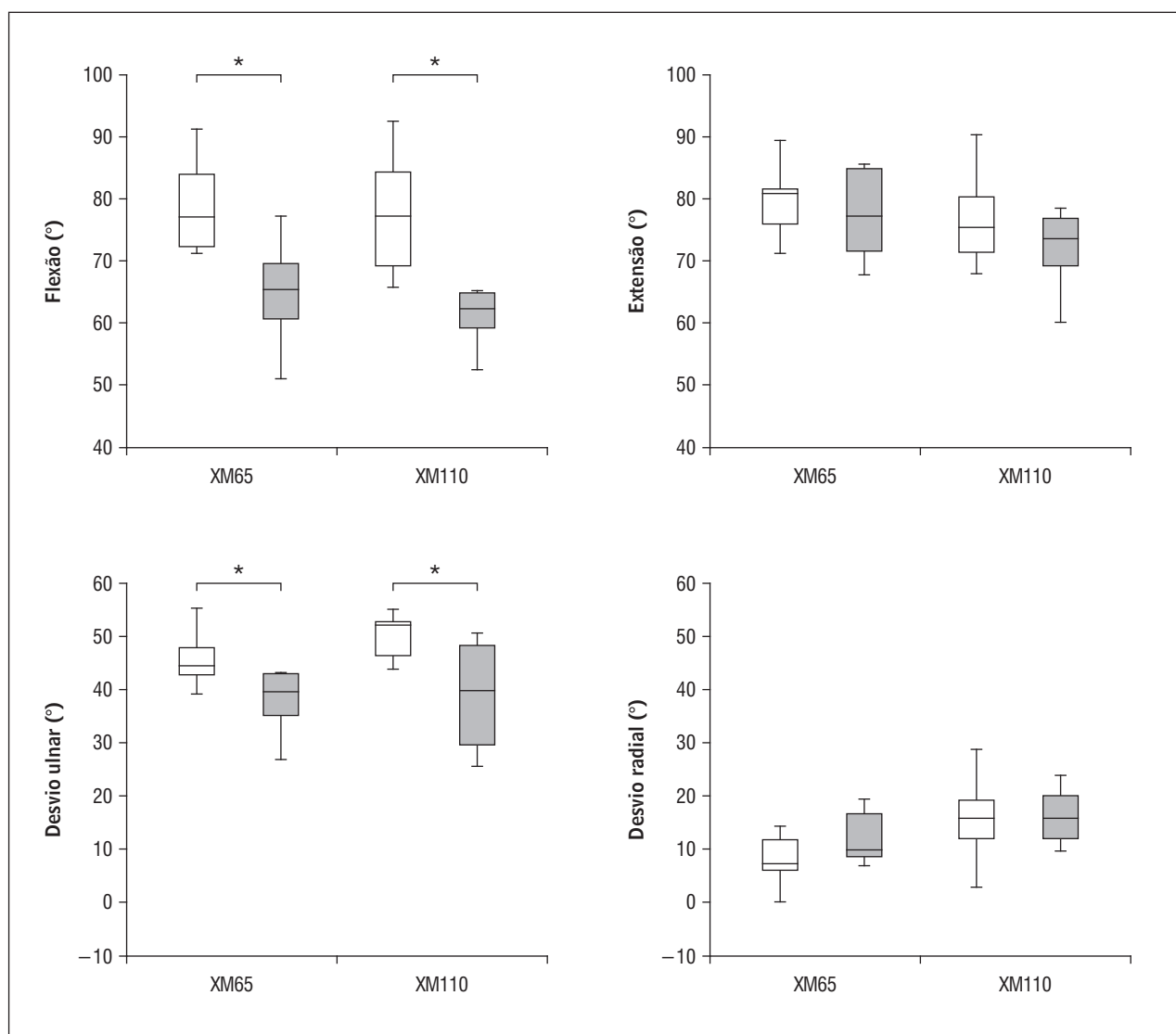


Figura 2 - Ângulos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial medidos pelos sensores XM65 e XM110 para o gênero feminino (branco) e gênero masculino (cinza)

Legenda: * = $p < 0,05$ entre os gêneros.

Fonte: Dados da pesquisa.

Tabela 3 - Valores RMS médios para variabilidade entre os sensores para os movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial (em graus)

	Homens	Mulheres
Flexão	4,3	3,9
Extensão	5,4	3,3
Desvio ulnar	3,5	4,9
Desvio radial	4,3	7,1

Fonte: Dados da pesquisa.

Discussão

Os resultados mostraram que não houve diferença significativa para os valores registrados entre os dois sensores analisados para todos os movimentos. Os valores máximos de diferença entre os sensores foi de 7,1°. No entanto, se subtrairmos a variabilidade entre as tentativas para cada sensor, que foi de 2,2° no máximo, encontraremos uma diferença entre os sensores de 4,9°. Estudos mostram que a diferença clínica aceitável tem uma variação média de 5° nas mensurações realizadas pelo mesmo examinador na goniometria universal (35), portanto, a diferença encontrada entre as tentativas é menor que a diferença aceitável em estudos clínicos.

Apesar de não identificar diferença entre os sensores durante as coletas, foi verificado que o sensor XM110 sofria abaulamento da mola durante o movimento de extensão, fato que, embora não tenha causado diferenças significantes, interfere na realização dos movimentos. Portanto, para indivíduos com altura até 1,8 m não houve diferenças entre os sensores, no entanto, o sensor XM65 mostrou-se mais adequado às características antropométricas dos indivíduos.

Carnaz et al. (36), ao comparar dois sensores eletrogoniométricos de tamanhos diferentes (XM110 e SG150) para a avaliação dos movimentos da coluna cervical, também encontraram abaulamento na mola do sensor maior durante a realização do movimento de extensão do pescoço, o que, diferente dos resultados encontrados no presente estudo, causa interferência no registro do movimento por limitar a amplitude máxima realizada pelo indivíduo.

Os valores RMS encontrados para a variabilidade entre as tentativas (intraindividual) mostraram que homens e mulheres apresentaram pequena variabi-

lidade para todos os movimentos do punho avaliados, com valores máximos de 2,2°.

Shiratsu e Coury (21) testaram três eletrogoniômetros de tamanhos diferentes (2 XM150 e 1 XM180) em protótipo de precisão para movimentos de flexão, extensão, desvio para direita e para esquerda. Os resultados relatados mostraram que a variabilidade entre as tentativas também foi baixa, com erros menores que 2°, o que se encontra dentro da faixa prevista pelo fabricante, que é de $\pm 3^\circ$ (34).

Quando homens e mulheres são comparados, há diferença significativa para o movimento de flexão e desvio ulnar e em ambos os movimentos as mulheres atingem as maiores amplitudes. Esses resultados corroboram os encontrados por Lima et al. (37), que compararam a amplitude de movimento medida por goniômetro em 1.044 homens e mulheres em várias faixas etárias, e identificaram que, para a flexão e o desvio ulnar nas faixas etárias de 15 a 19 e 20 a 49 anos, ocorreu maior amplitude na flexão para as mulheres. No entanto, os autores não explicam quais fatores poderiam estar relacionados com essas diferenças.

Diversos estudos mostram que as mulheres apresentam maior amplitude de movimento na maioria das articulações, o que poderia estar relacionado a fatores hormonais (38). O estrogênio e a progesterona, em maior concentração em mulheres, podem causar modulações na síntese de colágeno presente nos ligamentos, permitindo maior flexibilidade (39, 40).

As maiores amplitudes de flexão e desvio ulnar no presente estudo podem ser atribuídas à resistência articular na amplitude final do movimento (sensação final fisiológica). Para a flexão e o desvio ulnar, a sensação final fisiológica é firme, limitada por estruturas ligamentares, capsulares ou tendinosas. Para a extensão e o desvio radial, a sensação final do movimento é resistente ou dura. Isso porque o movimento é detido pelo contato de osso com osso (38, 41).

Sabe-se que, na extensão, a face posterior distal do rádio limita a extensão da articulação radiocárpica, enquanto o desvio radial é limitado pelo contato do escafoide com o processo estiloide do rádio, o que não ocorre do lado ulnar porque o processo estiloide da ulna é mais proximal que o do rádio (42). Assim como as estruturas que limitam os movimentos de extensão e desvio radial são ósseas, a amplitude de movimento para homens e mulheres é

similar. Já para a flexão e o desvio ulnar, a limitação do movimento é ligamentar/capsular/tendinosa e, portanto, mais propensa a sofrer variações em razão de fatores hormonais.

Uma possível limitação do presente estudo foi avaliar apenas o lado dominante de cada indivíduo. No entanto, Günal et al. (43) e Macedo e Magee (44), ao compararem a amplitude de movimento de homens e mulheres, respectivamente, não encontraram diferença entre o membro dominante e não dominante. Outra possível limitação se deve ao fato de que os registros não foram simultâneos. Um cuidado tomado para minimizar diferença entre coletas foi a padronização dos procedimentos adotados para a colocação dos sensores e a aleatorização da ordem das coletas.

Em conclusão, os registros obtidos pelos diferentes sensores mostram-se similares para uma população com características antropométricas homogêneas, embora o modelo XM65 tenha apresentado menor abaulamento na mola.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo apoio financeiro dado (Proc n. 118821/2007-5).

Referências

- Bernard BP. Musculoskeletal disorders and workplace factors. A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. DHHS (NIOSH). [serial on the internet]. 1997 [acesso em 15 mar. 2011]. 1997;141. Disponível em: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/>.
- Silverstein B, Welp E, Nelson N, Kalat J. Claims incidence of work-related disorders of the upper extremities: Washington State, 1997 through 1995. *Am J Public Health*. 1998;88(12):1827-33.
- Stål M, Hansson G-Å, Moritz M. Wrist positions and movements as possible risk factors during machine milking. *Appl Ergon*. 1999;30(6):527-33.
- Jonsson P, Johnson PW. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Appl Ergon*. 2001;32(6):599-607.
- Arvidsson I, Akesson I, Hansson G-A. Wrist movements among females in a repetitive, non-forceful work. *Appl Ergon*. 2003;34(4):309-16.
- Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Granqvist L, Arvidsson I, Unge J, et al. Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. *Inter J Industrial Ergonomics*. 2009;39(1):221-33.
- Barr AE, Barbe MF, Clark BD. Work-related musculoskeletal disorders of the hand and wrist: epidemiology, pathophysiology, and sensorimotor changes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004;34(10):610-27.
- Roquelaure Y, Ha C, Leclerc A, Touranchet A, Sauteron M, Melchior M, et al. Epidemiologic surveillance of upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis Rheum*. 2006;55(5):765-78.
- Coyte PC, Asche CV, Croxford R, Chan B. The economic cost of musculoskeletal disorders in Canada. *Arthritis Care Res*. 1998;11(5):315-25.
- Ministério do Trabalho e Emprego. Fundacentro. 28 de abril – dia mundial da segurança e da saúde no trabalho. Eventos vão marcar a data em várias regiões do Brasil e do mundo. [acesso em 28 abr. 2008]. Disponível em: <http://www.fundacentro.gov.br/conteudo.asp?D=ctn&C=904&menuAberto=64>.
- Ministério da Saúde. Secretaria de Políticas de Saúde. Protocolo de investigação, diagnóstico, tratamento e prevenção de lesões por esforços repetitivos/ distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. Brasília: Coordenação de Processo Editorial/CGDI/SAA; 2000.
- Brasília. Lei n. 11.430/2006 de 26 de dezembro de 2006. Altera as Leis no 8.213, de 24 de julho de 1991, e 9.796, de 5 de maio de 1999, aumenta o valor dos benefícios da previdência social; e revoga a Medida Provisória no 316, de 11 de agosto de 2006; dispositivos das Leis no 8.213, de 24 de julho de 1991, 8.444, de 20 de julho de 1992, e da Medida Provisória no 2.187-13, de 24 de agosto de 2001; e a Lei no 10.699, de 9 de julho de 2003 [acesso em 17 mar. 2010]. Disponível em: <http://www4.planalto.gov.br/legislacao/legislacao-1/leis-ordinarias/2006#content>.
- Ministério da Previdência Social. Nexo Técnico Epidemiológico Previdenciário – NTEP. [acesso em 10 mar. 2009]. Disponível em: <http://www.previdencia.gov.br/conteudoDinamico.php?id=463>.

14. Instituto da Previdência Social do Estado do Acre. Acidente de trabalho: gastos da previdência chegam a R\$ 10,7 bi. [acesso em 7 fev. 2008]. Disponível em: <http://www.acreprevidencia.ac.gov.br/noticias/acidentes.html>.
15. Atroshi I, Gummesson C, Johnsson R, Ornstein E, Ranstam J, Rosén I. Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. *JAMA*. 1999;282(2):153-8.
16. Secretaria Municipal de Planejamento. Informações gerais do município de São Paulo. Território e dados de população. [acesso em 15 fev. 2010]. Disponível em: <http://sempla.prefeitura.sp.gov.br/infogeral.php>.
17. Merlo ARC, Jacques MGC, Hoefel MGL. Trabalho de grupo com portadores de Ler/Dort: relato de experiência. *Psicol: Reflex Crit*. 2001;14(1):114-26.
18. Buckle PW, Devereux JJ. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Appl Ergon*. 2002;33(3):207-17.
19. Johnson PW, Jonsson P, Hagberg M. Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer system during pronation and supination. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(5):413-20.
20. Barker SP, Freedman W, Hillstrom H. A novel method of producing a repetitive dynamic signal to examine reliability and validity of gait analysis systems. *Gait Post*. 2006;24(4):448-52.
21. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of flexible electrogoniometer. *Clin Biomech*. 2003;18(7):682-4.
22. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*. 2001;87(9):479-8.
23. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurement of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):355-67.
24. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franghignoni F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clin Biomech*. 1995;10(5):275-7.
25. Kumar S. *Advances in occupational ergonomics safety*. Amsterdam: IOS Press; 1998.
26. Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras WS. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clin Biomech*. 2005;20(5):455-64.
27. Chung H-C, Wang M-JJ. The effects of container design and stair climbing on maximal acceptable lift weight, wrist posture, psychophysical, and physiological responses in wafer-handling tasks. *Appl Ergon*. 2001;32(6):593-8.
28. Juul-Kristensen B, Fallentin N, Hansson G-Å, Adeleine P, Andersen JH, Ekdahl C. Physical workload during manual and mechanical deboning of poultry. *Inter J Indus Ergonomics*. 2002;29:107-15.
29. Wang M-JJ, Chung H-C, Wu H-C. Evaluating the 300 mm wafer-handling task in semiconductor industry. *Inter J Indus Ergonomics*. 2004;34:459-66.
30. Lowe BD. Accuracy and validity of observational estimates of wrist and forearm posture. *Ergonomics*. 2004;47(5):527-54.
31. Okunribido O, Haslegrave C. Ready steady push – a study of the role of arm posture in manual exertions. *Ergonomics*. 2008;51(2):192-216.
32. Li Z-M. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *J Hand Surg Am*. 2002;27(5):886-96.
33. Balogh I, Ohlsson K, Nordander C, Skerfving S, Hansson G-Å. Precision of measurements of physical workload during standardized manual handling part III: goniometry of the wrists. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(5):1005-12.
34. Biometrics Ltd. *Goniometer and torsionmeter operating manual*. Gwent: UK; 1997.
35. Gerhard J, Cocchiarella L, Lea R. *The practical guide to range of motion assessment*. 5a ed. Chicago: AMA Press; 2002.
36. Carnaz L, Moriguchi CS, Alencar JF, Oliveira AB, Granqvist L, Hansson G-Å, et al. Aplicação de sensores eletrogoniométricos e torsiométricos na avaliação tridimensional da amplitude de movimento da coluna cervical. In: *Anais do 15º Congresso Brasileiro de Ergonomia, Porto Seguro: Congresso Brasileiro de Ergonomia; 2008*.
37. Lima MFO, Albertoni WM, Caporrino FA, Faloppa F, Santos JBG. Estudo dos movimentos ativos do punho na população normal. *Rev Bras Ortop*. 2002;37(3):67-72.

38. Norkin CC, White DJ. Medida do movimento articular: manual de goniometria. 2a ed. Porto Alegre: Artmed; 1997.
39. Wojtys ME, Huston LJ, Lindenfeld TN, Hewett TE, Greenfield MLVH. Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *Am J Sports Med.* 1998;26(5):614-9.
40. Miller FB, Hansen M, Olesen JL, Schwarz P, Babraj JA, Smith K, et al. Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women. *J Appl Physiol.* 2007; 102(2):541-6.
41. Smith KL, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.* 5a ed. São Paulo: Manole; 1997.
42. Pardini Jr. AG. *Traumatismos da mão.* 3a ed. Belo Horizonte: Médica e Científica; 2000.
43. Günal I, Köse N, Erdogan O, Göktürk E, Seber S. Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78(9):1401-4.
44. Macedo LG, Magee JD. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008;31(8):577-82.

Recebido: 05/12/2010

Received: 12/05/2010

Aprovado: 03/02/2011

Approved: 02/03/2011