

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ELETROGONIOMETRIA DE PUNHO: AVALIAÇÃO DE SENSORES E  
PROCEDIMENTOS MATEMÁTICOS DE CORREÇÃO PARA REDUZIR  
ERROS DE MEDIDA**

**FABIANA ALMEIDA FOLTRAN**

**São Carlos  
2013**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE**  
**DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA**

Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE)

**ELETROGONIOMETRIA DE PUNHO: AVALIAÇÃO DE SENSORES E  
PROCEDIMENTOS MATEMÁTICOS DE CORREÇÃO PARA REDUZIR  
ERROS DE MEDIDA**

**Orientadora:** PROF<sup>a</sup> DR<sup>a</sup> HELENICE JANE COTE GIL COURY

**Co-orientadora:** TATIANA DE OLIVEIRA SATO

**Aluna:** FABIANA ALMEIDA FOLTRAN

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia (Área de Concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia).



**Apoio financeiro: CAPES**  
**São Carlos**  
**2013**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

F671ep

Foltran, Fabiana Almeida.

Eletrogoniometria de punho : avaliação de sensores e procedimentos matemáticos de correção para reduzir erros de medida / Fabiana Almeida Foltran. -- São Carlos : UFSCar, 2013.  
42 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2013.

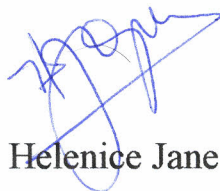
1. Fisioterapia preventiva. 2. Saúde do trabalhador. 3. Movimento. 4. Confiabilidade e Validade. I. Título.

CDD: 615.82 (20ª)

FOLHA DE APROVAÇÃO

Membros da Banca Examinadora para Defesa de Dissertação de Mestrado de Fabiana Almeida Foltran apresentada ao programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.

Banca Examinadora



Prof. Dra. Helenice Jane Cote Gil Coury

(UFSCar)



Dra. Cristiane Shinohara Moriguchi de Castro

(UFSCar)



Prof. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui

(USP)

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Maria Inês e Valdir, pelo apoio em todos os momentos da minha vida. Nunca poderei agradecer com tanto amor e carinho toda torcida, apoio e colo quando precisei. Também nunca poderei agradecer os bons e sábios conselhos em todos os momentos da minha vida! Amo vocês mais do que tudo nessa vida.

*“Das muitas coisas  
Do meu tempo de criança  
Guardo vivo na lembrança  
O aconchego de meu lar  
No fim da tarde  
Quando tudo se aquietava  
A família se ajeitava  
Lá no alpendre a conversar*

*Meus pais não tinham  
Nem escola, nem dinheiro  
Todo dia, o ano inteiro  
Trabalhavam sem parar  
Faltava tudo  
Mas a gente nem ligava  
O importante não faltava  
Seu sorriso, seu olhar*

*Eu tantas vezes  
Vi meu pai chegar cansado  
Mas aquilo era sagrado  
Um por um ele afagava  
E perguntava  
Quem fizera estrepolia  
E mamãe nos defendia  
Tudo aos poucos se ajeitava*

*O sol se punha  
A viola alguém trazia  
Todo mundo então pedia  
Pro papai cantar com a gente  
Desafinado  
Meio rouco e voz cansada  
Ele cantava mil toadas  
Seu olhar ao sol poente*

*Passou o tempo  
Hoje eu vejo a maravilha  
De se ter uma família...”*

Padre Zezinho

Dedico também a meus irmãos Lina e Zinho, que sempre me apoiaram. Muito obrigada pelos sorrisos, carinho e pela força sempre, saibam que vocês são os amores da minha vida e que eu sempre estarei aqui para ajudá-los no que vocês precisarem.

Dedico também ao meu namorado Junior pelo amor, carinho, conselhos e pela força para sempre prosseguir! Amo você.

*“Ainda que eu falasse as línguas dos homens e dos anjos, e não tivesse amor, seria como o metal que soa ou como o sino que tine. E ainda que tivesse o dom de profecia, e conhecesse todos os mistérios e toda a ciência, e ainda que tivesse toda a fé, de maneira tal que transportasse os montes, e não tivesse amor, nada seria.”*

Coríntios 13:1-2

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Professora Helenice,

Por ter me ajudado com muito carinho e compreensão desde a iniciação científica, apoio técnico e o mestrado. A senhora, assim como meus pais, sempre foi e será um exemplo de dedicação e sabedoria. Muito obrigada por essa orientação tão valiosa tanto no âmbito pessoal como no profissional.

À Tati

Pela doçura e carinho com que sempre me ajudou. Muito obrigada pela paciência e por todo conhecimento compartilhado.

*“Mestre não é aquele que aprendeu a ensinar, mas aquele que ensina a aprender”*  
Marcelo Soriano

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente e imensamente a Deus pelo dom da vida, por me acompanhar por todo esse caminho e por me carregar nos momentos mais difíceis

*“Entrega o teu caminho ao Senhor; confia nele, e ele tudo fará”*

Salmo 37:5

Agradeço a todos os amigos que fiz no laboratório durante todos esses anos, Cris, Le, Lú, Io,Rô e Bia. Muito obrigada meninas por tudo, pelas risadas, pela grande ajuda em todas as etapas e pelo imenso carinho com que vocês me receberam no laboratório.

Agradeço também as alunas de iniciação científica Ana Paula e iniciação científica Junior Ariane pela oportunidade de aprendizagem com vocês.

Gostaria de agradecer de uma maneira especial à Lú, que me ajudou com muita ternura, paciência e dedicação todos esses anos de desenvolvimento desse trabalho. Muito obrigada por tudo, eu te admiro muito!

Gostaria também de agradecer de uma maneira especial à Rô, que me ajudou na adaptação ao laboratório e sempre me tratou com muita doçura e sinceridade me proporcionando um grande crescimento pessoal. Muito obrigada por todos os momentos e risadas que passamos e demos juntas.

Agradeço também minhas grandes amigas da faculdade Rafa e Naty pelas conversas e por sempre estarem presentes seja pessoalmente ou em pensamento. Também agradeço aos amigos de faculdade que permaneceram em São Carlos, Sammy, Julia, Torrinha, Gabi e Manu. Obrigada pelos bons momentos que passamos juntos. Com vocês por perto a vida ficou mais leve.

Agradeço também a Ana minha grande amiga e colega de casa, com sua doçura e paciência me ajudou em muitos momentos.



*“Amigo fiel é proteção poderosa, e quem o encontrar terá encontrado um tesouro.*

*Amigo fiel não tem preço, e o seu valor é incalculável.”*

Eclesiástico 6:14-15

Agradeço também de maneira especial a minha tia Ana e meus mais que primos Dinha e Ricardo. Obrigada por estarem sempre presente na minha vida.

Agradeço também a minha família, avós, tios, tias e primos que são exemplo para mim de carinho, dedicação, fé e perseverança.

A todos vocês que fazem parte da minha vida e que estão todos guardados no meu coração

Muitíssimo obrigada

*“A beleza de um jardim não depende do*

*tamanho das flores, mas do seu colorido.*

*A felicidade não depende de grandes alegrias,*

*mas da variedade de muitos e pequenos*

*momentos felizes que colhemos ao longo da vida”*

Padre Fábio de Melo

## RESUMO

O registro do movimento humano é requisito fundamental para análises biomecânicas, clínicas e ocupacionais, permitindo avaliar variações posturais, riscos e aprimoramento de programas preventivos e de reabilitação em Fisioterapia. 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. Além disso, apesar de o eletrogoniômetro flexível (EGM) ser considerado um equipamento confiável e acurado, e utilizado para o registro dinâmico de diferentes articulações, é suscetível a erros de medida, denominados *crosstalk*. Existem dois tipos principais de *crosstalk*, o *crosstalk* devido à rotação do sensor e o *crosstalk* inerente. Procedimentos de correção têm sido propostos para a correção desses erros, no entanto nenhum estudo utilizou ambos os procedimentos em medidas em movimento funcional dos movimentos do punho, visando otimizar a correção. Diante disso, este estudo teve como objetivos: 1) avaliar dois sensores eletrogoniométricos de tamanho diferentes para verificar o desempenho de ambos em uma amostra com variáveis antropométricas (peso e altura) definidas; e 2) avaliar, comparativamente, o efeito de procedimentos de correção para: o *crosstalk* entre os movimentos de flexão/extensão e desvio radial/ulnar do punho devido à rotação do antebraço; o *crosstalk* inerente aos sensores, e a combinação desses dois procedimentos de correção em situações funcionais. Para a comparação entre os dois modelos de sensores foram avaliadas 13 sujeitos (7 mulheres e 6 homens) que realizaram movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho em amplitude máxima, na posição pronada do antebraço. Foram utilizados dois sensores com 65 e 110 mm de comprimento (XM65 e XM110, respectivamente) e um dispositivo de aquisição de dados (Datalog, Biometrics). A ordem de realização dos movimentos e colocação dos sensores foram aleatorizadas. Os dados foram analisados descritivamente e estatisticamente por análise multivariada. Foi calculada a variação entre as tentativas (variabilidade intra individual) e entre os sensores por meio do valor RMS (*root mean square*). Os resultados mostraram que 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 apresentaram valores maiores que os homens. A variabilidade máxima entre os sensores foi de 7,1°. Apesar de não ter havido diferença significativa entre os sensores, verificou-se que o sensor XM110, por ser maior, apresentava abaulamento durante a extensão. Portanto, para indivíduos com altura até 1,8 m, os dados obtidos pelos diferentes sensores são comparáveis. Na segunda etapa do estudo foram avaliadas as amplitudes máximas dos movimentos de flexão/extensão e desvios ulnar/radial do punho de 43 indivíduos saudáveis registradas por meio de EGMs. Foram aplicados procedimentos de correção para o *crosstalk* devido à rotação do antebraço, *crosstalk* inerente, e combinando-se os dois procedimentos. Os resultados mostraram que não houve alteração significativa nas medidas após a aplicação dos procedimentos de correção ( $P \leq 0,05$ ). Além disso, as diferenças entre os procedimentos de correção foram inferiores a 5° para a maioria dos casos, indicando pouco impacto sobre as medidas. Assim, considerando o tempo de processamento, o conhecimento técnico específico exigido e os ineficazes resultados obtidos, desaconselha-se a aplicação desses procedimentos na correção de registros eletrogoniométricos do punho, sugerindo a necessidade de que o aprimoramento dos equipamentos seja realizado por seus fabricantes.

**Palavras-chave:** postura; cinemática; amplitude de movimento articular; reprodutibilidade dos testes, fisioterapia.

## ABSTRACT

The human movement record is an essential requirement for biomechanical, clinical and occupational analysis, allowing assessments of postural variation, occupational risks and improvement of preventive programs in physical therapy and rehabilitation. Electrogoniometers have been used to record wrist movements during work. However, different sizes of sensors are used, bringing difficulties to the comparison of recordings. Moreover, although of flexible electrogoniometers (EGM) are considered a reliable and accurate equipment for dynamic recordings of different joints the EGM, they are susceptible to measurement errors, known as crosstalk. There are two main types of crosstalk, crosstalk due to sensor rotation and the inherent crosstalk. Correction procedures have been proposed to correct these errors, however no study evaluating the efficiency of corrections from both procedures in subject wrist measurements was identified in the available literature. Thus, this study aims: 1) to evaluate two different sensors in order to check its performance in an anthropometric defined sample; 2) to evaluate the effects of mathematical correction procedures on: the crosstalk due to the forearm rotation, the inherent sensors crosstalk, and the combination of these two procedures. To compare the two models of sensors 13 subjects were evaluated (7 women and 6 men) who performed flexion/extension and ulnar/radial wrist movement, reaching maximum amplitude in the pronated forearm position. Two sensors measuring 65 and 110 mm of length (XM110 and XM65, respectively) and an acquisition data device (Datalog, Biometrics) were used. The sequence of movements and the sensor placement were randomized. The data were analyzed descriptively and statistically by multivariate analysis. The intra-individual variation (root mean square – RMS – between trials) were calculated. The results showed there was no significant difference between the sensors for all movements. The maximum intra individual variation was 2.2°. There were significant differences between gender for wrist flexion and ulnar deviation, women have higher values than men. The maximum variability between sensors was 7.1°. Although no significant difference was identified between sensors, it was found that the sensor XM110, bigger than XM65, presented bulging during the extension. Therefore, for individuals with height up to 1.8 m, the data obtained by both sensors are comparable. In the second stage of the study we evaluate the maximum amplitude of the flexion/extension and ulnar deviation/radial wrist of 43 healthy subjects recorded by EGMs. Correction procedures were applied to the crosstalk due to the rotation of the forearm, crosstalk inherent and combining the two procedures. The results showed there was no significant difference in measurements before and after the correction procedures ( $P \leq 0.05$ ). Furthermore, the differences between the correction procedures were below 5 ° for most cases, indicating small clinical impact on the measurements. Considering that the corrections are time consuming, require specific technical knowledge and have provided inefficient results, the correction procedures are not recommended for clinical wrist electrogoniometers recordings. Thus, improvement of equipment should be provided by the manufacturers.





**Keywords:** motion; primary prevention; range of motion; reproducibility of results; physical therapy.

## SUMÁRIO

<b>1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2. ESTUDO 1. Qual modelo de eletrogoniômetro é mais adequado para avaliar movimentos do punho?.....</b>	<b>4</b>
<b>2.1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>5</b>
<b>2.2 MÉTODOS.....</b>	<b>8</b>
2.2.1 <i>Sujeitos.....</i>	<i>8</i>
2.2.2 <i>Equipamentos.....</i>	<i>9</i>
2.2.3 <i>Procedimentos.....</i>	<i>9</i>
2.2.4 <i>Análise dos dados.....</i>	<i>10</i>
<b>2.3 RESULTADOS.....</b>	<b>11</b>
<b>2.4 DISCUSSÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>3. Desdobramentos a partir do estudo inicial.....</b>	<b>16</b>
<b>4. ESTUDO 2. Eletrogoniometria de punho: procedimentos matemáticos usuais de correção são eficazes para reduzir crosstalk em avaliação funcional?.....</b>	<b>17</b>
<b>4.1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>18</b>
<b>4.2 MÉTODOS.....</b>	<b>20</b>
4.2.1 <i>Sujeitos.....</i>	<i>20</i>
4.2.2 <i>Equipamentos.....</i>	<i>20</i>
4.2.3 <i>Procedimentos.....</i>	<i>21</i>
4.2.5 <i>Procedimentos para correção dos dados.....</i>	<i>22</i>
4.2.5.1 <i>Correção do erro do sensor XM65 devido à rotação do antebraço.....</i>	<i>22</i>
4.2.5.2 <i>Correção do crosstalk inerente ao próprio sensor.....</i>	<i>24</i>
4.2.6 <i>Análise dos dados.....</i>	<i>25</i>
<b>4.3 RESULTADOS.....</b>	<b>26</b>
<b>4.4 DISCUSSÃO.....</b>	<b>28</b>
<b>4.5 LIMITAÇÕES DESTE ESTUDO.....</b>	<b>30</b>
<b>4.6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>31</b>
<b>5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>32</b>
<b>5.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS ESTUDOS.....</b>	<b>32</b>
<b>5.2 ATIVIDADES REALIZADAS EM PARALELO AO DESENVOLVIMENTO DO MESTRADO.....</b>	<b>32</b>

<b>6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>34</b>
<b>7. ANEXOS.....</b>	<b>42</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b>	Sensores XM65 (A) e XM110 (B) e acoplamento dos eletrogoniômetros no punho do indivíduo.....	<b>9</b>
<b>Figura 2.</b>	Ângulos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial medidos pelos sensores XM65 e XM110 para o gênero feminino (branco) e gênero masculino (cinza) (* $p < 0,05$ entre os gêneros).....	<b>12</b>
<b>Figura 3.</b>	Posicionamento do sensor XM65 (A) e Z110 (B).....	<b>22</b>
<b>Figura 4.</b>	Princípio usado para rotação de um vetor em um plano genérico.....	<b>23</b>
<b>Figura 5.</b>	Fixação do sensor em dispositivo de precisão desenvolvido por Sato, Coury e Hansson (2009).....	<b>24</b>
<b>Figura 6.</b>	<i>Crosstalk</i> inerente do sensor.....	<b>25</b>
<b>Figura 7.</b>	Ângulos de flexão/extensão (A e C) e ângulos de desvio radial/ulnar (B e D) para: dados sem correções =  ; dados corrigidos pela subtração do crosstalk devido à rotação =  ; dados corrigidos pela subtração do crosstalk inerente =  e; dados corrigidos pelos dois procedimentos combinados =  , separadamente para ambos os gêneros. As diferenças estatisticamente significativas entre as correções foram assinaladas (*)......	<b>26</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Idade (anos), altura (centímetros), peso (kg) e medidas antropométricas (centímetros) da mão direita por gênero.....	<b>8</b>
Tabela 2.	Valores RMS médios para variabilidade entre as tentativas para os movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial (em graus).....	<b>11</b>
Tabela 3.	Valores RMS médios para variabilidade entre os sensores para os movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar e radial (em graus).....	<b>11</b>
Tabela 4.	Valores RMS das diferenças entre os dados sem correções e corrigidos para cada movimento, separadamente para o gênero masculino e feminino. Diferenças significativas entre dados sem correções e corrigidos foram assinaladas (*)......	<b>27</b>

## 1. CONTEXTUALIZAÇÃO

---

O registro do movimento humano é de fundamental importância na prática de fisioterapeutas tanto no contexto clínico quanto no contexto ocupacional, pois permite identificação de variações do movimento, fatores de risco posturais presentes no trabalho e avaliação da eficácia de programas preventivos e de reabilitação (HANSSON et al., 1996; HANSSON et al. 2009).

Os membros superiores são umas das regiões mais acometidas por distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho (BERNARD, 1997; SILVERSTEIN et al., 1998; STAL, HANSSON, MORITZ, 1999; JONSSON; JOHNSON, 2001; ARVIDSSON et al., 2003). As principais alterações relacionadas às tarefas repetitivas acometem principalmente punho e mão, tais como a síndrome do túnel do carpo, tendinites e tenossinovites (SILVERSTEIN et al., 1998; STAL et al.; 1999; HANSSON et al., 2009). Essas lesões representam um alto custo tanto para o estado, empresas e para o próprio indivíduo.

A postura e movimento do punho têm sido identificados como um fator de risco para o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho (BERNARD, 1997), no entanto, o conhecimento da relação causa e consequência é limitado tanto pela origem multifatorial dessas lesões quanto pela dificuldade em se obter medidas válidas e confiáveis da exposição, principalmente no contexto ocupacional.

O eletrogoniômetro tem sido considerado um equipamento válido e confiável para o registro de medidas angulares (SHIRATSU; COURRY, 2003; HANSSON et al., 2004), além disso é um equipamento portátil e que permite a avaliação do movimento no contexto ocupacional, tornando-o um instrumento bastante utilizado nessa área.

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 a natureza policêntrica das articulações do corpo humano, sendo uma vantagem sobre os outros tipos de goniômetro, como o universal e potenciométrico (TESIO et al., 1995).



Diversos autores utilizam o eletrogoniômetro (EGM) flexível para medir os movimentos do punho de homens e mulheres em situações ocupacionais e clínicas. No entanto, os sensores do eletrogoniômetro flexível possuem diferentes tamanhos e configurações para cada articulação o que o torna um equipamento antropométrico-dependente. Para a articulação do punho dois modelos têm sido empregados em estudos prévios: modelo XM65 - com comprimento de mola de 65mm e, modelo XM110 - com 110mm de comprimento da mola. Este fato pode inviabilizar a comparação direta de resultados relatados na literatura, os quais tenham sido obtidos por meio de sensores diferentes. Assim, um melhor entendimento sobre os resultados apresentados pelos dois sensores para a articulação do punho em uma mesma população, permitiria conhecer melhor o comportamento de ambos, comparativamente, e orientar a escolha do melhor sensor para a avaliação dos movimentos do punho.

Além disso, um segundo aspecto a ser investigado por este estudo são as potenciais variações de medida apresentadas pelos eletrogoniômetros que, apesar de apresentarem inúmeras vantagens para registro de movimento, são equipamentos sujeitos a erros devido ao *crossstalk* (HANSSON et al., 2004). O *crossstalk* ocorre quando movimentos realizados exclusivamente em um plano são capturados, equivocadamente, em um outro plano, usualmente o ortogonal. Este fenômeno ocorre na articulação do punho, quando movimentos de desvio radial e ulnar são registrados em situações que movimentos puros de flexão e extensão são realizados, e vice-versa (Hansson et al., 1996; 2004). No entanto, características inerentes ao sensor (*fingerprint*) também podem ser uma fonte importante de *crossstalk* (SATO; COURY; HANSSON, 2009). Assim, para a obtenção de medidas mais precisas, correções do *crossstalk* têm sido sugeridas.

Estudos prévios propuseram procedimentos para a correção de erros decorrentes do *crossstalk* devido à rotação do sensor (BUCHHOLTZ; WELLMAN, 1997; HANSSON et al., 2004) e para diferenças entre sensores idênticos (SATO; COURY; HANSSON, 2009). No entanto, apesar desses tipos de erros serem já conhecidos na literatura, nenhum estudo associou ambos os procedimentos de correção a fim de otimizar a correção. Além disso, nenhum estudo aplicou procedimentos de correção para o *crossstalk* inerente em situação funcional em sujeitos.

Considerando-se que: para a articulação do punho não existe consenso sobre qual tamanho de sensor seria melhor para avaliação do movimento do punho de homens e mulheres em situações ocupacionais e clínicas; que o eletrogoniômetro é um

equipamento sujeito a erros; que os dois tipos de erros podem ser fontes de imprecisão importantes; e que existe uma lacuna na literatura quanto a aplicação associada de dois procedimentos de correção, dois estudos foram realizados, os quais tiveram por objetivo: 1) avaliar os movimentos da articulação do punho por meio de dois sensores de EGM flexível com tamanhos diferentes, e com isso, verificar o modelo mais adequado para a avaliação do movimento do punho; e 2) avaliar, comparativamente, o efeito de procedimentos de correção para: o *crosstalk* entre os movimentos de flexão/extensão e desvio radial/ulnar do punho devido à rotação do antebraço; o *crosstalk* inerente aos sensores; e a combinação desses dois procedimentos de correção em situações funcionais. O primeiro estudo foi publicado em 2011 no periódico Revista Fisioterapia em Movimento, e o segundo estudo foi aceito para publicação no periódico Revista Brasileira de Fisioterapia. Os textos completos dos dois estudos são apresentados a seguir, assim como a versão em pdf dos dois manuscritos são apresentados em anexos (ANEXO I e II).

## 2. ESTUDO 1

---

### **QUAL MODELO DE ELETROGONIÔMETRO É MAIS ADEQUADO PARA AVALIAR MOVIMENTOS DO PUNHO?**

FOLTRAN FA, SILVA LCCBS, SATO TO, COURY HJCG. Qual modelo de eletrogoniômetro é mais adequado para avaliar movimentos do punho? Revista Fisioterapia em Movimento 2011;24(2):357-366 (ANEXO I).

## 2.1 INTRODUÇÃO

A avaliação dos movimentos e posturas do membro superior é relevante devido à alta incidência de distúrbios musculoesqueléticos associados a atividades ocupacionais repetitivas (BERNARD, 1997; SILVERSTEIN et al., 1998; STAL, HANSSON, MORITZ, 1999; JONSSON; JOHNSON, 2001; ARVIDSSON et al., 2003). As principais alterações relacionadas às tarefas repetitivas acometem principalmente punho e mão, tais como a síndrome do túnel do carpo, tendinites e tenossinovites (SILVERSTEIN et al., 1998; STAL et al.; 1999; HANSSON et al., 2009). Estudos epidemiológicos mostram altas taxas de incidência e prevalência de lesões por esforço repetitivo na população trabalhadora (SILVERSTEIN et al., 1998; BARR et al., 2004; ROQUELAURE et al., 2006).

Essas alterações representam alto custo para a economia de países como Estados Unidos (BARR et al., 2004), Canadá (COYTE et al., 1998) e também do Brasil (MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO, 2008). Além disso, o número de casos vem aumentando a cada ano no Brasil desde a década de 1990 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2000). Esse aumento de casos e, conseqüentemente, custos com lesões ocupacionais, tornou-se maior após abril de 2007 quando entrou em vigor a Lei 11.430/2006 pelo Decreto 6.042/2007 (BRASÍLIA, 2006), que define o nexo 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% (MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2009). As notificações de doenças osteomuscular, nas quais se incluem as lesões por esforço repetitivo aumentaram 512% (MINISTÉRIO DO TRABALHO E EMPREGO, 2008). 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 tende a aumentar ao longo dos anos (INSTITUTO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL DO ESTADO DO ACRE, 2008).

Para os distúrbios relacionados a membros superiores, Atroshi et al. (1999) 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 (SECRETARIA MUNICIPAL DE PLANEJAMENTO, 2010), 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 (BERNARD, 1997). No entanto, ainda não há estudos suficientes que permitam quantificar a contribuição de cada fator na determinação da patologia (MERLO et al, 2001). 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 (BUCKLE; DEVEREUX, 2002), o que pode subsidiar a proposição de intervenções preventivas (HANSSON et al., 2009). Entretanto, para atingir estes objetivos são necessários equipamentos e procedimentos de medida válidos e confiáveis (BARKER; FREEDMAN; HILLSTROM, 2006; JONSSON et al., 2002).

Uma maneira de quantificar a carga postural é medir os ângulos entre os segmentos corporais (SHIRATSU; COURY, 2003). Atualmente, existem vários recursos de análise do movimento que podem ser academicamente divididos em duas técnicas de mensuração: os 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 (ROWE et al., 2001). No primeiro grupo estão os equipamentos optoeletrônicos 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 (SHIRATSU; COURY, 2003; HANSSON et al., 2004). Este equipamento também apresenta as vantagens de ser leve, portátil, simples de operar e ter, relativamente, baixo custo financeiro (TESIO et al., 1995; KUMAR, 1998; ROWE et al., 2001; CAMPBELL-

KYUREGHYAN et al., 2005), sendo aplicável ao ambiente clínico e ocupacional (Hansson et al., 2009). Outras vantagens são: possibilidade de registrar grande quantidade de dados bilateralmente, com frequência de amostragem adequada e registros de longa duração (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005).

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 a natureza policêntrica das articulações do corpo humano, sendo uma vantagem sobre os outros tipos de goniômetro, como o universal e potenciométrico (TESIO et al., 1995).

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 65mm, que foi utilizado nos estudos de Chung e Wang (2001), Juul-Kristensen et al. (2002), Wang et al. (2004), Lowe (2004) e Okunribido e Haslegrave (2008), e modelo XM110, com 110mm de comprimento da mola, que foi utilizado por Stål et al. (1999), Li (2002) e Balogh et al (2009).

Supostamente, a escolha do tipo do sensor a ser utilizado para punho deveria depender das medidas antropométricas dos participantes, já que o sensor é ser antropométrico-dependente, no entanto, nenhum dos estudos prévios analisa essa questão, apesar dos estudos que utilizaram o XM110 terem avaliados sujeitos maiores, em relação à altura (aproximadamente 5cm) do que os que utilizaram o XM65. 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 (altura e peso) definidas.

## 2.2 MÉTODOS

### 2.2.1 Sujeitos

Foram avaliados 13 sujeitos sendo 7 do gênero feminino e 6 do gênero masculino, 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.

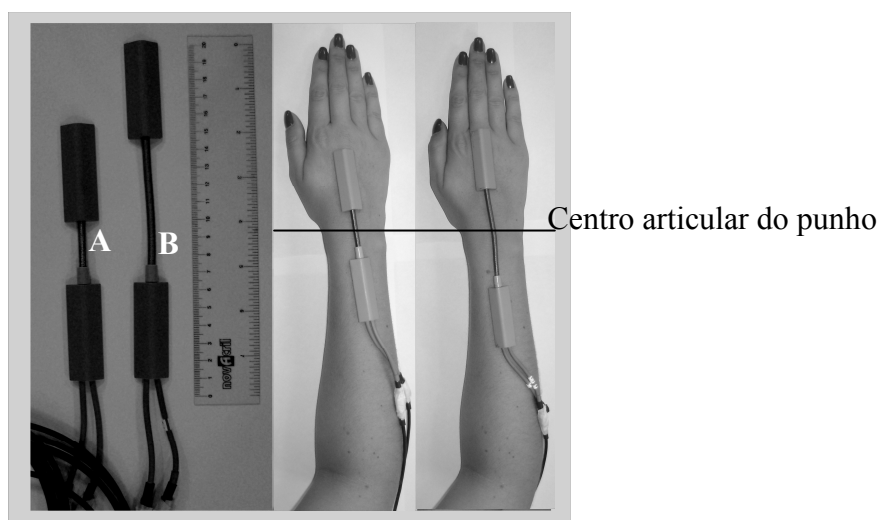
O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local (Protocolo CAAE 0054.0.135.000-07).

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

<i>Valores</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
<i>Mulheres</i>				
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
<i>Homens</i>				
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

### 2.2.2 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) 65mm de comprimento da mola e (B) 110mm de comprimento da mola. A Figura 1 também mostra o acoplamento dos sensores na mão do indivíduo. Os eletrogoniômetros apresentam erros que variam de  $\pm 3^\circ$  de acordo com o fabricante (*Biometrics, 1997*).



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

### 2.2.3 Procedimentos

Inicialmente os sensores foram fixados sobre o goniômetro universal alinhado sobre uma mesa. Esta posição foi considerada a referência mecânica do equipamento e registrada durante um minuto. O valor médio em graus registrado pelo sensor neste período foi subtraído dos registros subsequentes. Em seguida foi realizada uma avaliação física para obter informações referentes à idade, peso, altura, medidas da mão e 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 (*BIOMETRICS, 1997*), 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 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. A colocação dos sensores foi realizada sempre pelo mesmo examinador.

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.

#### 2.2.4 Análise dos Dados

Foram analisados os valores máximos de cada tentativa realizada pelo sujeito para todos os movimentos flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar. Foi calculada a variação entre as tentativas (variabilidade intra individual) 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% ( $p < 0,05$ ).

## 2.3 RESULTADOS

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

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

	<i>XM65</i>		<i>XM110</i>	
	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>	<i>Homens</i>	<i>Mulheres</i>
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

A variabilidade intra individual 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).

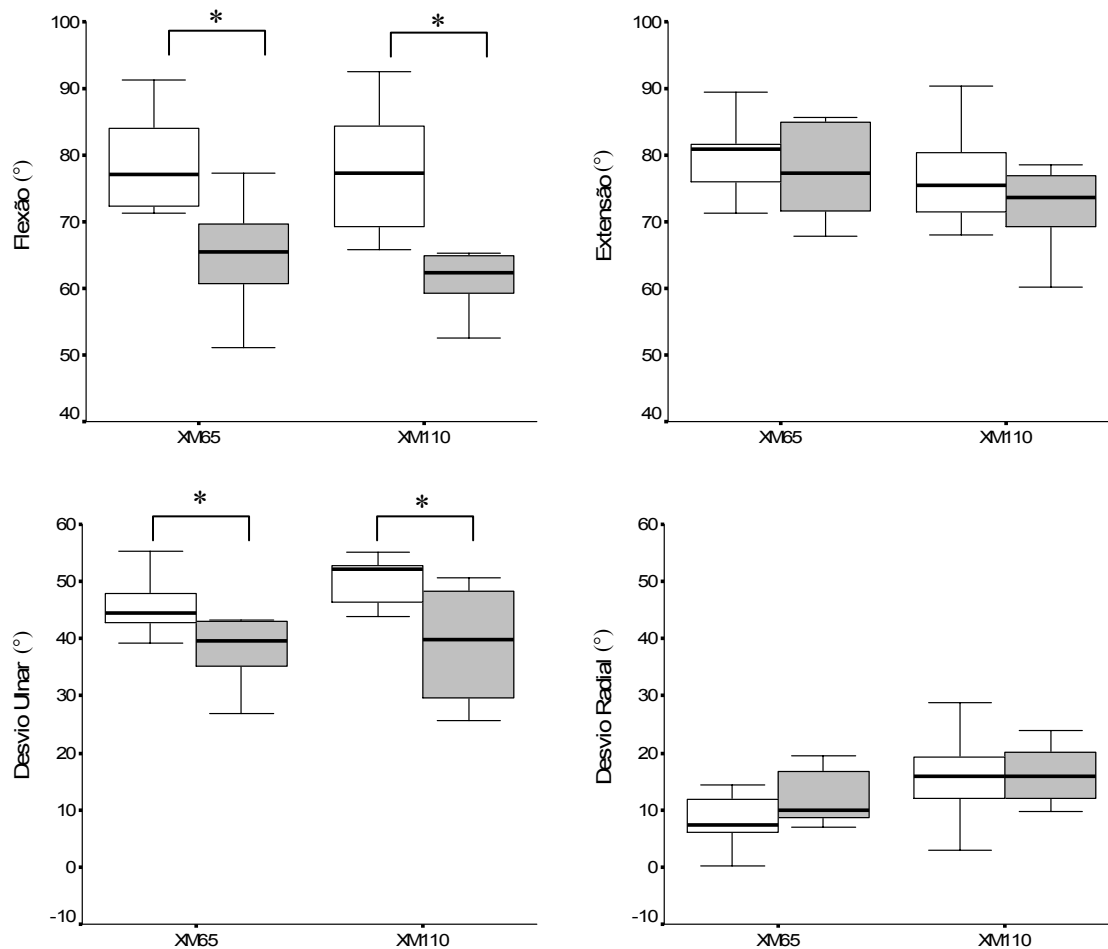
Na Tabela 3 verifica-se a variabilidade média entre os sensores apresentada em valor RMS (em graus).

**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

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

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.



**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) (\*  $p < 0,05$  entre os gêneros)

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 que a amplitude das mulheres foi maior que a dos homens.

Para o movimento de desvio ulnar e radial do punho 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 que a amplitude das mulheres foi maior que a dos homens.

## 2.4 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° encontrada para o movimento de desvio radial. No entanto, se subtrairmos a variabilidade entre as tentativas para cada sensor, que foi de 2,2° no máximo, também encontrada para o movimento de desvio radial, 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 (GERHARD et al., 2002), 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 medidas antropométricas (altura e peso) similares a do presente estudo, não houve diferenças entre os sensores, no entanto o sensor XM65 mostrou-se mais adequado à essa população.

Carnaz et al. (2008) 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, causam interferência no registro do movimento por limitarem a amplitude máxima realizada pelo indivíduo.

Os valores RMS encontrados para a variabilidade entre as tentativas (intra individual) mostraram que homens e mulheres apresentaram pequena variabilidade para todos os movimentos do punho avaliados, com valores máximos de 2,2°.

Shiratsu e Coury, (2003) 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  $\pm 3^\circ$  (BIOMETRICS, 1997).

Quando homens e mulheres são comparados há diferença significativa para o movimento de flexão e desvio ulnar, sendo que em ambos os movimentos as mulheres

atingem as maiores amplitudes. Esses resultados corroboram os encontrados por Lima et al. (2002), que compararam a amplitude de movimento medida por goniômetro em 1044 homens e mulheres em várias faixas etárias, e identificaram que para a flexão e desvio ulnar nas faixas etárias de 15 a 19 e 20 a 49 anos ocorreu uma 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 (NORKIN; WHITE, 1997). O estrógeno e a progesterona em maior concentração em mulheres podem causar modulações na síntese de colágeno presente nos ligamentos, permitindo maior flexibilidade (WOJTYS et al., 1998; MILLER et al., 2007).

As maiores amplitudes de flexão e desvio ulnar no presente estudo podem ser atribuídas a resistência articular na amplitude final do movimento (sensação final fisiológica). Para a flexão e desvio ulnar a sensação final fisiológica é firme, limitada por estruturas ligamentares, capsulares ou tendinosas. Para a extensão e desvio radial a sensação final do movimento é resistente ou dura, isto porque o movimento é detido pelo contato de osso com osso (NORKIN; WHITE, 1997; SMITH et al., 1997).

Sabe-se que, na extensão, a face posterior distal do rádio limita a extensão da articulação radiocárpica, enquanto que o desvio radial é limitado pelo contato do escafoide com o processo estilóide do rádio, o que não ocorre do lado ulnar porque o processo estilóide da ulna é mais proximal que o do rádio (PARDINI, 2000). Assim, como as estruturas que limitam os movimentos de extensão e desvio radial são ósseas, a amplitude de movimento para homens e mulheres são similares. Já para a flexão e desvio ulnar, a limitação do movimento é ligamentar/capsular/tendinosa e, portanto, mais propensas a sofrer variações devido a fatores hormonais.

Uma possível limitação do presente estudo foi avaliar apenas o lado dominante de cada indivíduo. No entanto, Günal et al. (1996) e Macedo e Magee (2008) 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, sendo que isso poderia diminuir a variabilidade entre os sensores. 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.

### 3. DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL

---

Os resultados obtidos no primeiro estudo evidenciaram que o sensor XM 65 é mais adequado para análise do movimento do punho para a população estudada, uma vez que promoveu menor abaulamento da mola, reduzindo uma possível fonte de erro. O eletrogoniômetro, no entanto é susceptível a outros tipos de erros, tais como, aquele decorrente da rotação do antebraço e ao *crosstalk* inerente. Essas fontes de erros foram estudadas por outros autores, porém, nenhum dos autores aplicou procedimentos de correção para os dois tipos de erros concomitantemente. Além disso, em estudo prévio no qual o *crosstalk* inerente foi corrigido (SATO, COURY, HANSSON, 2009), os movimentos foram testados em protótipos e não em sujeitos realizando movimentos funcionais.

Diante disso um novo estudo (Estudo 2) foi conduzido com o objetivo de avaliar, comparativamente, o efeito de procedimentos de correção para: 1) o *crosstalk* entre os movimentos de flexão/extensão e desvio radial/ulnar do punho devido à rotação do antebraço; 2) o *crosstalk* inerente aos sensores e; 3) a combinação desses dois procedimentos de correção em situações funcionais. Este estudo é apresentado a seguir.

#### 4. ESTUDO 2

---

### **ELETROGONIOMETRIA DE PUNHO: PROCEDIMENTOS MATEMÁTICOS USUAIS DE CORREÇÃO SÃO EFICAZES PARA REDUZIR *CROSSTALK* EM AVALIAÇÃO FUNCIONAL?**

FOLTRAN FA, SILVA LCCBS, SATO TO, COURY HJCG. Eletrogoniometria de punho: procedimentos matemáticos usuais de correção são eficazes para reduzir *crosstalk* em avaliação funcional? Revista Brasileira de Fisioterapia (ANEXO II).



## 4.1 INTRODUÇÃO

O registro do movimento humano é fundamental para estudos biomecânicos, clínicos e ocupacionais, pois permite identificação de variações do movimento, fatores de risco posturais presentes no trabalho e avaliação da eficácia de programas preventivos e de reabilitação (HANSSON et al., 1996; HANSSON et al. 2009). Posturas e movimentos do punho têm sido identificados como importantes fatores de risco para desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos de membros superiores relacionados ao trabalho (BERNARD et al., 1997; BARBOSA; COURY, 2003).

Medidas angulares do movimento do punho são também importantes em avaliações clínicas (MANN; WERNER; PALMER, 1989) e na reabilitação (SOLVEBORN; OLERUD, 1996) para analisar o movimento normal e alterado, bem como avaliar o efeito das intervenções fisioterapêuticas. Assim, medidas confiáveis e válidas da amplitude de movimento (ADM) do punho são de fundamental importância tanto na prática clínica quanto no contexto ocupacional.

O eletrogoniômetro flexível é considerado um equipamento útil para avaliações funcionais de diferentes articulações (HANSSON et al, 2009; HANSSON et al, 2001, JUUL-KRISTENSEN, 2001). Apresenta vantagens de ser leve, portátil, simples de operar e ter relativamente baixo custo financeiro (TESIO, 1995; SPIELHOLZ, 1998; ROWE et al., 2001; CAMPBELL-KYUREGHYAN, et al, 2005), sendo aplicável ao ambiente ocupacional (HANSSON et al., 2008) e clínico (LEGNANI et al., 2000; MORIGUCHI; SATO; COURY, 2007; POLETTO et al., 2007; MAUPAS et al., 2002). Outras vantagens são: não ter registro influenciado por outros equipamentos ou fontes de energia, possibilidade de registrar grande quantidade de dados e registros de longa duração (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005; CARNAZ et al., 2008).

Apesar dessas vantagens, o eletrogoniômetro é suscetível a erros devido ao *crosstalk* (HANSSON et al., 2004; POLETTO et al, 2007) considerado a principal fonte de erro desses equipamentos. O *crosstalk* ocorre quando movimentos realizados exclusivamente em um plano são capturados, como um falso registro, no plano ortogonal ao que ocorre o movimento. Este fenômeno ocorre na articulação do punho, por exemplo, quando movimentos de desvio ulnar/radial são registrados durante a realização de movimentos puros de flexão/extensão, e vice-versa (JONSSON; JOHNSON, 2001). De acordo com Hansson et al. (1996; 2008) e Buchholz e Wellman (1997) o *crosstalk* presente no registro eletrogoniométrico do punho ocorre devido à

rotação do antebraço. Assim, parte do movimento de rotação do antebraço é transferida para os sensores do punho, acarretando *crossstalk*.

Resultados diferentes de medida entre sensores idênticos também foram identificadas como uma fonte importante de erro em registros eletrogoniométricos (SHIRATZU; COURY, 2003; SATO; COURY; HANSSON, 2009). Este tipo de erro, aqui denominado de erro inerente, ocorre mesmo na ausência de torção da mola e se deve possivelmente a forma como os elementos sensíveis ("*strain gauges*") estão dispostos internamente na unidade sensível de equipamento. Este erro geralmente aumenta com o aumento das ADMs registradas e com o uso do sensor (SHIRATZU; COURY, 2003; SATO; COURY; HANSSON, 2009).

Estudos prévios propuseram procedimentos para a correção de erros decorrentes do *crossstalk* devido à rotação do sensor (BUCHHOLTZ; WELLMAN, 1997; HANSSON, 2004) e para diferenças entre sensores idênticos (SATO; COURY; HANSSON, 2009). Em ambos os casos houve uma redução nos erros. Porém, Hansson et al. (2004) concluíram que a aplicação dos procedimentos de correção do erro devido à rotação do sensor dificulta a análise dos dados e não causa grande impacto nas medidas obtidas com redução média de 0,7° para o movimento de flexo-extensão e de 1,6° para o desvio mensurados em ADM de 150° e 58°, respectivamente. Por outro lado, Sato, Coury e Hansson. (2009), ao aplicarem algoritmo de correção para avaliar o *crossstalk* inerente em medidas laboratoriais em protótipo, encontraram uma redução considerável do erro, com média de 3,7° e máximo de 10°. Os autores sugerem que outros estudos deveriam avaliar o efeito da compensação do *crossstalk* inerente em situações clínicas e funcionais. O estudo de Sato; Coury; Hansson (2009) é um estudo recente e foi o primeiro a identificar e aplicar procedimentos de correção para o *crossstalk* inerente. Esses tipos de erros, e seus respectivos procedimentos de correção, são atualmente conhecidos e reportados na literatura pertinente. No entanto, apesar do fato destes tipos de erros serem já conhecidos, não há estudos na literatura disponível associando ambos os procedimentos para otimizar a correção.

Considerando-se que esses dois tipos de erros são fontes de imprecisão importantes, que o procedimento de correção proposto por Sato; Coury; Hansson (2009) ainda não foi testado em situação funcional, e que a combinação desses dois procedimentos de correção poderia potencializar a correção dos erros descritos, o que não foi ainda relatado na literatura disponível, o objetivo deste estudo foi comparar o efeito de procedimentos de correção atualmente empregados para: 1) compensação do

*crosstalk* devido à rotação do antebraço para os movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho; 2) compensação do *crosstalk* inerente aos sensores e; 3) compensação conjunta desses dois erros por meio da combinação dos dois procedimentos de correção em situações funcionais.

## 4.2 MÉTODOS

### 4.2.1 *Sujeitos*

Participaram do estudo 43 estudantes universitários, recrutados a partir dos seguintes critérios: indivíduos destros, sendo 23 mulheres e 20 homens com média de idade de  $22\pm 3,2$  e  $23\pm 2,9$  anos, média de altura  $161\pm 7,3$  e  $170\pm 4,0$  cm e média de massa corporal de  $58\pm 8,7$  e  $74\pm 10,7$  kg, respectivamente, que concordaram em participar e assinaram termo de consentimento livre e esclarecido. Foram excluídos indivíduos que apresentassem restrições evidentes da ADM do membro superior, relatassem lesão ou dor crônica nos membros superiores previamente ou no momento da coleta, obesos ( $IMC > 30\text{kg/m}^2$ ) e com estatura superior a 1,80m. Foram selecionados indivíduos de ambos os gêneros, pois tem sido reconhecido que homens e mulheres apresentam diferenças na ADM máxima do punho (FOLTRAN et al, 2011).

O número de participantes foi estabelecido por cálculo amostral realizado no programa ENE (versão 2.0, Glaxo Smithkline, Departamento de Biometria, Madri, Espanha). Para tal, considerou-se significativa uma diferença de  $5^\circ$  entre as correções (NORKIN; WHITE, 2003) e um nível de significância de 5%, o poder do teste foi de 90%. Os resultados indicaram tamanho amostral de 19 indivíduos por gênero. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos-SP, Brasil (Protocolo CAAE 0054.0.135.000-07).

### 4.2.2 *Equipamentos*

Foram utilizados os seguintes equipamentos: sensores eletrogoniométricos biaxiais modelo XM65 e uniaxiais modelo Z110, (Biometrics Ltd, Gwent, UK); goniômetro universal; unidade de aquisição dos dados (DataLog, Biometrics Ltd, Gwent, UK); cabos de conexão; colete com suporte para o DataLog; faixas elásticas e demais materiais.

Os sensores utilizados nesse estudo já haviam sido utilizados em estudos prévios com uma média de 1000 incursões realizadas. Segundo o fabricante esses sensores possuem uma vida útil de 2000 incursões (BIOMETRICS, 1997).

#### *4.2.3 Procedimentos*

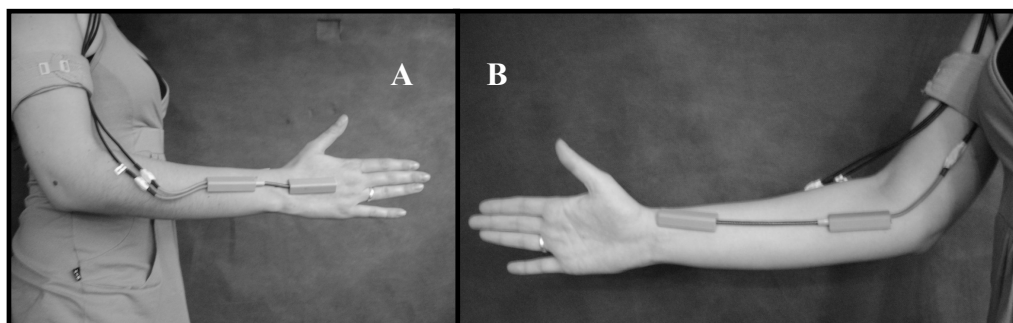
Inicialmente foi registrada a posição de referência. Para esse registro os sensores foram fixados sobre um goniômetro universal alinhado sobre uma mesa. Esta posição foi considerada a referência mecânica do equipamento e registrada durante um minuto. O valor médio em graus registrado pelo sensor neste período foi subtraído de todos os registros subsequentes.

Em seguida, obteve-se informações referentes às características antropométricas dos indivíduos como à idade, peso e altura e posteriormente o indivíduo realizou alongamentos de flexores e extensores de punho por 30 segundos para reduzir possíveis tensões musculares e permitir movimentos mais livres.

Os sensores foram então posicionados no punho e antebraço direito dos indivíduos. O sensor XM65 foi fixado no punho por meio de fita dupla face. Os terminais, fixo e telescópico, foram posicionados de forma que o centro da mola coincidissem com o centro articular do punho (eixo aproximado do movimento) (Figura 3). O eletrogoniômetro foi acoplado com a articulação do punho em flexão máxima. O terminal telescópico foi fixado sobre o terceiro metacarpo e o fixo sobre a linha média do antebraço (linha traçada entre o epicôndilo lateral do úmero e o ponto médio entre a cabeça da ulna e processo estilóide do rádio). O torsiômetro foi acoplado ao antebraço na posição supina, com o cotovelo à 90°. O terminal telescópico foi fixado no terço distal do rádio e o fixo próximo ao epicôndilo medial do úmero (Figura 3B).

Após a colocação dos sensores os indivíduos realizaram movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho para familiarização do movimento e velocidade a ser realizada. Em seguida, foi solicitado ao sujeito que realizasse três repetições para cada movimento (flexão/extensão, desvio ulnar/radial), com o antebraço em 90° de pronação. A posição em pronação foi escolhida por ser a referência para a medida de movimento do punho, mensurada por meio da goniometria (NORKIN; WHITE, 2003; GERHARD; COCCHIARELLA; LEA, 2002). O movimento de rotação do antebraço foi controlado para não interferir nas medidas dos demais movimentos realizados.

A ordem de realização dos movimentos foi aleatorizada por meio de sorteio simples. Os indivíduos foram orientados a atingir a ADM máxima durante as tentativas.



**Figura 3.** Posicionamento do sensor XM65 (A) e Z110 (B).

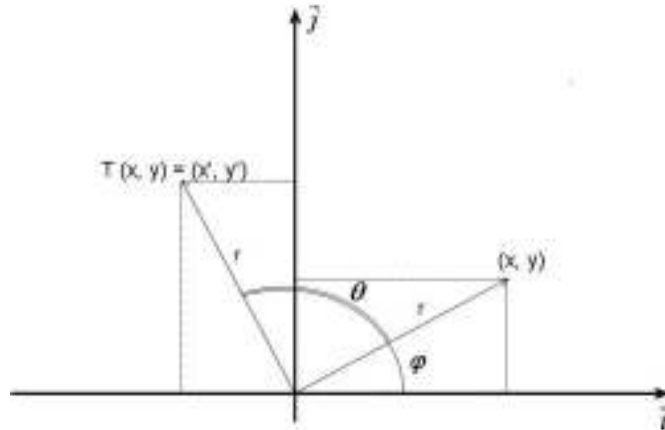
#### 4.2.4 Procedimentos para a correção dos dados

##### 4.2.4.1 Correção do erro do sensor XM65 devido à rotação do antebraço

Os dados foram coletados por meio do programa DataLog PC software (versão 3.0, 2002) com frequência de amostragem de 100Hz. Após a coleta dos dados os arquivos foram exportados em formato texto para processamento em uma rotina específica desenvolvida em Matlab (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Os dados brutos do eletrogoniômetro foram exportados em formato ASCII, convertidos em ângulos, por meio de uma equação fornecida pelo fabricante, e filtrados com filtro Butterworth de 2ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 2 Hz determinados por análise residual (WINTER, 1990) e atraso de fase zero. Os dados brutos foram os valores médios das três tentativas realizadas pelos indivíduos para cada movimento. Os valores obtidos nas três tentativas foram comparados a fim de verificar a reprodutibilidade das três tentativas. A reprodutibilidade entre as tentativas foi calculada por meio do coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de duas vias, com concordância absoluta e medidas individuais (*two way mixed intraclass correlation with absolute agreement and single measures*) (BONETT, 2002) e pelo erro padrão da medida (EPM). Os resultados dessa comparação mostraram boa concordância entre as tentativas com CCI e EPM, respectivamente, para o movimento de flexão 0,95 (IC 0,92-0,97) e 2,0; para a extensão 0,94 (IC 0,90-0,97) e 2,3; para o desvio ulnar 0,94 (IC 0,90-0,97) e 1,7; e para o movimento de desvio radial 0,90 (IC 0,84-0,94) e 1,8.

A correção do *crosstalk* devido à rotação do sensor foi realizada a partir do algoritmo proposto por Hansson et al. (2004), único disponível atualmente na literatura

e que consiste no princípio de rotação de um vetor um ângulo  $\theta$  em um plano genérico (Figura 4). Este algoritmo foi desenvolvido a partir dos dados coletados em um protótipo desenvolvido por Hansson et al. (2004), e portanto, não sofrem influência das características antropométricas dos sujeitos.



**Figura 4.** Princípio usado para rotação de um vetor sobre um ângulo  $\theta$  em um plano genérico

Para realizar esta correção, consideramos  $\{\vec{i}, \vec{j}\}$  uma base ortogonal. O vetor  $(x, y)$  forma um ângulo  $\varphi$  com o vetor  $\vec{i}$ . Rodando o vetor  $(x, y)$  em um ângulo  $\theta$ , no sentido anti-horário, as coordenadas  $(x', y')$  são obtidas. Assim: 
$$\begin{cases} x = r \cos \varphi \\ y = r \sin \varphi \end{cases}$$

$$\begin{cases} x' = r \cos(\varphi + \theta) \\ y' = r \sin(\varphi + \theta) \end{cases} \text{ onde } r = \|(x, y)\| = \sqrt{x^2 + y^2}.$$

Portanto,  $x' = r [\cos \varphi \cdot \cos \theta - \sin \varphi \cdot \sin \theta] = (r \cos \varphi) \cdot \cos \theta - (r \sin \varphi) \cdot \sin \theta$ , assim  $x' = x \cos \theta - y \sin \theta$ .

Da mesma forma,

$$y' = r [\sin \varphi \cdot \cos \theta + \cos \varphi \cdot \sin \theta] = (r \sin \varphi) \cdot \cos \theta + (r \cos \varphi) \cdot \sin \theta, \text{ e}$$

$$y' = y \cos \theta + x \sin \theta.$$

Ao aplicarmos estas fórmulas em nossos dados obtínhamos os valores corrigidos para os movimentos de flexo-extensão e desvio radial e ulnar. Segue abaixo um exemplo da aplicação das fórmulas para obtenção dos valores corrigidos para o movimento de desvio:

Desvio corrigido = (desvio registrado pelo sensor)\*cos(theta) – (flexão registrada pelo sensor).\*sin(theta),

onde:

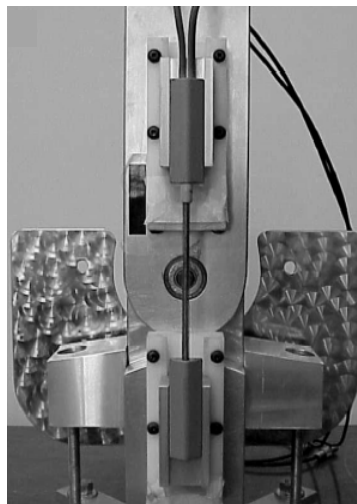
$$\theta = ((\text{rotação\_corr.}/2)*\pi)/180$$

e a:

$$\text{rotação corrigida} = (\text{rotação registrada pelo sensor} + \text{intercept/slope})$$

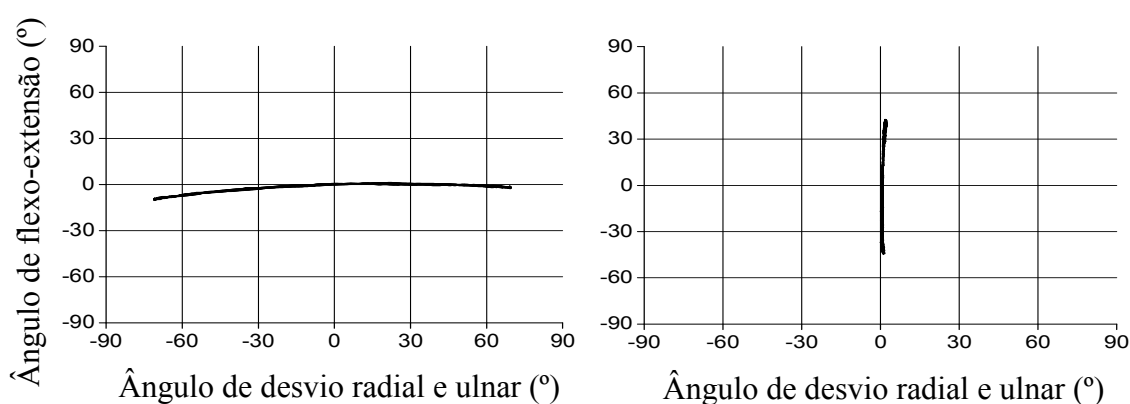
#### 4.2.4.2 Correção do crosstalk inerente ao próprio sensor XM65

A correção do *crosstalk* inerente foi realizada conforme proposto por Sato; Coury; Hansson (2009). Segundo estes autores a reprodutibilidade do *crosstalk* inerente é consistente em medidas consecutivas mesmo após uso intenso do sensor mantendo-se menor que 10° (dados estimados a partir dos gráficos). Para realizar esta correção inicialmente, os sensores foram posicionados em um dispositivo de precisão, desenvolvido por Sato; Coury; Hansson (2009) (Figura 5) com precisão de 1°, e movimentados por uma amplitude de 100 graus, para ambos os planos de movimento, durante 1 minuto resultando em uma média de 14 excursões para cada registro. A velocidade média do movimento não foi mensurada, porém a partir dos dados de duração do registro, número de ciclos registrados e amplitude de movimento atingida, pode-se estimar que a velocidade média foi baixa (aproximadamente 15°/s). Este registro foi usado para derivar o *crosstalk* inerente do sensor e aplicar o procedimento de correção deste erro.



**Figura 5.** Fixação do sensor em dispositivo de precisão desenvolvido por Sato, Coury e Hansson (2009).

Os gráficos X-Y dos dados filtrados constituem o *crosstalk* inerente do sensor (Figura 6). Os dados foram organizados de forma crescente e divididos em intervalos de 5°, desde o valor mínimo até o valor máximo registrado no protótipo. Para as amostras de cada intervalo calculou-se a média dos ângulos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial. Assim, uma matriz de 40 elementos foi gerada. A partir desta matriz foi ajustado um polinômio de grau 8. Estes parâmetros foram escolhidos a partir de análise residual pelo critério de mínimos quadrados. Os dados de movimento do punho foram então corrigidos de acordo com o polinômio derivado de forma que para cada amostra de flexão/extensão e desvio ulnar/radial um valor do polinômio foi calculado e subtraído dos valores de flexão/extensão e desvio registrado.



**Figura 6.** *Crosstalk* inerente ao sensor testado em dispositivo de precisão.

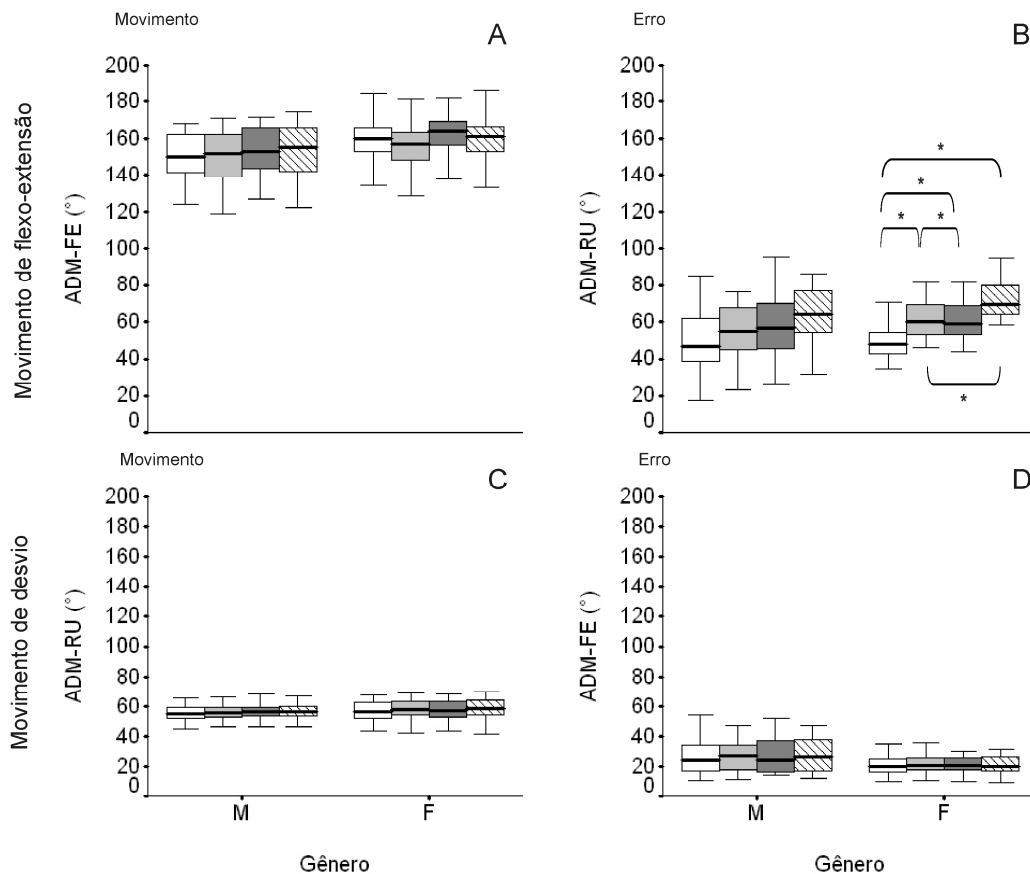
#### 4.2.6 Análise dos Dados

Os resultados foram submetidos a testes de normalidade e homogeneidade. Como os pressupostos não foram atendidos, testes não paramétricos foram utilizados. Para avaliar as diferenças entre as correções foi aplicado o teste estatístico de Kruskal Wallis, com post hoc de Mann Whitney e ajuste de Bonferroni ( $P \leq 0,008$ ). A raiz quadrática média (RMS) foi calculada para identificar a diferença entre as correções (variabilidade inter correções). O valor RMS descreve diferenças entre medidas desconsiderando o sinal desta diferença (para mais ou para menos). As variáveis dependentes do presente estudo são os valores angulares registrados e corrigidos. Para análise estatística considerou-se o nível de significância de 5% ( $P \leq 0,05$ ), nos casos onde foi necessário aplicar testes não paramétricos de comparações múltiplas (*post hoc*) o ajuste de Bonferroni foi aplicado (ajuste =  $\alpha$ /número de comparações). Assim, o nível de significância considerado foi  $P \leq 0,008$ .



### 4.3 RESULTADOS

A Figura 7 mostra as ADM para os dados sem correções, dados corrigidos para o *crosstalk* devido à rotação do antebraço, dados corrigidos para o *crosstalk* inerente e dados corrigidos para a combinação dos dois procedimentos de correção. A parte superior da Figura 7 mostra os resultados obtidos para o movimento de flexão/extensão (A) e a influência desses movimentos nos respectivos planos ortogonais, gerando falsos registros como movimentos de desvio ulnar/radial (B), quando efetivamente nenhum movimento foi realizado nesse plano. Na parte inferior da figura a situação inversa é ilustrada: desvios ulnar/radial (C) ocorrendo no plano frontal e falsos registros (D) ocorrendo no plano ortogonal (sagital) para cada tipo de correção realizado.



**Figura 7.** Ângulos de flexão/extensão (FE) (A e D) e ângulos de desvio radial/ulnar (RU) (B e C) para: dados sem correções = □ ; dados corrigidos pela subtração do *crosstalk* devido à rotação = ■ ; dados corrigidos pela subtração do *crosstalk* inerente = ■ e; dados corrigidos pelos dois procedimentos combinados = ▨ , separadamente para ambos os gêneros. As diferenças estatisticamente significativas entre as correções foram assinaladas (\*).

Para o movimento de flexão/extensão não houve diferença significativa na ADM entre os dados sem correções e corrigidos. Para os erros deste movimento, registrados no plano dos desvios, houve diferença significativa apenas para o gênero feminino, quando a amplitude do erro aumentou, ao invés de reduzir, para todos os procedimentos de correção. Os valores médios obtidos no plano do erro, para ambos os gêneros, foi de 50,1° para os dados sem correções, 58,7° para os dados corrigidos pelo *crossstalk*, 60,3° para os dados corrigidos pelo *crossstalk* inerente e 68,7° para os dados corrigidos pelo *crossstalk* e *crossstalk* inerente.

Para o movimento de desvio, o valor médio no plano do erro foi de 24,3° para os dados sem correções, 24,5° para os dados corrigidos pelo *crossstalk*, 25,7° para os dados corrigidos pelo *crossstalk* inerente e 25,0° para os dados corrigidos pelo *crossstalk* e *crossstalk* inerente. Para o movimento de desvio ulnar/radial não houve diferença significativa entre dados sem correções e corrigidos. Igualmente, não houve diferença significativa entre os dados de erro, registrados no plano sagital, para todos os procedimentos de correção aplicados.

A Tabela 4 mostra os valores RMS para as diferenças entre os dados sem correções e corrigidos para os movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial por gênero e tipo de correção.

**Tabela 4.** Valores RMS das diferenças entre os dados sem correções e corrigidos para cada movimento, separadamente para o gênero masculino e feminino. Diferenças significativas entre dados sem correções e corrigidos foram assinaladas (\*).

Procedimentos de correção	masculino	feminino
<i>movimento de flexão/extensão</i>		
Movimento		
sem correções – <i>crossstalk</i>	1,1±0,6	1,8±0,8
sem correções – <i>crossstalk</i> inerente	2,8±0,5	3,1±0,5
sem correções – ( <i>crossstalk</i> + inerente)	2,7±0,8	2,4±0,9
Erro		
sem correções – <i>crossstalk</i>	3,3±1,8	5,1±2,2*
sem correções – <i>crossstalk</i> inerente	3,6±0,6	3,8±0,6*
sem correções – ( <i>crossstalk</i> + inerente)	5,9±2,7	8,3±2,9*
<i>movimento de desvio</i>		
Movimento		

sem correções – <i>crossstalk</i>	1,5±0,9	2,5±1,2
sem correções – <i>crossstalk</i> inerente	2,9±0,4	3,6±1,3
sem correções – ( <i>crossstalk</i> + inerente)	2,9±1,1	2,3±0,9
Erro		
sem correções – <i>crossstalk</i>	1.0±0,9	1,0±0,7
sem correções – <i>crossstalk</i> inerente	1.6±0,4	1,3±0,4
sem correções – ( <i>crossstalk</i> + inerente)	2,3±1,3	2,0±0,8

Os resultados indicam que, de maneira geral, os procedimentos de correção geraram pouco impacto sobre as medidas, pois as diferenças foram inferiores a 5° para a maioria dos casos, com pequenas exceções. Um caso mais expressivo ocorreu para o erro registrado em desvio durante os movimentos de flexão/extensão, quando o procedimento de correção para os erros de *crossstalk* devido à rotação e *crossstalk* inerente aumentou significativamente as amplitudes do erro ao invés de reduzi-las.

#### 4.4 DISCUSSÃO

Os resultados de correção pelo *crossstalk* devido à rotação do antebraço e ao *crossstalk* inerente não alteraram significativamente os valores dos movimentos registrados. Registros de movimento corrigidos foram semelhantes aos registros sem correções tanto no mesmo plano de movimento, como no plano de movimento ortogonal (erro). Para o movimento de flexão/extensão no grupo feminino, os procedimentos de correção causaram aumento estatisticamente significativo do erro, indicando que a correção tornou o registro mais impreciso.

Procedimentos de correção para o *crossstalk* devido à rotação também foram aplicados por Hansson et al.(2004) para a articulação do punho em protótipo e em situação funcional. Esses autores encontraram pequena diminuição do erro para o movimento de flexão/extensão (média de 1,7°) e desvio ulnar/radial (2,5°). Uma possível explicação para os diferentes resultados relatados pelos autores e pelo presente estudo pode ser o modelo do sensor utilizado. Hansson et al. (2004) utilizaram o modelo XM110 e o presente estudo utilizou o XM65, no entanto, Foltran et al. (2011) mostraram não haver diferença significativa entre os registros desses sensores e que para indivíduos de até 1,80m, o sensor XM65 seria o mais indicado porque causa menor abaulamento da mola durante extensão do punho.

Buchholz; Wellman (1997) também aplicaram procedimentos de correção para o *crossstalk* devido à rotação e encontraram diminuição média dos erros nos movimento de

flexão/extensão de  $7,1^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$  para  $4,7^{\circ} \pm 3,8^{\circ}$  e para desvios ulnar/radial de  $10,5^{\circ} \pm 8,8^{\circ}$  para  $4,7^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$ . Os autores afirmam que somente para o movimento de flexão/extensão houve diferença estatisticamente significativa. Uma possível explicação para a divergência nos resultados pode estar no número de indivíduos avaliados, Buchholz; Wellman (1997) avaliaram apenas 4 indivíduos, diminuindo a variabilidade inter-individual. Os autores também avaliaram a ADM passiva do punho fixado em pronação ou supinação máximas em uma plataforma acoplada a um transferidor, tornando os movimentos mais padronizados e menos funcionais quando comparados aos movimentos ativos realizados pelos indivíduos do presente estudo.

Os resultados encontrados com a correção do *crossstalk* inerente para os dados de atividades funcionais resultaram em menor impacto nas medidas de amplitude do presente estudo. Sato; Coury; Hansson (2009) aplicaram procedimentos de correção para o *crossstalk* inerente em registros obtidos em um protótipo e encontraram diminuição expressiva dos erros após a aplicação deste procedimento. No entanto, a ADM avaliada ( $200^{\circ}$  para flexão/extensão) foi superior à ADM do punho registrada no presente estudo ( $150^{\circ}$  para flexão/extensão). Além disso, este método de correção depende do *crossstalk* inerente ao sensor, quando o sensor possui pouco uso e seus elementos sensíveis estão bem alinhados dentro da mola, o erro de registro é pequeno e consequentemente o efeito da correção é desprezível. No presente estudo, pode-se notar que estes dois fatores influenciaram o resultado, uma vez que o *crossstalk* inerente do sensor foi pequeno na ADM testada (Figura 6).

Apesar da aplicação simultânea dos dois procedimentos de correção, os resultados não se alteraram de forma significativa. Uma possível explicação pode ser a ADM atingida durante a realização dos movimentos do punho, em torno de  $150^{\circ}$  para o movimento de flexão/extensão e  $40^{\circ}$  para o movimento de desvio, que são inferiores aos testados por Hansson et al. (2004), ( $180^{\circ}$  e  $90^{\circ}$  respectivamente) e Sato; Coury; Hansson (2009) ( $200^{\circ}$  e  $60^{\circ}$  respectivamente, em protótipo).

O *crossstalk* devido a rotação e o *crossstalk* inerente são duas fontes de erros importantes no registro dos movimentos e, a correção dos dados somando estas duas fontes de erro ainda não tinham sido investigadas anteriormente. No presente estudo a combinação dos procedimentos de correção foi aplicada com perspectivas de redução dos erros de medida, pois quando aplicados separadamente com auxílio de protótipos estes procedimentos apresentaram resultados positivos em estudos prévios (HANSSON et al., 2004; SATO; COURY; HANSSON, 2009). Assim, com a combinação de

correções para essas duas fontes de erros esperava-se melhora significativa nas correções dos dados, no entanto os resultados não confirmaram essa hipótese. Isso pode ter ocorrido porque melhores resultados das correções são encontradas para maiores amplitudes (SATO; COURY; HANSSON, 2009), em torno de 180°, mensuradas em protótipos e, portanto, maiores do que os dados coletados em ADM ativas pelo presente estudo (cerca de 150°). O erro do eletrogoniômetro está diretamente relacionado com o grau de deformação da mola e durante maiores amplitudes de movimento encontramos os maiores graus de deformação da mola, assim espera-se melhores resultados das correções nas maiores ADM. Além disso, para dados funcionais pequenas modificações na ADM, como 6° encontrados por Buchholz; Wellman (1997) apresentam pouco impacto na correção dos dados (HANSSON et al., 2004).

Deve-se considerar também a complexidade no registro de movimento do punho, tanto pelo número de ossos que se articulam nessa região, quanto pelos graus de liberdade de movimento deste complexo articular (JOHSON; JONSSON, HAGBERG, 2002). Assim, a combinação de movimentos presentes nesta articulação pode influenciar os erros de medida (KAUER, 1986), dentre outros aspectos porque, a extensão está associada ao desvio radial (MAGEE, 2002) e o indivíduo tem dificuldade de dissociar esses movimentos quando realiza uma atividade tanto funcional quanto isolada (MATTHEW; MOZRALL, SHEALY, 1999).

Outras fontes de erros e variação podem ocorrer concomitantemente, como movimento da pele (MARRAS; SCHOENMARKLIN, 1993), variação inter-individual (BALOGH et al., 2009) relacionados as características de cada participante como a estrutura óssea, gordura, musculatura, flexibilidade da pele e que podem contribuir com as diferentes amplitudes de rotação entre os terminais do sensor (BUCHHOLTZ; WELLMAN, 1997).

#### **4.5 LIMITAÇÕES DESTE ESTUDO**

O presente estudo testou apenas os dois procedimentos de correção atualmente disponíveis. No entanto, é possível que existam outros procedimentos não disponíveis na literatura consultada, ou ainda que novos métodos venham a ser propostos, os quais possam conduzir a resultados mais satisfatórios do que os produzidos pelos procedimentos aqui avaliados. Por outro lado, é importante reconhecer que esses métodos de correção têm sido utilizados em publicações recentes (PETUSHEK et al,

2012), as quais também utilizam procedimentos similares aos utilizados por nosso grupo.

#### **4.6 CONCLUSÕES**

Não houve redução significativa do erro para a maioria dos registros após a aplicação dos procedimentos de correção tanto isolados, como combinados. Considerando-se que os cálculos efetuados envolvem ônus operacional, pois aumentam a complexidade e tempo de processamento dos dados, e que os resultados causaram pequeno impacto nas medidas, desaconselha-se a aplicação desses procedimentos para a correção de movimentos do punho. Assim, o aprimoramento dos sensores eletrogoniométricos, visando diminuir a probabilidade de que os elementos sensíveis e a mola se deformem e conseqüentemente causem *crosstalk*, deve ser realizado pelos fabricantes. Da mesma forma, o posicionamento dos sensores de forma padronizada e manuseio cuidadoso do equipamento possivelmente resultarão na melhora da qualidade dos dados e contribuirá para a tomada de decisão do fisioterapeuta em programas preventivos e de reabilitação.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

---

### 5.1 Considerações finais sobre os estudos

A partir da realização dos dois estudos pudemos conhecer um pouco mais sobre as variações presentes em registros eletrogoniométricos decorrentes do tamanho dos sensores (Estudo 1) e sobre a eficácia de potenciais fontes de correções tanto para os erros relacionados ao *crosstalk* devido à rotação e o *crosstalk* inerente (Estudo 2). Dentre os resultados, pudemos concluir que 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, reduzindo assim uma possível fonte de erro em indivíduos de ambos os sexos e com estatura de até 1,80 metros.

No que tange aos procedimentos de correção em registros eletrogoniométricos do punho, pudemos concluir que a aplicação de modelos matemáticos de correção causam pouco impacto nos resultados. Considerando-se que esses procedimentos envolvem ônus operacional, pois aumentam a complexidade e tempo de processamento dos dados, desaconselha-se a aplicação desses procedimentos para a correção dos registros eletrogoniométricos de movimentos do punho.

Estudos futuros poderiam avaliar a validade de critério das medidas funcionais do movimento do punho com eletrogoniômetro comparativamente a outros equipamentos de registro do movimento supostamente mais acurados e precisos, uma vez que medidas válidas e confiáveis são parte importante do processo de avaliação, prevenção e reabilitação principalmente na área de Fisioterapia. Além disso, estudos futuros poderiam analisar a melhor posição do antebraço para avaliação dos movimentos do punho, uma vez que não existem na literatura estudos que justifiquem a escolha da posição do antebraço em pronação na avaliação do punho.

### 5.2 Atividades realizadas concomitantemente ao desenvolvimento do Mestrado

Durante o período de mestrado (2011 a 2012) foram realizadas atividades paralelas ao estudo principal, dentre as quais: coleta de dados e redação de outros estudos em parceria com outros membros do Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE).

Durante o ano de 2010 atuei como bolsista de Apoio Técnico no LAFIPE quando teve início as minhas primeiras atividades relacionadas ao mestrado,

informalmente, e assim dados do primeiro estudo foram coletados, analisados e o primeiro estudo foi submetido ao periódico Revista Fisioterapia em Movimento. O artigo foi publicado em junho de 2011.

Atividades científicas realizadas com outros alunos do LAFIPE resultaram em dois artigos aceitos para a publicação um no periódico internacional *Work* (MOREIRA, R. F. C., FOLTRAN, F.A., ALBUQUERQUE-SENDÍN, F., MANCINI, M. C., COURY, H. J. C. G. Comparison of randomized and non-randomized controlled trials evidence regarding the effectiveness of workplace exercise on musculoskeletal pain control. *Work*, v. 41, p. 4782-4789, 2012) e outro no livro *Advances in Human Aspects of Healthcare*, capítulo 21 (SILVA, A., FOLTRAN, F. A., MOREIRA, R. F. C., MORIGUCHI, C. S., BATISTÃO, M. V., COURY, H. J. C. G. musculoskeletal symptoms, stress and work organization aspects in hospital nursing activities. *Advances in Human Aspects of Healthcare*, cap 21, p. 200-208).

Além da publicação dos artigos também participei de dois congressos internacionais o *International Ergonomics Association* e o *Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*, sendo que neste último apresentei o trabalho de forma oral.



## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

### 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARVIDSSON, I.; AKESSON, I.; HANSSON, G-A. Wrist movements among females in a repetitive, non-forceful work. *Applied Ergonomic*, v. 34, n. 4, p. 309-316, 2003.

ATROSHI, I.; GUMMESSON, C.; JOHNSON, R.; ORNSTEIN, E.; RANSTAM, J.; ROSÉN, I. Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. *The Journal of the American Medical Association*, v. 282, n. 2, p. 153-158, 1999.

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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, p. 1005-1012, 2009.

BARBOSA, L. H.; COURY, H. J. C. G. Análise dos movimentos de punho nas atividades de ultra-sonografia: um estudo de caso. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 7, n. 2, p. 179-185, 2003.

BARKER, S. P.; FREEDMAN, W.; HILLSTROM, H. A novel method of producing a repetitive dynamic signal to examine reliability and validity of gait analysis systems. *Gait Posture*, v. 24, n. 4, p. 448-452, 2006.

BARR, A. E.; BARBE, M. F.; CLARK, B. D. Work-related musculoskeletal disorders of the hand and wrist: epidemiology, pathophysiology, and sensorimotor changes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 34, n. 10, p. 610-627, 2004.

BERNARD, B. P. 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/>.

BIOMETRICS Ltd. Goniometer and torsionmeter operating manual. Gwent: UK; 1997.

BONETT, D. G. Sample size requirements for estimating intraclass correlation with desired precision. *Statistics in Medicine*, v. 21, p. 1331-1335, 2002.

BRASIL. Lei n. 11.430/2006 de 26 de dezembro de 2006. Altera as Leis nos 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. Diário Oficial da República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 26 dez., 2006.

BUCHHOLTZ, B.; WELLMAN, H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *Human Factors*, v. 39, p. 119-129, 1997.

BUCKLE, P. W.; DEVEREUX, J. J. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, v. 33, n. 3, p. 207-217, 2002.

CAMPBELL-KYUREGHYAN, N.; JORGENSEN, M.; BURR, D.; MARRAS, W. S. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clinical Biomechanics*, v. 20, n. 5, p. 455-464, 2005.

CARNAZ, L.; MORIGUCHI, C. S.; ALENCAR, J. F.; OLIVEIRA, A.; GRANQVIST, L.; HANSSON, G-Å. 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; 2008.

CHUNG, H-C.; WANG, M-J. J. The effects of container design and stair climbing on maximal acceptable lift weight, wrist posture, psychophysical, and physiological

responses in wafer-handling tasks. *Applied Ergonomics*, v. 32, n. 6, p. 593-598, 2001.

COYTE, P. C.; ASCHE, C. V.; CROXFORD, R.; CHAN, B. The economic cost of musculoskeletal disorders in Canada. *Arthritis Care and Research*, v. 11, n. 5, p. 315-325, 1998.

FOLTRAN, F. A.; SILVA, L. C. C. B.; SATO, T. O.; COURY, H. J. C. G. C. What electrogoniometry sensor is most suitable for measuring wrist movements? *Revista Fisioterapia em Movimento*, v. 24, n. 2, p. 357-366, 2011.

GERHARD, J.; COCCHIARELLA, L.; LEA, R. The practical guide to range of motion assessment. 5a ed. Chicago: American Medical Association. Press, 2002.

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. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, v. 78, n. 9, p. 1401-1404, 1996.

HANSSON, G-Å.; BALOGH, I.; OHLSSON, K.; GRANQVIST, L.; ARVIDSSON, I.; UNGE, J.; RITTNER, R.; STRÖMBERG, U.; SKERFVING, S. Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 39, n. 1, p. 221-233, 2009.

HANSSON, G-Å.; BALOGH, I.; BYSTRÖM, J. U.; OHLSSON, K.; NORDANDER, C.; ASTERLAND, P.; SJÖLANDER, S.; RYLANDER, L.; WINKEL, J.; SKERFVING, S. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scandinavian Journal of Work and Environmental Health*, v. 27, n. 1, p. 30-40, 2001.

HANSSON, G-Å.; BALOGH, I.; OHLSSON, K.; SKERFVING, S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to

occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 1, p. 23-35, 1996.

HANSSON, G-Å.; BALOGH, I.; OHLSSON, K.; SKERFVING, S. Measurement of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 355-367, 2004.

INSTITUTO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL DO ESTADO DO ACRE. Acidente de trabalho: gastos da previdência chegam a R\$ 10,7 bi. [acesso em 2008 Fev 07] Disponível em <http://www.acreprevidencia.ac.gov.br/noticias/acidentes.html>.

JOHNSON, P. W.; JONSSON, P.; HAGBERG, M. Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer system. *Applied Ergonomics*, v. 32, n. 6, p. 599-607, 2001.

JUUL-KRISTENSEN, B.; FALLENTIN, N.; HANSSON, G-Å.; ADELEINE, P.; ANDERSEN, J. H.; EKDAHL, C. Physical workload during manual and mechanical deboning of poultry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 29, p. 107-115, 2001.

KAUER, J. M. G. The mechanism of carpal joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 202, p. 16-26, 1986.

KUMAR, S. *Advances in Occupational Ergonomics Safety*. 1ª ed. IOS Press; 1998: 499-502.

LEGNANI, G.; ZAPPA, B.; CASOLO, F.; ADAMINI, R.; MAGNANI, P. L. A model of an electro-goniometer and its calibration for biomechanical applications. *Medical Engineering & Physics*, v. 22, n. 10, p. 711-722, 2000.

LI, Z-M. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of Hand Surgery*, v. 27, n. 5, p. 886-896, 2002.

LIMA, M. F. O.; ALBERTONI, W. M.; CAPORRINO, F. A.; FALOPPA, F.; SANTOS, J. B. G. Estudo dos movimentos ativos do punho na população normal. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 37, n. 3, p. 67-72, 2002.

LOWE, B. D. Accuracy and validity of observational estimates of wrist and forearm posture. *Ergonomics*, v. 47, n. 5, p. 527-554, 2004.

MACEDO, L. G.; MAGEE, J. D. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *Journal of Manipulative and Physiological Therapy*, v. 31, n. 8, p. 577-582, 2008.

MAGEE, D. J. Avaliação Musculoesquelética. 5º ed. Editora Manole. São Paulo-SP; 2002.

MANN, K. A.; WERNER, F. W.; PALMER, A. K. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 7, n. 2, p. 304-306, 1989.

MARRAS, W. S.; SCHOENMARKLIN, R.W. Wrist motions in industry. *Ergonomics*, v. 36, n. 4, p. 341-351, 1993.

MATTHEW, M. M.; MOZRALL, J. R.; SHEALY, J. E. The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range motion. *Human Factors*, v. 49, n. 2, p. 205-213, 1999.

MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; DATIE, A. M.; MARTINET, N.; ANDRÉ, J. M. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait Posture*, v. 16, p. 304-312, 2002.

MERLO, A. R. C.; JACQUES, M. G. C.; HOEFEL, M. G. L. Trabalho de grupo com portadores de Ler/Dort: Relato de experiência. *Psicologia: Reflexão e Crítica*, v. 14, n. 1, p. 114-126, 2001.

MILLER, F. B.; HANSEN, M.; OLESEN, J. L.; SCHWARZ, P.; BABRAJ, J. A.; SMITH, K.; RENNIE, M. J.; KJAER, M. Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women. *Journal of Applied Physiology*, v. 102, n. 2, p. 541-546, 2007.

MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL. Nexo Técnico Epidemiológico Previdenciário – NTEP. [acesso em 2009 Mar 10] Disponível em <http://www.previdencia.gov.br/conteudoDinamico.php?id=463>.

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.

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 2008 Abr 28] Disponível em <http://www.fundacentro.gov.br/conteudo.asp?D=ctn&C=904&menuAberto=64>.

MORIGUCHI, C.; SATO, T. O.; COURY, H. J. C. G. Ankle movements during normal gait evaluated by flexible electrogoniometer. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 3, p. 205-211, 2007.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. Medida do movimento articular: manual de goniometria. 2ª Ed. Porto Alegre: Artemed; 1997.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. Measurement of joint motion – A guide to goniometry. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2003.

OKUNRIBIDO, O.; HASLEGRAVE, C. Ready steady push – a study of the role of arm posture in manual exertions. *Ergonomics*, v. 51, n. 2, p. 192-216, 2008.

PARDINI JR, A. G. Capítulo 1. Anatomia Funcional. In. FREITAS PP. Traumatismos da mão. 3a ed. Belo Horizonte: Editora Médica e Científica; 2000.

PETUSHEK, E.; RICHTER, C.; DONOVAN, D.; EBBEN, W. P.; WATTS, P. B.; JENSEN, R. L. Comparison of 2D video and electrogoniometry measurements of knee flexion angle during a countermovement jump and landing task. *Sports Engineering*, DOI 10.1007/s12283-012-0094-7, 2012.

POLETO, P. R.; SATO, T. O.; CARNAZ, L.; LOBO DA COSTA, P. H.; COURY, H. J. C. G. Indivíduos que apresentam diferença estática entre os joelhos também apresentam diferença durante a marcha? *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 1, p. 43-48, 2007.

ROQUELAURE, Y. H. A. C.; LECLERC, A.; TOURANCHET, A.; SAUTERON, M.; MELCHIOR, M.; IMBERNON, E.; GOLDBERG, M. Epidemiologic surveillance of upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis and Rheumatism*, v. 55, n. 5, p. 765-778, 2006.

ROWE, P. J.; MYLES, C. M.; HILLMANN, S. J.; HAZLEWOOD, M. E. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*, v. 87, n. 9, p. 479-478, 2001.

SATO, T. O.; COURY, H. J. C. G.; HANSSON, G-Å. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 4, p. 704-709, 2009.

SECRETARIA MUNICIPAL DE PLANEJAMENTO. Informações gerais do município de São Paulo. Território e dados de população. [acesso em 2010 Fev 15] Disponível em <http://sempla.prefeitura.sp.gov.br/infogeral.php>.

SHIRATSU, A.; COURY, H. J. C. G. Reliability and accuracy of different sensors of flexible electrogoniometer. *Clinical Biomechanics*, v. 18, n. 7, p. 682-684, 2003.

SILVERSTEIN, B.; WELP, E.; NELSON, N.; KALAT, J. Claims incidence of work-related disorders of the upper extremities: Washington State, 1997 through 1995. *American Journal of Public Health*, v. 88, n. 12, p. 1827-33, 1998.

SMITH, K. L.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 5a ed. São Paulo: Manole; 1997.

SOLVEBORN, S. A.; OLERUD, C. Radial epicondylalgia (tennis elbow): measurement of range of motion of the wrist and the elbow. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 23, n. 4, p. 251-257, 1996.

SPIELHOLZ P. Development of an electrogoniometer calibration procedure for the measurement of wrist angle and forearm rotation. In: S. Kumar, editor. *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*. Washington, DC: IOS Press, 1998. p. 499-502.

STAL, M.; HANSSON, G-A.; MORITZ, M. Wrist positions and movements as possible risk factors during machine milking. *Applied Ergonomics*, v. 30, n. 6, p. 527-533, 1999.

TESIO, L.; MONZANI, M.; GATTI, R.; FRANGHIGNONI, F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clinical Biomechanics*, v. 10, n. 5, p. 275-277, 1995.

WANG, M. J. J.; CHUNG, H. C.; WU, H. C. Evaluating the 300 mm wafer-handling task in semiconductor industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 34, p. 459-466, 2004.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1990.

WOJTYS, M. E.; HUSTON, L. J.; LINDENFELD, T. N.; HEWETT, T. E.; GREENFIELD, M. L. V. H. Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, v. 26, n. 5, p. 614-619, 1998.



## 7. ANEXOS

---

## **ANEXO I**



## 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<sup>[a]</sup>, Luciana Cristina da Cunha Bueno Silva<sup>[b]</sup>, Tatiana de Oliveira Sato<sup>[c]</sup>, Helenice Jane Cote Gil Coury<sup>[d]</sup>

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

<sup>[b]</sup> 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

<sup>[c]</sup> 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

<sup>[d]</sup> 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  $23 \pm 2.6$  years; weight  $57 \pm 3.8$  kg and height  $1.63 \pm 4.1$  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, conseqüentemente, 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

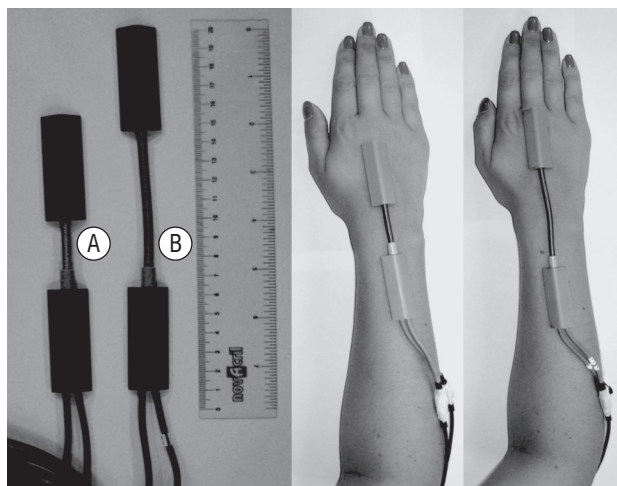
Inicialmente foi realizada uma avaliação física para obter informações referentes à idade, ao peso, à altura, às medidas da mão e à presença de dor no punho. Em seguida, o indivíduo realizou alongamentos de flexores e extensores de punho por 30 segundos.

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
<b>Mulheres</b>				
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
<b>Homens</b>				
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.

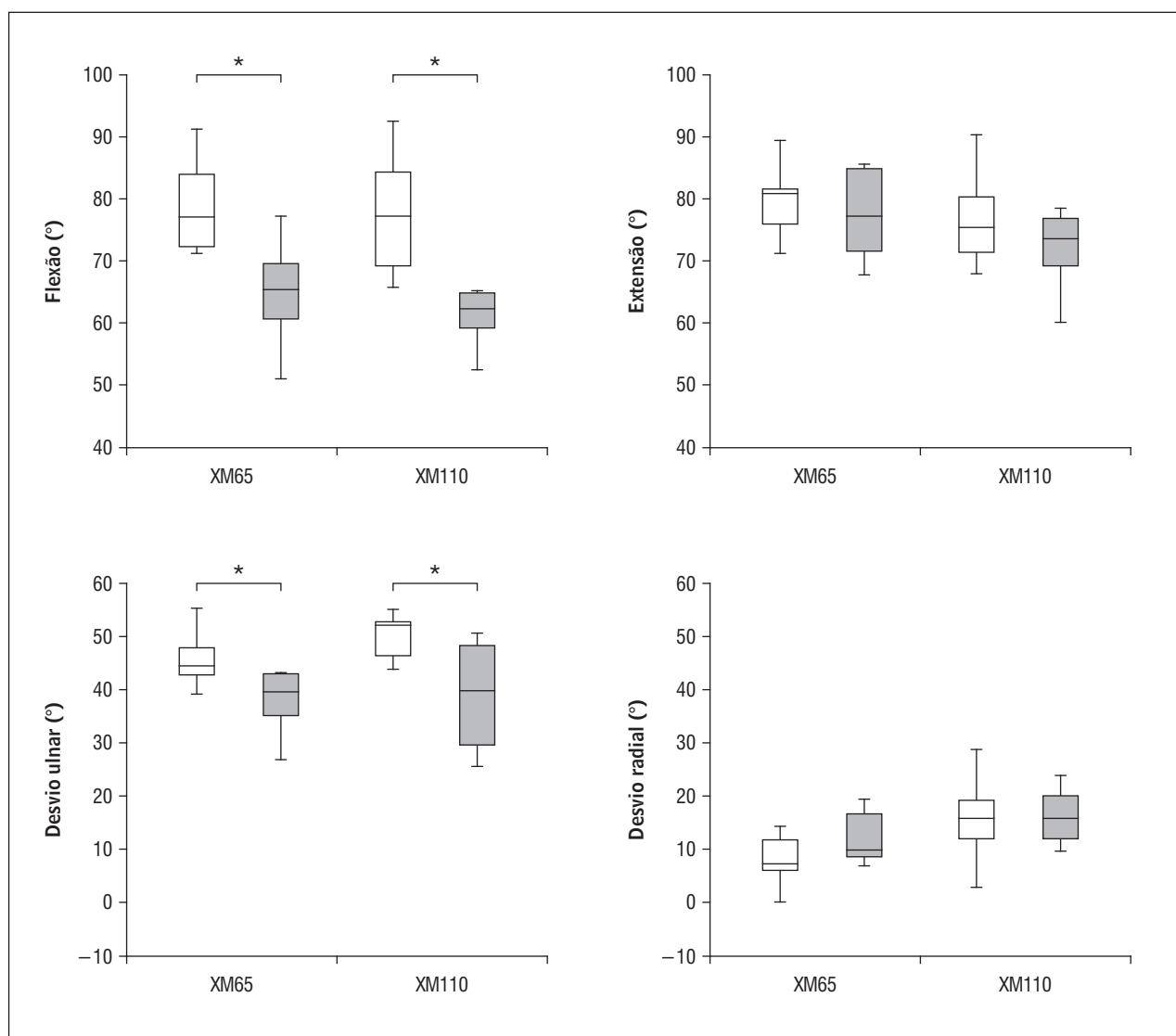
Para o movimento de flexo-extensão, a análise multivariada (MANOVA *two-way*), não identificou interação para os fatores sensor e sexo ( $p = 0,847$ ). Não houve diferença significativa entre os sensores ( $p = 0,469$ ), mas houve diferença significativa entre os gêneros ( $p < 0,001$ ) durante a flexão ( $p < 0,001$ ), 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 estilóide do rádio, o que não ocorre do lado ulnar porque o processo estilóide 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. Günel 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

## **ANEXO II**

1 ELETROGONIOMETRIA DE PUNHO: PROCEDIMENTOS MATEMÁTICOS  
2 USUAIS DE CORREÇÃO SÃO EFICAZES PARA REDUZIR *CROSSTALK* EM  
3 AVALIAÇÃO FUNCIONAL?  
4  
5 WRIST ELECTROGONIOMETRY: CURRENT MATHEMATICAL CORRECTION  
6 PROCEDURES ARE EFFECTIVE TO REDUCE CROSSTALK IN FUNCTIONAL  
7 ASSESSMENT?

8  
9 FABIANA ALMEIDA FOLTRAN<sup>1</sup>,  
10 LUCIANA CRISTINA DA CUNHA BUENO SILVA<sup>1</sup>,  
11 TATIANA DE OLIVEIRA SATO<sup>1</sup>,  
12 HELENICE JANE COTE GIL COURY<sup>1</sup>

13 <sup>1</sup> Departamento de Fisioterapia/ Universidade Federal de São Carlos/São Carlos/ São  
14 Paulo/Brasil

15  
16 Autor Correspondente: Helenice Jane Cote Gil Coury, Departamento de Fisioterapia,  
17 Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luiz, km 235. CEP: 13565-  
18 905, São Carlos, Brasil, tel: 55 16 3351 8634  
19 e-mail: helenice@ufscar.br

20  
21 **Short title:** Erros eletrogoniométricos em movimentos do punho/Electrogoniometer  
22 errors in wrist measures

23 **Keywords:** Reprodutibilidade dos Testes, Fisioterapia, Avaliação em Saúde/  
24 Reproducibility of Results/ Physical Therapy/Health Evaluation.

25  
26  
27  
28  
29  
30  
31

## 32 **Resumo**

33

34 **Contextualização:** O registro do movimento humano é requisito fundamental para  
35 análises biomecânicas, clínicas e ocupacionais, permitindo avaliar variações posturais,  
36 riscos e aprimoramento de programas preventivos e de reabilitação em Fisioterapia. O  
37 eletrogoniômetro flexível (EGM), considerado um equipamento confiável e acurado, é  
38 utilizado para o registro dinâmico de diferentes articulações. Apesar das vantagens, o  
39 EGM é suscetível a erros de medida, denominados *crosstalk*. Atualmente são  
40 conhecidos dois tipos de *crosstalk*, o *crosstalk* devido à rotação do sensor e o *crosstalk*  
41 inerente. Procedimentos de correção foram propostos para a correção desses erros, no  
42 entanto nenhum estudo utilizou ambos os procedimentos em medidas clínicas dos  
43 movimentos do punho, visando otimizar a correção. **Objetivos:** Avaliar o efeito de  
44 procedimentos matemáticos atualmente empregados para correção do: 1) *crosstalk*  
45 devido à rotação do antebraço; 2) *crosstalk* inerente aos sensores e; 3) combinação  
46 desses dois procedimentos. **Métodos:** 43 indivíduos saudáveis tiveram as amplitudes  
47 máximas dos movimentos de flexão/extensão e desvios ulnar/radial do punho  
48 registrados pelos EGMs. Os resultados foram analisados de forma descritiva e os  
49 procedimentos foram comparados por diferenças. **Resultados:** Não houve alteração  
50 significativa nas medidas após a aplicação dos procedimentos de correção ( $P \leq 0,05$ ).  
51 Além disso, as diferenças entre os procedimentos de correção foram inferiores a 5° para  
52 a maioria dos casos, indicando pouco impacto sobre as medidas. **Conclusões:**  
53 Considerando o tempo de processamento, o conhecimento técnico específico exigido e  
54 os ineficazes resultados obtidos, desaconselha-se a aplicação desses procedimentos na  
55 correção de registros eletrogoniométricos do punho.

56

## 57 **Abstract**

58

59 **Background:** The human movement record is an essential requirement for  
60 biomechanical, clinical and occupational analysis, allowing assessment of postural  
61 variation, occupational risks and preventive programs in physical therapy and  
62 rehabilitation. The flexible electrogoniometers (EGM), considered a reliable and  
63 accurate equipment, are used for dynamic recordings of different joints. Despite of these  
64 advantages, the EGM is susceptible to measurement errors, known as *crosstalk*. There  
65 are known two types of *crosstalk*, *crosstalk* due to sensor rotation and the inherent  
66 *crosstalk*. Correction procedures have been proposed to correct these errors; however no  
67 study has used both procedures in clinical measures for wrist movements with the aim  
68 to optimize the correction. **Objectives:** To evaluate the effects of mathematical  
69 correction procedures on: 1) the *crosstalk* due to the forearm rotation, 2) the inherent  
70 sensors *crosstalk* and 3) the combination of these two procedures. **Methods:** 43 healthy  
71 subjects had their maximum amplitude of the flexion/extension and ulnar/radial  
72 deviation recorded by EGMs at wrist. The results were analyzed descriptively and  
73 procedures were compared by differences. **Results:** There was no significant  
74 statistically difference in measurements before and after the application of correction  
75 procedures ( $P \leq 0.05$ ). Furthermore, the differences between the correction procedures  
76 were below 5° for most cases, indicating small impact on the measurements.  
77 **Conclusions:** Considering the time consuming data analysis, the specific technical  
78 knowledge involved and the inefficient results, the correction procedures are not  
79 recommended for wrist recordings by electrogoniometers.

80

## 81 ***1 Introdução***

82 O registro do movimento humano é fundamental para estudos biomecânicos,  
83 clínicos e ocupacionais, pois permite identificação de variações do movimento, fatores  
84 de risco posturais presentes no trabalho e avaliação da eficácia de programas  
85 preventivos e de reabilitação<sup>1,2</sup>. Posturas e movimentos do punho têm sido identificados  
86 como importantes fatores de risco para desenvolvimento de distúrbios  
87 musculoesqueléticos de membros superiores relacionados ao trabalho<sup>3,4</sup>.

88 Medidas angulares do movimento do punho são também importantes em  
89 avaliações clínicas<sup>5</sup> e na reabilitação<sup>6</sup> para analisar o movimento normal e alterado,  
90 assim como avaliar o efeito das intervenções fisioterapêuticas. Assim, medidas  
91 confiáveis e válidas da amplitude de movimento (ADM) do punho são de fundamental  
92 importância tanto na prática clínica quanto no contexto ocupacional.

93 O eletrogoniômetro flexível é considerado um equipamento útil para avaliações  
94 funcionais de diferentes articulações<sup>7,8,9</sup>. Apresenta vantagens de ser leve, portátil,  
95 simples de operar e ter relativamente baixo custo financeiro<sup>10,11,12,13</sup>, sendo aplicável ao  
96 ambiente ocupacional<sup>2</sup> e clínico<sup>14,15,16,17</sup>. Outras vantagens são: não ter registro  
97 influenciado por outros equipamentos ou fontes de energia, possibilidade de registrar  
98 grande quantidade de dados e registros de longa duração<sup>13,18</sup>.

99 Apesar dessas vantagens, o eletrogoniômetro é suscetível a erros devido ao  
100 *crosstalk*<sup>7,16</sup>, considerado a principal fonte de erro desses equipamentos. O *crosstalk*  
101 ocorre quando movimentos realizados exclusivamente em um plano são capturados,  
102 como um falso registro, no plano ortogonal ao que ocorre o movimento. Este fenômeno  
103 ocorre na articulação do punho, por exemplo, quando movimentos de desvio  
104 ulnar/radial são registrados durante a realização de movimentos puros de  
105 flexão/extensão, e vice-versa<sup>19</sup>. De acordo com Hansson et al.<sup>1,2</sup> e Buchholz e  
106 Wellman<sup>20</sup> o *crosstalk* presente no registro eletrogoniométrico do punho ocorre devido à  
107 rotação do antebraço. Assim, parte do movimento de rotação do antebraço é transferida  
108 para os sensores do punho, acarretando *crosstalk*.

109 Resultados diferentes de medida entre sensores idênticos também foram  
110 identificadas como uma fonte importante de erro em registros eletrogoniométricos<sup>21, 22</sup>.  
111 Este tipo de erro, aqui denominado de erro inerente, ocorre mesmo na ausência de  
112 torção da mola e se deve possivelmente a forma como os elementos sensíveis ("*strain*  
113 *gauges*") estão dispostos internamente na unidade sensível de equipamento. Este erro  
114 geralmente aumenta com o aumento das ADMs registradas e com o uso do sensor<sup>21,22</sup>.



115 Estudos prévios propuseram procedimentos para a correção de erros decorrentes  
116 do *crossstalk* devido à rotação do sensor<sup>7,20</sup> e para diferenças entre sensores idênticos<sup>22</sup>.  
117 Em ambos os casos houve uma redução nos erros. Porém, Hansson et al.<sup>7</sup> concluíram  
118 que a aplicação dos procedimentos de correção do erro devido à rotação do sensor  
119 dificulta a análise dos dados e não causa grande impacto nas medidas obtidas com  
120 redução média de 0,7° para o movimento de flexo-extensão e de 1,6° para o desvio  
121 mensurados em ADM de 150° e 58°, respectivamente. Por outro lado, Sato et al.<sup>22</sup>, ao  
122 aplicarem algoritmo de correção para avaliar o *crossstalk* inerente em medidas  
123 laboratoriais em protótipo, encontraram uma redução considerável do erro, com média  
124 de 3,7° e máximo de 10°. Os autores sugerem que outros estudos deveriam avaliar o  
125 efeito da compensação do *crossstalk* inerente em situações clínicas e funcionais. O  
126 estudo de Sato et al.<sup>22</sup> é um estudo recente e foi o primeiro a identificar e aplicar  
127 procedimentos de correção para o *crossstalk* inerente. Esses tipos de erros, e seus  
128 respectivos procedimentos de correção, são atualmente conhecidos e reportados na  
129 literatura pertinente. No entanto, apesar do fato destes tipos de erros serem já  
130 conhecidos, não há estudos na literatura disponível associando ambos os procedimentos  
131 para otimizar a correção.

132 Considerando-se que esses dois tipos de erros são fontes de imprecisão  
133 importantes, que o procedimento de correção proposto por Sato et al.<sup>22</sup> ainda não foi  
134 testado em situação funcional, e que a combinação desses dois procedimentos de  
135 correção poderia potencializar a correção dos erros descritos, o que não foi ainda  
136 relatado na literatura disponível, o objetivo deste estudo foi comparar o efeito de  
137 procedimentos de correção atualmente empregados para: 1) compensação do *crossstalk*  
138 devido à rotação do antebraço para os movimentos de flexão/extensão e desvio  
139 ulnar/radial do punho; 2) compensação do erro inerente aos sensores e; 3) compensação  
140 conjunta desses dois erros por meio da combinação dos dois procedimentos de correção  
141 em situações funcionais.

142

## 143 **2 Métodos**

### 144 2.1 Sujeitos

145 Participaram do estudo 43 estudantes universitários, recrutados a partir dos  
146 seguintes critérios: indivíduos destros, sendo 23 mulheres e 20 homens com média de  
147 idade de 22±3,2 e 23±2,9 anos, média de altura 161±7,3 e 170±4,0 cm e média de massa  
148 corporal de 58±8,7 e 74±10,7 kg, respectivamente, que concordaram em participar e

149 assinaram termo de consentimento livre e esclarecido. Foram excluídos indivíduos que  
150 apresentassem restrições evidentes da ADM do membro superior, relatassem lesão ou  
151 dor crônica nos membros superiores previamente ou no momento da coleta, obesos  
152 ( $IMC > 30 \text{kg/m}^2$ ) e com estatura superior a 1,80m. Foram selecionados indivíduos de  
153 ambos os gêneros, pois tem sido reconhecido que homens e mulheres apresentam  
154 diferenças na ADM máxima do punho<sup>23</sup>.

155 O número de participantes foi estabelecido por cálculo amostral realizado no  
156 programa ENE (versão 2.0, Glaxo Smithkline, Departamento de Biometria, Madri,  
157 Espanha). Para tal, considerou-se significativa uma diferença de 5° entre as correções<sup>24</sup> e  
158 um nível de significância de 5%, o poder do teste foi de 90%. Os resultados indicaram  
159 tamanho amostral de 19 indivíduos por gênero. O estudo foi aprovado pelo Comitê de  
160 Ética da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos-SP, Brasil (Protocolo CAAE  
161 0054.0.135.000-07).

162

## 163 2.2 Equipamentos

164 Foram utilizados os seguintes equipamentos: sensores eletrogoniométricos  
165 biaxiais modelo XM65 e uniaxiais modelo Z110, (Biometrics Ltd, Gwent, UK);  
166 goniômetro universal; unidade de aquisição dos dados (DataLog, Biometrics Ltd,  
167 Gwent, UK); cabos de conexão; colete com suporte para o DataLog; faixas elásticas e  
168 demais materiais.

169 Os sensores utilizados nesse estudo já haviam sido utilizados em estudos prévios  
170 com uma média de 1000 incursões realizadas. Segundo o fabricante esses sensores  
171 possuem uma vida útil de 2000 incursões<sup>25</sup>.

172

## 173 2.3 Procedimentos

174 Inicialmente obteve-se informações referentes à idade, peso e altura. Em  
175 seguida, o indivíduo realizou alongamentos de flexores e extensores de punho por 30  
176 segundos para reduzir possíveis tensões musculares e permitir movimentos mais livres.

177 Após a colocação dos sensores (descrita a seguir), os indivíduos realizaram  
178 movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho para familiarização do  
179 movimento e velocidade a ser realizada. Em seguida, foi solicitado ao sujeito que  
180 realizasse três repetições para cada movimento (flexão/extensão, desvio ulnar/radial),  
181 com o antebraço em pronação máxima. A posição em pronação foi escolhida por ser a  
182 referência para a medida de movimento do punho, mensurada por meio da

183 goniometria<sup>24,26</sup>. O movimento de rotação do antebraço foi controlado para não  
184 interferir nas medidas dos demais movimentos realizados.

185 A ordem de realização dos movimentos foi aleatorizada por meio de sorteio  
186 simples. Os indivíduos foram orientados a atingir a ADM máxima durante as tentativas.

187

#### 188 2.4 Posição de referência e fixação dos sensores

189 Os sensores foram fixados sobre um goniômetro universal alinhado sobre uma  
190 mesa (Figura 1A). Esta posição foi considerada a referência mecânica do equipamento e  
191 registrada durante um minuto. O valor médio em graus registrado pelo sensor neste  
192 período foi subtraído dos registros subsequentes, incluindo o procedimento de correção  
193 do *crosstalk*. Os sensores foram então posicionados em um dispositivo de precisão,  
194 desenvolvido por Sato et al.<sup>22</sup> com precisão de 1°, e movimentados por uma amplitude  
195 de 100 graus, para ambos os planos de movimento, durante 1 minuto resultando em uma  
196 média de 14 ciclos para cada registro. A velocidade média do movimento não foi  
197 mensurada, porém a partir dos dados de duração do registro, número de ciclos  
198 registrados e amplitude de movimento atingida, pode-se estimar que a velocidade média  
199 foi baixa (aproximadamente 15°/s). Este registro foi usado para derivar o *crosstalk*  
200 inerente do sensor e aplicar o procedimento de correção deste erro.

201

202 INSERIR FIGURA 1

203

204 Após o registro da posição de referência, o sensor XM65 foi fixado no punho  
205 direito do participante, por meio de fita dupla face (Figura 1B). Os terminais, fixo e  
206 telescópico, foram posicionados de forma que o centro da mola coincidissem com o  
207 centro articular do punho (eixo aproximado do movimento). O eletrogoniômetro foi  
208 acoplado com a articulação do punho em flexão máxima. O terminal telescópico foi  
209 fixado sobre o terceiro metacarpo e o fixo sobre a linha média do antebraço (linha  
210 traçada entre o epicôndilo lateral do úmero e o ponto médio entre a cabeça da ulna e  
211 processo estilóide do rádio). O torsiômetro foi acoplado ao antebraço na posição supina,  
212 com o cotovelo à 90°. O terminal telescópico foi fixado no terço distal do rádio e o fixo  
213 próximo ao epicôndilo medial do úmero.

214

215

216

217 2.5 Procedimentos para a correção dos dados

218 2.5.1 Correção do erro do sensor XM65 devido à rotação do antebraço

219 Os dados foram coletados por meio do programa DataLog PC software (versão  
 220 3.0, 2002) com frequência de amostragem de 100Hz. Após a coleta dos dados os  
 221 arquivos foram exportados em formato texto para processamento em uma rotina  
 222 específica desenvolvida em Matlab (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA).  
 223 Os dados brutos do eletrogoniômetro foram exportados em formato ASCII, convertidos  
 224 em ângulos, por meio de uma equação fornecida pelo fabricante, e filtrados com filtro  
 225 Butterworth de 2ª ordem, passa baixa, com frequência de corte de 2 Hz determinados  
 226 por análise residual<sup>27</sup> e atraso de fase zero. Os dados brutos foram os valores médios das  
 227 três tentativas realizadas pelos indivíduos para cada movimento. Os valores obtidos nas  
 228 três tentativas foram comparados a fim de verificar a reprodutibilidade das três  
 229 tentativas. A reprodutibilidade entre as tentativas foi calculada por meio do coeficiente  
 230 de correlação intraclass (CCI) de duas vias, com concordância absoluta e medidas  
 231 individuais (*two way mixed intraclass correlation with absolute agreement and single*  
 232 *measures*)<sup>28</sup> e pelo erro padrão da medida (EPM). Os resultados dessa comparação  
 233 mostraram boa concordância entre as tentativas com ICC e EPM, respectivamente, para  
 234 o movimento de flexão 0,95 (IC 0,92-0,97) e 2,0; para a extensão 0,94 (IC 0,90-0,97) e  
 235 2,3; para o desvio ulnar 0,94 (IC 0,90-0,97) e 1,7; e para o movimento de desvio radial  
 236 0,90 (IC 0,84-0,94) e 1,8.

237 A correção do *crosstalk* devido à rotação do sensor foi realizada a partir do  
 238 algoritmo proposto por Hansson et al.<sup>7</sup>, único disponível atualmente na literatura e que  
 239 consiste no princípio de rotação de um vetor um ângulo  $\theta$  em um plano genérico (Figura  
 240 2). Este algoritmo foi desenvolvido a partir dos dados coletados em um protótipo  
 241 desenvolvido por Hansson et al.<sup>7</sup>, e portanto, não sofrem influência das medidas dos  
 242 sujeitos.

243

244 INSERIR FIGURA 2

245

246 Para realizar esta correção, consideramos  $\{\vec{i}, \vec{j}\}$  uma base ortogonal. O vetor  
 247  $(x, y)$  forma um ângulo  $\varphi$  com o vetor  $\vec{i}$ . Rodando o vetor  $(x, y)$  em um ângulo  $\theta$ , no

248 sentido anti-horário, as coordenadas  $(x', y')$  são obtidas. Assim:  $\begin{cases} x = r \cos \varphi \\ y = r \sen \varphi \end{cases}$

249  $\begin{cases} x' = r \cos(\varphi + \theta) \\ y' = r \sen(\varphi + \theta) \end{cases}$  onde  $r = \|(x, y)\| = \sqrt{x^2 + y^2}$ .

250 Portanto,  $x' = r [\cos \varphi \cdot \cos \theta - \sen \varphi \cdot \sen \theta] = (r \cos \varphi) \cdot \cos \theta - (r \sen \varphi) \cdot \sen \theta$ ,  
251 assim  $x' = x \cos \theta - y \sen \theta$ .

252 Da mesma forma,

253  $y' = r [\sen \varphi \cdot \cos \theta + \cos \varphi \cdot \sen \theta] = (r \sen \varphi) \cdot \cos \theta + (r \cos \varphi) \cdot \sen \theta$ , e

254  $y' = y \cos \theta + x \sen \theta$ .

255

## 256 2.5.2 Correção do erro inerente ao próprio sensor XM65

257 A correção do erro inerente foi realizada conforme proposto por Sato et al.<sup>22</sup>.  
258 Segundo estes autores a reprodutibilidade do erro inerente é consistente em medidas  
259 consecutivas mesmo após uso intenso do sensor mantendo-se menor que 10° (dados  
260 estimados a partir dos gráficos). Para realizar esta correção utilizou-se o registro obtido  
261 no protótipo descrito anteriormente<sup>22</sup>. Os gráficos X-Y dos dados filtrados constituem o  
262 erro inerente do sensor (Figura 3). Os dados foram organizados de forma crescente e  
263 divididos em intervalos de 5°, desde o valor mínimo até o valor máximo registrado no  
264 protótipo. Para as amostras de cada intervalo calculou-se a média dos ângulos de  
265 flexão/extensão e desvio ulnar/radial. Assim, uma matriz de 40 elementos foi gerada. A  
266 partir desta matriz foi ajustado um polinômio de grau 8. Estes parâmetros foram  
267 escolhidos a partir de análise residual pelo critério de mínimos quadrados. Os dados de  
268 movimento do punho foram então corrigidos de acordo com o polinômio derivado de  
269 forma que para cada amostra de flexão/extensão e desvio ulnar/radial um valor do  
270 polinômio foi calculado e subtraído dos valores de flexão/extensão e desvio registrado.

271

272 INSERIR FIGURA 3

273

## 274 2.6 Análise dos Dados

275 Os resultados foram submetidos a testes de normalidade e homogeneidade.  
276 Como os pressupostos não foram atendidos, testes não paramétricos foram utilizados.  
277 Para avaliar as diferenças entre as correções foi aplicado o teste estatístico de Kruskal  
278 Wallis, com post hoc de Mann Whitney e ajuste de Bonferroni ( $P \leq 0,008$ ). A raiz

279 quadrática média (RMS) foi calculada para identificar a diferença entre as correções  
280 (variabilidade inter correções). O valor RMS descreve diferenças entre medidas  
281 desconsiderando o sinal desta diferença (para mais ou para menos). As variáveis  
282 dependentes do presente estudo são os valores angulares brutos e corrigidos. Para  
283 análise estatística considerou-se o nível de significância de 5% ( $P \leq 0,05$ ), nos casos onde  
284 foi necessário aplicar testes não paramétricos de comparações múltiplas (*post hoc*) o  
285 ajuste de Bonferroni foi aplicado (ajuste =  $\alpha$ /número de comparações). Assim, o nível  
286 de significância considerado foi  $P \leq 0,008$ .

287

### 288 **3 Resultados**

289

290 A Figura 4 mostra as ADM para os dados brutos, dados corrigidos para o  
291 *crosstalk* devido à rotação do antebraço, dados corrigidos para o *crosstalk* inerente e  
292 dados corrigidos para a combinação dos dois procedimentos de correção. A parte  
293 superior da Figura 4 mostra os resultados obtidos para o movimento de flexão/extensão  
294 (A) e a influência desses movimentos nos respectivos planos ortogonais, gerando falsos  
295 registros como movimentos de desvio ulnar/radial (B), quando efetivamente nenhum  
296 movimento foi realizado nesse plano. Na parte inferior da figura a situação inversa é  
297 ilustrada: desvios ulnar/radial (C) ocorrendo no plano frontal e falsos registros (D)  
298 ocorrendo no plano ortogonal (sagital) para cada tipo de correção realizado.

299

300 INSERIR FIGURA 4

301

302 Para o movimento de flexão/extensão não houve diferença significativa na ADM  
303 entre os dados brutos e corrigidos. Para os erros deste movimento, registrados no plano  
304 dos desvios, houve diferença significativa apenas para o gênero feminino, quando a  
305 amplitude do erro aumentou, ao invés de reduzir, para todos os procedimentos de  
306 correção. Os valores médios obtidos no plano do erro, para ambos os gêneros, foi de  
307 50,1° para os dados brutos, 58,7° para os dados corrigidos pelo *crosstalk*, 60,3° para os  
308 dados corrigidos pelo *crosstalk* inerente e 68,7° para os dados corrigidos pelo *crosstalk*  
309 e *crosstalk* inerente. Para o movimento de desvio, o valor médio no plano do erro foi de  
310 24,3° para os dados brutos, 24,5° para os dados corrigidos pelo *crosstalk*, 25,7° para os  
311 dados corrigidos pelo *crosstalk* inerente e 25,0° para os dados corrigidos pelo *crosstalk*  
312 e *crosstalk* inerente.

313 Para o movimento de desvio ulnar/radial não houve diferença significativa entre  
314 dados brutos e corrigidos. Igualmente, não houve diferença significativa entre os dados  
315 de erro, registrados no plano sagital, para todos os procedimentos de correção aplicados.

316 A Tabela 1 mostra os valores RMS para as diferenças entre os dados brutos e  
317 corrigidos para os movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial por gênero e  
318 tipo de correção.

319

320 INSERIR TABELA 1

321

322 Os resultados indicam que, de maneira geral, os procedimentos de correção  
323 geraram pouco impacto sobre as medidas, pois as diferenças foram inferiores a 5° para a  
324 maioria dos casos, com pequenas exceções. Um caso mais expressivo ocorreu para o  
325 erro registrado em desvio durante os movimentos de flexão/extensão, quando o  
326 procedimento de correção para os erros de *crosstalk* devido à rotação e *crosstalk*  
327 inerente aumentou significativamente as amplitudes do erro ao invés de reduzi-las.

328

#### 329 **4 Discussão**

330 Os resultados de correção pelo *crosstalk* devido à rotação do antebraço e ao erro  
331 inerente não alteraram significativamente os valores dos movimentos registrados.  
332 Registros de movimento corrigidos foram semelhantes aos registros sem correções tanto  
333 no mesmo plano de movimento, como no plano de movimento ortogonal (erro). Para o  
334 movimento de flexão/extensão no grupo feminino, os procedimentos de correção  
335 causaram aumento estatisticamente significativo do erro, indicando que a correção  
336 tornou o registro mais impreciso.

337 Procedimentos de correção para o *crosstalk* devido à rotação também foram  
338 aplicados por Hansson et al.<sup>7</sup> para a articulação do punho em protótipo e em situação  
339 funcional. Esses autores encontraram pequena diminuição do erro para o movimento de  
340 flexão/extensão (média de 1,7°) e desvio ulnar/radial (2,5°). Uma possível explicação  
341 para os diferentes resultados relatados pelos autores e pelo presente estudo pode ser o  
342 modelo do sensor utilizado. Hansson et al.<sup>7</sup> utilizaram o modelo XM110 e o presente  
343 estudo utilizou o XM65, no entanto, Foltran et al.<sup>23</sup> mostraram não haver diferença  
344 significativa entre os registros desses sensores e que para indivíduos de até 1,80m, o  
345 sensor XM65 seria o mais indicado porque causa menor abaulamento da mola durante  
346 extensão do punho.

347 Buchholz e Wellman<sup>20</sup> também aplicaram procedimentos de correção para o  
348 *crosstalk* devido à rotação e encontraram diminuição média dos erros nos movimento de  
349 flexão/extensão de  $7,1^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$  para  $4,7^{\circ} \pm 3,8^{\circ}$  e para desvios ulnar/radial de  $10,5^{\circ} \pm 8,8^{\circ}$   
350 para  $4,7^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$ . Os autores afirmam que somente para o movimento de flexão/extensão  
351 houve diferença estatisticamente significativa. Uma possível explicação para a  
352 divergência nos resultados pode estar no número de indivíduos avaliados, Buchholz e  
353 Wellman<sup>20</sup> avaliaram apenas 4 indivíduos, diminuindo a variabilidade inter-individual.  
354 Os autores também avaliaram a ADM passiva do punho fixado em pronação ou  
355 supinação máximas em uma plataforma acoplada a um transferidor, tornando os  
356 movimentos mais padronizados e menos funcionais quando comparados aos  
357 movimentos ativos realizados pelos indivíduos do presente estudo.

358 Os resultados encontrados com a correção do erro inerente para os dados de  
359 atividades funcionais resultaram em menor impacto nas medidas de amplitude do  
360 presente estudo. Sato et al.<sup>22</sup> aplicaram procedimentos de correção para o *crosstalk*  
361 inerente em registros obtidos em um protótipo e encontraram diminuição expressiva dos  
362 erros após a aplicação deste procedimento. No entanto, a ADM avaliada ( $200^{\circ}$  para  
363 flexão/extensão) foi superior à ADM do punho registrada no presente estudo ( $150^{\circ}$  para  
364 flexão/extensão). Além disso, este método de correção depende do erro inerente ao  
365 sensor, quando o sensor possui pouco uso e seus elementos sensíveis estão bem  
366 alinhados dentro da mola, o erro de registro é pequeno e conseqüentemente o efeito da  
367 correção é desprezível. No presente estudo, pode-se notar que estes dois fatores  
368 influenciaram o resultado, uma vez que o erro inerente do sensor foi pequeno na ADM  
369 testada (Figura 3).

370 Apesar da aplicação simultânea dos dois procedimentos de correção, os  
371 resultados não se alteraram de forma significativa. Uma possível explicação pode ser a  
372 ADM atingida durante a realização dos movimentos do punho, em torno de  $150^{\circ}$  para o  
373 movimento de flexão/extensão e  $40^{\circ}$  para o movimento de desvio, que são inferiores aos  
374 testados por Hansson et al.<sup>7</sup>, ( $180^{\circ}$  e  $90^{\circ}$  respectivamente) e Sato et al.<sup>22</sup> ( $200^{\circ}$  e  $60^{\circ}$   
375 respectivamente, em protótipo).

376 O *crosstalk* devido a rotação e o *crosstalk* inerente são duas fontes de erros  
377 importantes no registro dos movimentos e, a correção dos dados somando estas duas  
378 fontes de erro ainda não tinham sido investigadas anteriormente. No presente estudo a  
379 combinação dos procedimentos de correção foi aplicada com perspectivas de redução  
380 dos erros de medida, pois quando aplicados separadamente com auxílio de protótipos



381 estes procedimentos apresentaram resultados positivos em estudos prévios<sup>7,22</sup>. Assim,  
382 com a combinação de correções para essas duas fontes de erros esperava-se melhora  
383 significativa nas correções dos dados, no entanto os resultados não confirmaram essa  
384 hipótese. Isso pode ter ocorrido porque melhores resultados das correções são  
385 encontradas para maiores amplitudes<sup>22</sup>, em torno de 180°, mensuradas em protótipos e,  
386 portanto, maiores do que os dados coletados em ADM ativas pelo presente estudo (cerca  
387 de 150°). O erro do eletrogoniômetro está diretamente relacionado com o grau de  
388 deformação da mola e durante maiores amplitudes de movimento encontramos os  
389 maiores graus de deformação da mola, assim espera-se melhores resultados das  
390 correções nas maiores ADM. Além disso, para dados funcionais pequenas modificações  
391 na ADM, como 6° encontrados por Buchholz e Wellman<sup>20</sup> apresentam pouco impacto  
392 na correção dos dados<sup>7</sup>.

393 Deve-se considerar também a complexidade no registro de movimento do  
394 punho, tanto pelo número de ossos que se articulam nessa região, quanto pelos graus de  
395 liberdade de movimento deste complexo articular<sup>29</sup>. Assim, a combinação de  
396 movimentos presentes nesta articulação pode influenciar os erros de medida<sup>30</sup>, dentre  
397 outros aspectos porque, a extensão está associada ao desvio radial<sup>31</sup> e o indivíduo tem  
398 dificuldade de dissociar esses movimentos quando realiza uma atividade tanto funcional  
399 quanto isolada<sup>32</sup>.

400 Outras fontes de erros e variação podem ocorrer concomitantemente, como  
401 movimento da pele<sup>33</sup>, variação inter-individual<sup>34</sup> relacionados as características de cada  
402 participante como a estrutura óssea, gordura, musculatura, flexibilidade da pele e que  
403 podem contribuir com as diferentes amplitudes de rotação entre os terminais do  
404 sensor<sup>20</sup>.

405

## 406 5 Limitações deste estudo

407 O presente estudo testou apenas os dois procedimentos de correção atualmente  
408 disponíveis. No entanto, é possível que existam outros procedimentos não disponíveis  
409 na literatura consultada, ou ainda que novos métodos venham a ser propostos, os quais  
410 possam conduzir a resultados mais satisfatórios do que os produzidos pelos  
411 procedimentos aqui avaliados. Por outro lado, é importante reconhecer que esses  
412 métodos de correção têm sido utilizados em publicações recentes<sup>35</sup>, as quais também  
413 utilizam procedimentos similares aos utilizados por nosso grupo.

414

## 415 **6 Conclusões**

416 Não houve redução significativa do erro para a maioria dos registros após a  
417 aplicação dos procedimentos de correção tanto isolados, como combinados.  
418 Considerando-se que os cálculos efetuados envolvem ônus operacional, pois aumentam  
419 a complexidade e tempo de processamento dos dados, e que os resultados causaram  
420 pequeno impacto nas medidas, desaconselha-se a aplicação desses procedimentos para  
421 a correção de movimentos do punho. Assim, o aprimoramento dos sensores  
422 eletrogoniométricos, visando diminuir a probabilidade de que os elementos sensíveis e a  
423 mola se deformem e conseqüentemente causem *crosstalk*, deve ser realizado pelos  
424 fabricantes. Da mesma forma, o posicionamento dos sensores de forma padronizada e  
425 manuseio cuidadoso do equipamento possivelmente resultarão na melhora da qualidade  
426 dos dados e contribuirá para a tomada de decisão do fisioterapeuta em programas  
427 preventivos e de reabilitação.

428

## 429 **7 Agradecimentos**

430 Este trabalho teve o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de  
431 Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Conselho Nacional de Desenvolvimento  
432 Científico e Tecnológico (CNPq Proc. N. 501731/2010-5 e Proc. N.301772/2010-0). Os  
433 autores declaram não haver conflito de interesse.

434

## 435 **8 Referências Bibliográficas**

- 436 1. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Goniometer measurement and  
437 computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational  
438 repetitive work. *J Electromyogr Kinesiol.* 1996;1:23-35.
- 439  
440 2. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Granqvist L, Nordander C, Arvidsson I,  
441 Åkesson I, Unge J, Rittner R, Strömberg U, Skerfving S. Physical workload in  
442 various types of work: Part I. Wrist and forearm. *Int J Ind Ergon.*  
443 2008;39(1):221-33.
- 444  
445 3. Bernard, BP. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors. A Critical*  
446 *Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal*

- 447 Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back. DHHS (NIOSH).  
448 [serial on the Internet]. 1997 [acesso em 15 mar. 2011]. 1997;141. Disponível  
449 em: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/>.
- 450  
451 4. Barbosa LH, Coury HJCG. Análise dos movimentos de punho nas atividades de  
452 ultra-sonografia: um estudo de caso. Rev Bras Fisioter. 2003;7(2):179-85.
- 453  
454 5. Mann KA, Werner FW, Palmer AK. Frequency spectrum analysis of wrist  
455 motion for activities of daily living. J. Orthop. Res. 1989;7:304-6.
- 456  
457 6. Solveborn SA, Olerud C. Radial epicondylalgia (tennis elbow): measurement of  
458 range of motion of the wrist and the elbow. J Orthop Sports Phys Ther  
459 1996;23(4):251-7.
- 460  
461 7. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurement of wrist and  
462 forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer  
463 *crossstalk*. J Electromyogr Kinesiol. 2004;14(3):355-67.
- 464  
465 8. Hansson G-Å, Balogh I, Byström JU, Ohlsson K, Nordander C, Asterland P et  
466 al. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and  
467 movements of the head, upper back, arms and hands. Scand J Work Environ  
468 Health. 2001;27(1):30-40.
- 469  
470 9. Juul-Kristensen B, Fallentin N, Hansson G-Å, Fallentin N., Andersen JH,  
471 Ekdahl C. Assessment of work postures and movements using a video-based  
472 observation method and direct technical measurements. Appl Ergon  
473 2001;32:517-524.
- 474  
475 10. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franghignoni F. Flexible electrogoniometers:  
476 kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. Clin  
477 Biomech. 1995;10(5):275-7.
- 478  
479 11. Spielholz P. Development of an electrogoniometer calibration procedure for the  
480 measurement of wrist angle and forearm rotation. In: S. Kumar, editor.  
481 Advances in Occupational Ergonomics and Safety. Washington, DC: IOS Press,  
482 1998. p. 499-502.

- 483 12. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible  
484 electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*.  
485 2001;87(9):479-8.
- 486  
487 13. Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras WS. The prediction of  
488 lumbar spine geometry: method development and validation. *Clin Biomech*.  
489 2005;20(5):455-64.
- 490  
491 14. Legnani G, Zappa B, Casolo F, Adamini R, Magnani PL. A model of an electro-  
492 goniometer and its calibration for biomechanical applications. *Med Eng Phys*.  
493 2000;22:711-722.
- 494  
495 15. Moriguchi C, Sato TO, Coury HJCG. Ankle movements during normal gait  
496 evaluated by flexible electrogoniometer. *Rev Bras Fisioter*. 2007;11(3);205-211.  
497
- 498 16. Poletto PR, Sato TO, Carnaz L, Lobo da Costa PH ; Coury HJCG. Indivíduos  
499 que apresentam diferença estática entre os joelhos também apresentam diferença  
500 durante a marcha?. *Rev Bras Fisioter*. 2007;11:43-8.
- 501  
502 17. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, André JM. Functional asymmetries  
503 of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality,  
504 isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during  
505 walking. *Gait Posture*. 2002;16:304-12.
- 506  
507 18. Carnaz L, Oliveira AB, Sato TO, Hansson G-A, Coury HJCG. Effects of sensor,  
508 trials and knee joint variables on electrogoniometric gait recordings. *Rev Bras*  
509 *Fisioter*. 2008;12:460-7.
- 510  
511 19. Jonsson P, Johnson PW. Comparison of measurement accuracy between two  
512 types of wrist goniometer systems. *Appl Ergon*. 2001;32(6):599-607.
- 513  
514 20. Buchholtz B, Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist  
515 joint. *Hum Factors*. 1997;39:119-29.
- 516  
517 21. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of  
518 flexible electrogoniometer. *Clin Biomech*. 2003;18(7):682-4.

- 519
- 520 22. Sato TO, Coury HJCG, Hansson G-Å. Improving goniometer accuracy by  
521 compensating for individual transducer characteristics. *J Electromyogr Kinesiol*,  
522 2009(19):704-9.
- 523
- 524 23. Foltran FA, Silva LCCB, Sato TO, Coury HJCGC. What electrogoniometry  
525 sensor is most suitable for measuring wrist movements?. *Fisioter Mov*.  
526 2011;24(2):357-66.
- 527
- 528 24. Norkin CC, White DC. Measurement of joint motion – A guide to goniometry.  
529 Philadelphia: F.A. Davis Company, 2003.
- 530
- 531 25. Biometrics Ltd. Goniometer and torsionmeter operating manual. Gwent: UK;  
532 1997.
- 533
- 534 26. Gerhard J, Cocchiarella L, Lea R. The practical guide to range of motion  
535 assessment. 5a ed. Chicago: AMA. Press, 2002.
- 536
- 537 27. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New  
538 York: John Wiley & Sons; 1990.
- 539
- 540 28. Bonett DG. Sample size requirements for estimating intraclass correlation with  
541 desired precision. *Statist Med*. 2002;21:1331-1335.
- 542
- 543 29. Johnson PW, Jonsson P, Hagberg M. Comparison of measurement accuracy  
544 between two wrist goniometer system during pronation and supination. *J*  
545 *Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(5):413-20.
- 546
- 547 30. Kauer JMG. The mechanism of carpal joint. *Clin Orthop*. 1986;202:16-26.
- 548
- 549 31. Magee DJ. Avaliação Musculoesquelética. 5º ed. Editora Manole. São Paulo-SP;  
550 2002.
- 551
- 552 32. Matthew MM, Mozrall JR, Shealy JE. The effects of complex wrist and forearm  
553 posture on wrist range motion. *Hum Factors*. 1999;49(2):205-13.

554  
555  
556  
557  
558  
559  
560  
561  
562  
563  
564  
565  
566  
567  
568  
569  
570  
571  
572  
573  
574  
575  
576  
577  
578  
579  
580  
581  
582  
583  
584  
585  
586  
587  
588

33. Marras WS, Schoenmarklin RW. Wrist motions in industry. *Ergonomics* 1993;36(4):341-51.

34. 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.

35. Petushek E, Richter C, Donovan D, Ebben WP, Watts PB, Jensen RL. Comparison of 2D video and electrogoniometry measurements of knee flexion angle during a countermovement jump and landing task. *Sports Eng.* 2012; DOI 10.1007/s12283-012-0094-7.

589 Tabela 1. Valores RMS das diferenças entre os dados brutos e corrigidos para cada  
 590 movimento, separadamente para o gênero masculino e feminino. Diferenças  
 591 significativas entre dados brutos e corrigidos foram assinaladas (\*).

592

Procedimentos de correção	masculino	feminino
<i>movimento de flexão/extensão</i>		
Movimento		
bruto – <i>crosstalk</i>	1,1±0,6	1,8±0,8
bruto – erro inerente	2,8±0,5	3,1±0,5
bruto – ( <i>crosstalk</i> + inerente)	2,7±0,8	2,4±0,9
Erro		
bruto – <i>crosstalk</i>	3,3±1,8	5,1±2,2*
bruto – erro inerente	3,6±0,6	3,8±0,6*
bruto – ( <i>crosstalk</i> + inerente)	5,9±2,7	8,3±2,9*
<i>movimento de desvio</i>		
Movimento		
bruto – <i>crosstalk</i>	1,5±0,9	2,5±1,2
bruto – erro inerente	2,9±0,4	3,6±1,3
bruto – ( <i>crosstalk</i> + inerente)	2,9±1,1	2,3±0,9
Erro		
bruto – <i>crosstalk</i>	1,0±0,9	1,0±0,7
bruto – erro inerente	1,6±0,4	1,3±0,4
bruto – ( <i>crosstalk</i> + inerente)	2,3±1,3	2,0±0,8

593

594

595

596

597

598

599

600

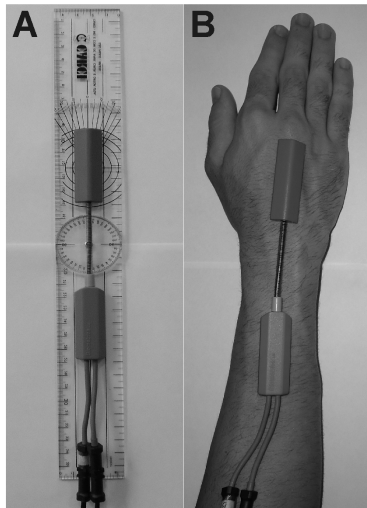
601

602

603

604

605

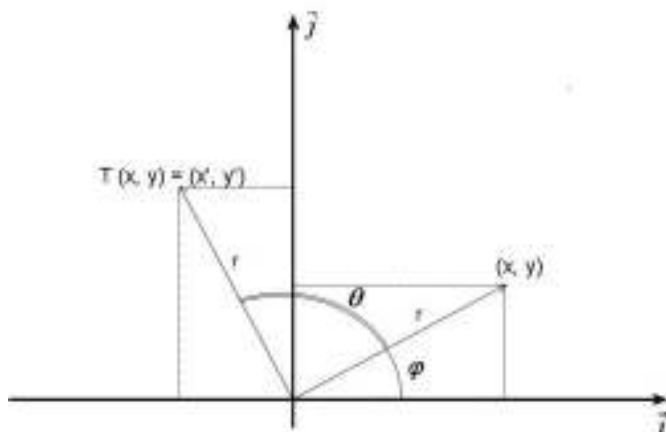


606

607

608 Figura 1. Posição de referência mecânica do sensor (A) e fixação dos sensores no punho  
 609 do sujeito (B)

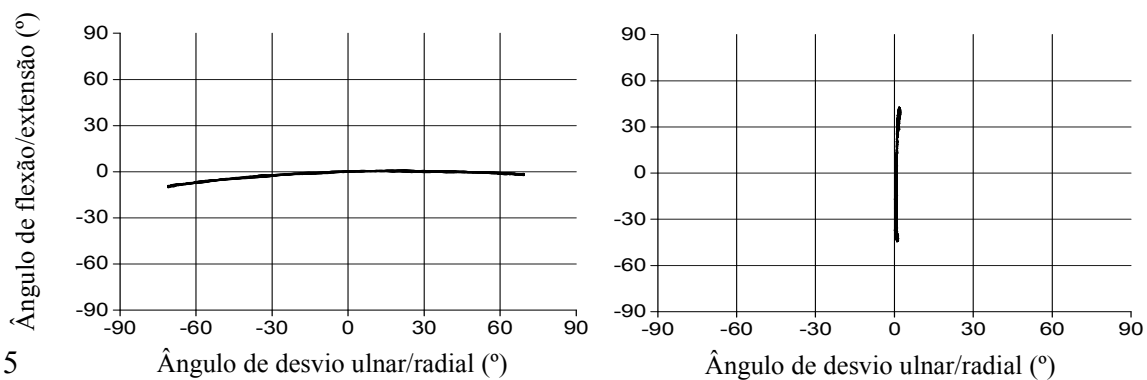
610



611

612 Figura 2. Princípio usado para rotação de um vetor sobre um ângulo  $\theta$  em um plano  
 613 genérico

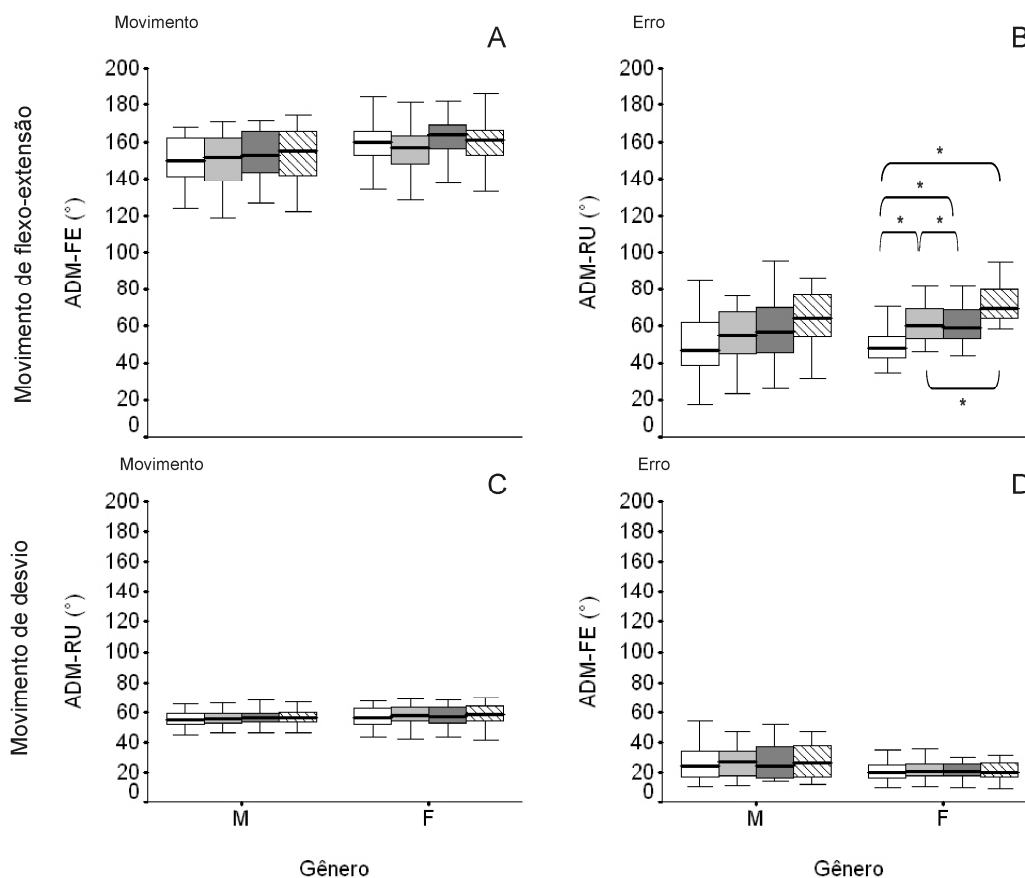
614



615

616 Figura 3. Erro inerente ao sensor testado em dispositivo de precisão.





617

618 Figura 4. Ângulos de flexão/extensão (A e D) e ângulos de desvio radial/ulnar (B e C)

619 para: dados brutos = □ ; dados corrigidos pela subtração do *crosstalk* devido à rotação620 = □ ; dados corrigidos pela subtração do *crosstalk* inerente = ■ e; dados corrigidos

621 pelos dois procedimentos combinados = ▨, separadamente para ambos os gêneros. As

622 diferenças estatisticamente significativas entre as correções foram assinaladas (\*).