

## Wrist electrogoniometry: are current mathematical correction procedures effective in reducing crosstalk in functional assessment?

Eletrogoniometria de punho: procedimentos matemáticos usuais de correção são eficazes para reduzir *crosstalk* em avaliação funcional?

Fabiana A. Foltran, Luciana C. B. Silva, Tatiana O. Sato,  
Helenice J. C. G. Coury

**ABSTRACT | Background:** The recording of human movement is an essential requirement for biomechanical, clinical, and occupational analysis, allowing assessment of postural variation, occupational risks, and preventive programs in physical therapy and rehabilitation. The flexible electrogoniometer (EGM), considered a reliable and accurate device, is used for dynamic recordings of different joints. Despite these advantages, the EGM is susceptible to measurement errors, known as crosstalk. There are two known types of crosstalk: crosstalk due to sensor rotation and inherent crosstalk. Correction procedures have been proposed to correct these errors; however no study has used both procedures in clinical measures for wrist movements with the aim to optimize the correction. **Objective:** To evaluate the effects of mathematical correction procedures on: 1) crosstalk due to forearm rotation, 2) inherent sensor crosstalk; and 3) the combination of these two procedures. **Method:** 43 healthy subjects had their maximum range of motion of wrist flexion/extension and ulnar/radial deviation recorded by EGM. The results were analyzed descriptively, and procedures were compared by differences. **Results:** There was no significant difference in measurements before and after the application of correction procedures ( $P \leq 0.05$ ). Furthermore, the differences between the correction procedures were less than  $5^\circ$  in most cases, having little impact on the measurements. **Conclusions:** Considering the time-consuming data analysis, the specific technical knowledge involved, and the inefficient results, the correction procedures are not recommended for wrist recordings by EGM.

**Keywords:** reproducibility of results; physical therapy; health evaluation.

### HOW TO CITE THIS ARTICLE

Foltran FA, Silva LCCB, Sato TO, Coury HJCG. Wrist electrogoniometry: are current mathematical correction procedures effective in reducing crosstalk in functional assessment? Braz J Phys Ther. 2013 Jan-Feb; 17(1):32-40. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552012005000067>

**RESUMO | Contextualização:** 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 flexível (EGM), considerado um equipamento confiável e acurado, é utilizado para o registro dinâmico de diferentes articulações. Apesar das vantagens, o EGM é suscetível de erros de medida, denominados *crosstalk*. Atualmente, são conhecidos dois tipos de *crosstalk*, o *crosstalk* devido à rotação do sensor e o *crosstalk* inerente. Procedimentos de correção foram propostos para a correção desses erros, no entanto nenhum estudo utilizou ambos os procedimentos em medidas clínicas dos movimentos do punho, visando otimizar a correção. **Objetivo:** Avaliar o efeito de procedimentos matemáticos atualmente empregados para correção do: 1) *crosstalk* devido à rotação do antebraço; 2) *crosstalk* inerente aos sensores e 3) combinação desses dois procedimentos. **Método:** Quarenta e três indivíduos saudáveis tiveram as amplitudes máximas dos movimentos de flexão/extensão e desvios ulnar/radial do punho registrados pelos EGM. Os resultados foram analisados de forma descritiva, e os procedimentos foram comparados por diferenças. **Resultados:** 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  $5^\circ$  para a maioria dos casos, indicando pouco impacto sobre as medidas. **Conclusões:** 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.

**Palavras-chave:** reprodutibilidade dos testes; fisioterapia; avaliação em saúde.

## ● 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<sup>1,2</sup>. Posturas e movimentos do punho têm sido identificados como importantes fatores de risco para desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos de membros superiores relacionados ao trabalho<sup>3,4</sup>.

Medidas angulares do movimento do punho são também importantes em avaliações clínicas<sup>5</sup> e na reabilitação<sup>6</sup> para analisar o movimento normal e alterado, assim 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 (EGM) é considerado um equipamento útil para avaliações funcionais de diferentes articulações<sup>7-9</sup>. Apresenta vantagens de ser leve, portátil, simples de operar e ter relativamente baixo custo financeiro<sup>10-13</sup>, sendo aplicável ao ambiente ocupacional<sup>2</sup> e clínico<sup>14-17</sup>. 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<sup>13,18</sup>.

Apesar dessas vantagens, o eletrogoniômetro é suscetível a erros devido ao *crossstalk*<sup>7,16</sup>, considerado a principal fonte de erro desses equipamentos. O *crossstalk* ocorre quando movimentos realizados exclusivamente em um plano são capturados, como um falso registro, no plano ortogonal ao que ocorre o movimento. Esse 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<sup>19</sup>. De acordo com Hansson et al.<sup>1,2</sup> e Buchholz e Wellman<sup>20</sup>, o *crossstalk* 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 identificados como uma fonte importante de erro em registros eletrogoniométricos<sup>21,22</sup>. Esse tipo de erro, aqui denominado de erro inerente, ocorre mesmo na ausência de torção da mola e se deve possivelmente à forma como os elementos sensíveis (“*strain gauges*”) estão dispostos internamente na unidade sensível do equipamento. Tal erro geralmente aumenta com

o aumento das ADMs registradas e com o uso do sensor<sup>21,22</sup>.

Estudos prévios propuseram procedimentos para a correção de erros decorrentes do *crossstalk* devido à rotação do sensor<sup>7,20</sup> e para diferenças entre sensores idênticos<sup>22</sup>. Em ambos os casos, houve uma redução nos erros. Porém, Hansson et al.<sup>7</sup> 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<sup>22</sup>, 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 e Hansson<sup>22</sup> é 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 de esses 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 e Hansson<sup>22</sup> 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 *crossstalk* devido à rotação do antebraço para os movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho; 2) compensação do erro inerente aos sensores e 3) compensação conjunta desses dois erros por meio da combinação dos dois procedimentos de correção em situações funcionais.

## ● Método

### 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±3,2 e 23±2,9 anos, média de altura de 161±7,3 e 170±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 o 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 1,80 m. Foram selecionados indivíduos de ambos os gêneros, pois tem-se reconhecido que homens e mulheres apresentam diferenças na ADM máxima do punho<sup>23</sup>.

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<sup>24</sup> 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 (UFSCar), São Carlos, SP, Brasil (Protocolo CAAE 0054.0.135.000-07).

## 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 neste estudo já haviam sido utilizados em estudos prévios com uma média de 1.000 incursões realizadas. Segundo o fabricante, esses sensores possuem uma vida útil de 2.000 incursões<sup>25</sup>.

## Procedimentos

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

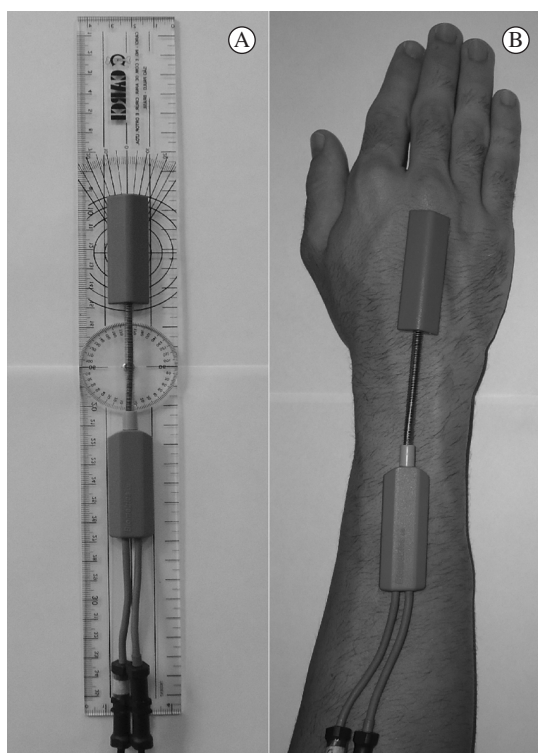
Após a colocação dos sensores (descrita a seguir), os indivíduos realizaram movimentos de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho para familiarização do movimento e velocidade a ser realizada. Em seguida, solicitou-se ao sujeito que realizasse três repetições para cada movimento (flexão/extensão,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

meio da goniometria<sup>24,26</sup>. 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.

## Posição de referência e fixação dos sensores

Os sensores foram fixados sobre um goniômetro universal alinhado sobre uma mesa (Figura 1A). Essa posição foi considerada a referência mecânica do equipamento e registrada durante um minuto. O valor médio em graus registrado pelo sensor nesse período foi subtraído dos registros subsequentes, incluindo o procedimento de correção do *crosstalk*. Os sensores foram então posicionados em um dispositivo de precisão, desenvolvido por Sato, Coury e Hansson<sup>22</sup>, com precisão de  $1^\circ$ , e movimentados por uma amplitude de  $100^\circ$  para ambos os planos de movimento, durante 1 minuto, resultando em uma média de 14 ciclos 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



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

(aproximadamente 15°/s). Esse registro foi usado para derivar o *crosstalk* inerente do sensor e aplicar o procedimento de correção desse erro.

Após o registro da posição de referência, o sensor XM65 foi fixado no punho direito do participante por meio de fita dupla face (Figura 1B). Os terminais, fixo e telescópico, foram posicionados de forma que o centro da mola coincidisse com o centro articular do punho (eixo aproximado do movimento). O eletrogoniômetro foi acoplado à 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 a 90°. O terminal telescópico foi fixado no terço distal do rádio, e o fixo, próximo ao epicôndilo medial do úmero.

## Procedimentos para a correção dos dados

### 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 100 Hz. 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<sup>27</sup> 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 sua reprodutibilidade. 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*)<sup>28</sup> 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.<sup>7</sup>, único disponível atualmente na literatura e que consiste no princípio de rotação de um vetor sobre um ângulo  $\theta$  em um plano genérico (Figura 2). Esse algoritmo foi desenvolvido a partir dos dados coletados em um protótipo desenvolvido por Hansson et al.<sup>7</sup> e, portanto, não sofre influência das medidas dos sujeitos.

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

Portanto,

$$\begin{aligned} x' &= r [\cos \varphi \cdot \cos \theta - \sin \varphi \cdot \sin \theta] = \\ &= (r \cos \varphi) \cdot \cos \theta - (r \sin \varphi) \cdot \sin \theta, \quad \text{assim} \end{aligned}$$

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

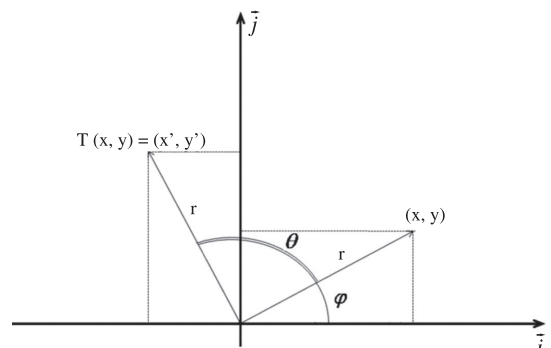
Da mesma forma,

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

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

### Correção do erro inerente ao próprio sensor XM65

A correção do erro inerente foi realizada conforme proposto por Sato, Coury e Hansson<sup>22</sup>. Segundo esses autores, a reprodutibilidade do erro 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 essa correção, utilizou-se o registro obtido no protótipo descrito anteriormente<sup>22</sup>. Os gráficos X-Y dos dados filtrados constituem o erro inerente do sensor (Figura 3). Os dados foram organizados de forma crescente e divididos em intervalos de



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



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 dessa matriz, foi ajustado um polinômio de grau 8. Esses 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.

### 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 intercorreções). O valor RMS descreve diferenças entre medidas desconsiderando o sinal dessa diferença (para mais ou para menos). As variáveis dependentes do presente estudo são os valores angulares brutos e corrigidos. Para análise estatística, considerou-se o nível de significância de 5% ( $P \leq 0,05$ ); nos casos em que 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 de  $P \leq 0,008$ .

## Resultados

A Figura 4 mostra as ADMs para os dados brutos, dados corrigidos para o *crossstalk* devido à rotação do antebraço, dados corrigidos para

o *crossstalk* inerente e dados corrigidos para a combinação dos dois procedimentos de correção. A parte superior da Figura 4 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.

Para o movimento de flexão/ extensão, não houve diferença significativa na ADM entre os dados brutos 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 brutos, 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 brutos, 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 brutos 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 1 mostra os valores RMS para as diferenças entre os dados brutos e corrigidos para os movimentos de flexão/ extensão e desvio ulnar/radial por gênero e tipo de correção.

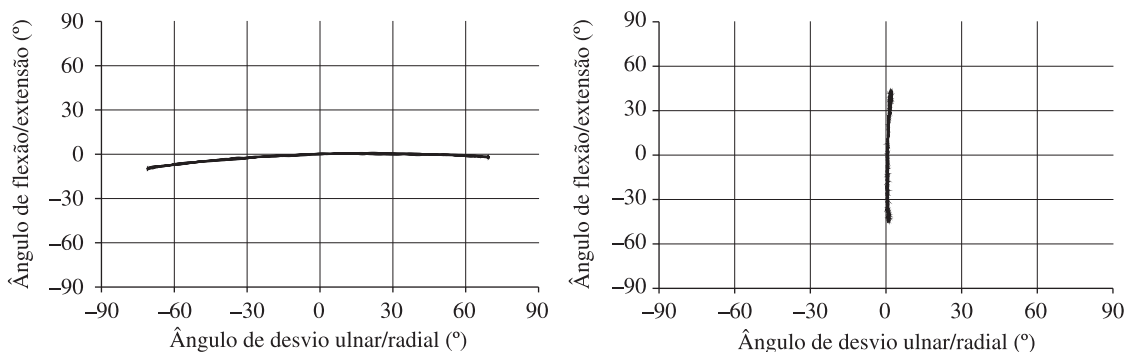
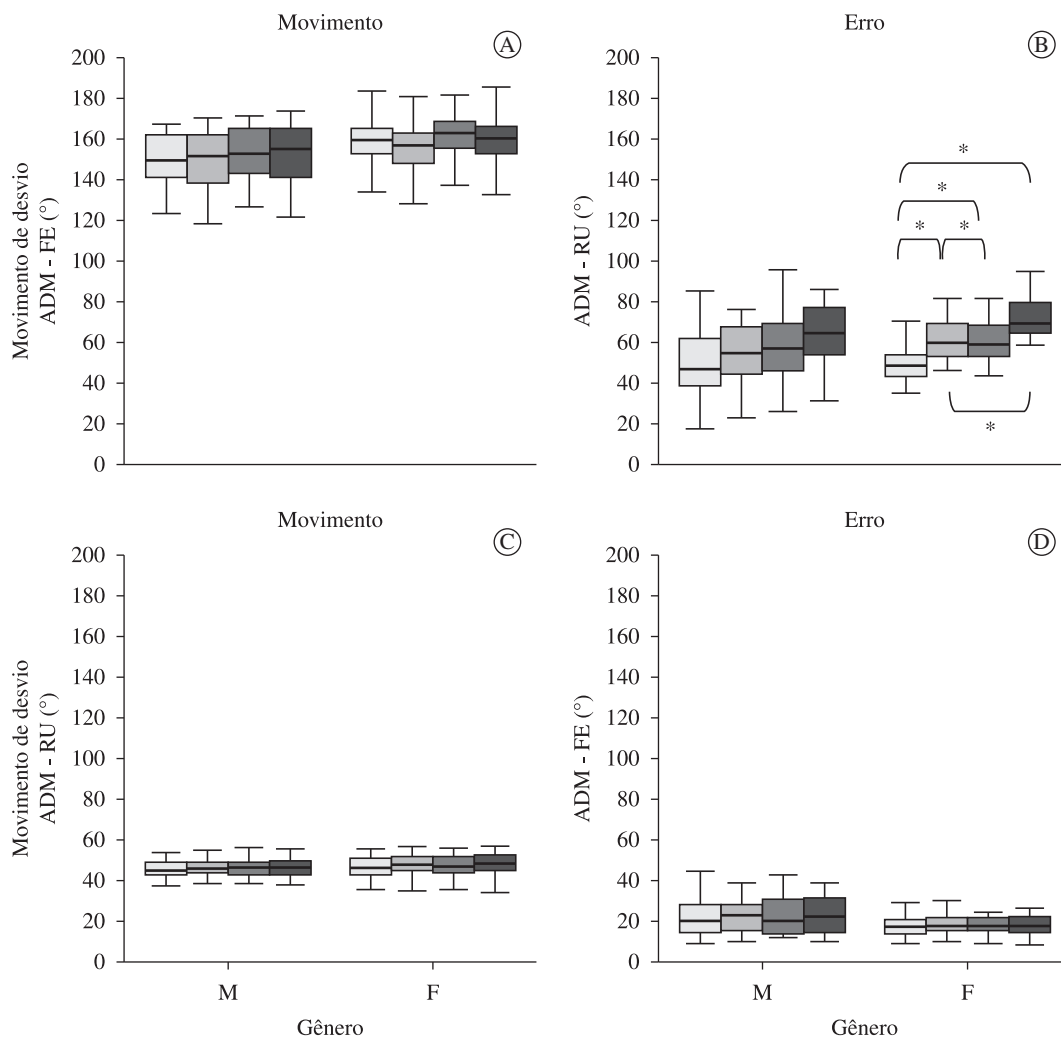


Figura 3. Erro inerente ao sensor testado em dispositivo de precisão.



**Figura 4.** Ângulos de flexão/extensão (A e D) e ângulos de desvio radial/ulnar (B e C) para: dados brutos = □; dados corrigidos pela subtração do *crossstalk* devido à rotação = ◻; dados corrigidos pela subtração do *crossstalk* inerente = ◼; e dados corrigidos pelos dois procedimentos combinados = ◼, separadamente para ambos os gêneros. As diferenças estatisticamente significativas entre as correções foram assinaladas (\*).

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.

## • Discussão

Os resultados de correção pelo *crossstalk* devido à rotação do antebraço e ao erro 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.<sup>7</sup> 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

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

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

utilizado. Hansson et al.<sup>7</sup> utilizaram o modelo XM110, e o presente estudo utilizou o XM65, no entanto Foltran et al.<sup>23</sup> mostraram não haver diferença significativa entre os registros desses sensores e que, para indivíduos de até 1,80 m, o sensor XM65 seria o mais indicado porque causa menor abaulamento da mola durante extensão do punho.

Buchholz e Wellman<sup>20</sup> 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 e Wellman<sup>20</sup> avaliaram apenas quatro indivíduos, diminuindo a variabilidade interindividual. 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 erro inerente para os dados de atividades funcionais resultaram em menor impacto nas medidas de amplitude do presente estudo. Sato, Coury e Hansson<sup>22</sup> aplicaram procedimentos de correção para o *crossstalk* inerente em registros obtidos em um protótipo e encontraram diminuição expressiva dos erros após a aplicação desse 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, esse método de correção depende do erro 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, conseqüentemente, o efeito da correção é desprezível. No presente estudo, pode-se notar que esses dois fatores influenciaram o resultado, uma vez que o erro inerente do sensor foi pequeno na ADM testada (Figura 3).

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.<sup>7</sup> ( $180^\circ$  e  $90^\circ$  respectivamente) e Sato, Coury e Hansson<sup>22</sup> ( $200^\circ$  e  $60^\circ$  respectivamente, em protótipo).

O *crossstalk* devido à rotação e o *crossstalk* inerente são duas fontes de erros importantes no registro dos movimentos, e a correção dos dados somando essas 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, tais procedimentos apresentaram resultados positivos em estudos prévios<sup>7,22</sup>. 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 encontrados para maiores amplitudes<sup>22</sup>, em torno de  $180^\circ$ , mensurados em protótipos e, portanto, maiores do que os dados coletados em ADM ativas pelo presente estudo (cerca de  $150^\circ$ ). 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, esperam-se melhores resultados das correções nas maiores ADMs. Além disso, para dados funcionais, pequenas modificações na ADM, como 6° encontrados por Buchholz e Wellman<sup>20</sup>, apresentam pouco impacto na correção dos dados<sup>7</sup>.

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 desse complexo articular<sup>29</sup>. Assim, a combinação de movimentos presentes nessa articulação pode influenciar os erros de medida<sup>30</sup>, dentre outros aspectos, porque a extensão está associada ao desvio radial<sup>31</sup>, e o indivíduo tem dificuldade de dissociar esses movimentos quando realiza uma atividade tanto funcional quanto isolada<sup>32</sup>.

Outras fontes de erros e variação podem ocorrer concomitantemente, como movimento da pele<sup>33</sup>, variação interindividual<sup>34</sup> relacionados às características de cada participante, como a estrutura óssea, gordura, musculatura, flexibilidade da pele, que podem contribuir para as diferentes amplitudes de rotação entre os terminais do sensor<sup>20</sup>.

### 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<sup>35</sup>, as quais também utilizam procedimentos similares aos utilizados por nosso grupo.

### 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 o 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 a 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.

### Agradecimentos

Este trabalho teve o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq Proc. N. 501731/2010-5 e Proc. N.301772/2010-0).

### Referências

- Hansson G-A, Balogh I, Ohlsson K, Rylander L, Skerfving S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *J Electromyogr Kinesiol.* 1996;6(1):23-35. [http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00017-8](http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411(95)00017-8)
- Hansson G-A, Balogh I, Ohlsson K, Granqvist L, Nordander C, Arvidsson I, et al. Physical workload in various types of work: Part I. Wrist and forearm. *Int J Ind Ergon.* 2008;39(1):221-33. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2008.04.003>
- 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]. [cited 2011 mar. 15]. 1997;141. Available from: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/>.
- Barbosa LH, Coury HJCG. Análise dos movimentos de punho nas atividades de ultra-sonografia: um estudo de caso. *Rev Bras Fisioter.* 2003;7(2):179-85.
- Mann KA, Werner FW, Palmer AK. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *J Orthop Res.* 1989;7(2):304-6. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.1100070219>
- Sölveborn SA, Olerud C. Radial epicondylalgia (tennis elbow): measurement of range of motion of the wrist and the elbow. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;23(4):251-7.
- Hansson G-A, 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. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.10.001>
- Hansson G-A, Balogh I, Byström JU, Ohlsson K, Nordander C, Asterland P, et al. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scand J Work Environ Health.* 2001;27(1):30-40. <http://dx.doi.org/10.5271/sjweh.584>
- Juul-Kristensen B, Hansson G-Å, Fallentin N., Andersen JH, Ekdahl C. Assessment of work postures and movements



- using a video-based observation method and direct technical measurements. *Appl Ergon*. 2001;32(5):517-524. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00017-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00017-5)
10. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franchignoni F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1995;10(5):275-7. [http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00017-F](http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033(95)00017-F)
  11. Spielholz P. Development of an electrogoniometer calibration procedure for the measurement of wrist angle and forearm rotation. In: Kumar S, editor. *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*. Washington: IOS Press, 1998. p. 499-502
  12. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*. 2001;87(9):479-8. [http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60695-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60695-5)
  13. Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras WS. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(5):455-64. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.01.006>
  14. Legnani G, Zappa B, Casolo F, Adamini R, Magnani PL. A model of an electro-goniometer and its calibration for biomechanical applications. *Med Eng Phys*. 2000;22(10):711-22. [http://dx.doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00009-1](http://dx.doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00009-1)
  15. Moriguchi C, Sato TO, Coury HJCG. Ankle movements during normal gait evaluated by flexible electrogoniometer. *Rev Bras Fisioter*. 2007;11(3):205-11. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552007000300006>
  16. Poletto PR, Sato TO, Carnaz L, Lobo da Costa PH, Coury HJCG. Do individuals who present a static difference between the knees also present a difference during gait? *Rev Bras Fisioter*. 2007;11(1):43-8. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552007000100008>
  17. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, André JM. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait Posture*. 2002;16(3):304-12. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00020-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00020-6)
  18. Carnaz L, Oliveira AB, Sato TO, Hansson G-A, Coury HJCG. Effects of sensor, trials and knee joint variables on electrogoniometric gait recordings. *Rev Bras Fisioter*. 2008;12(6):460-7. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552008005000008>
  19. Jonsson P, Johnson PW. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Appl Ergon*. 2001;32(6):599-607. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00036-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00036-9)
  20. Buchholz B, Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *Hum Factors*. 1997;39(1):119-29. <http://dx.doi.org/10.1518/001872097778940696>
  21. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(7):682-4. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00110-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00110-4)
  22. Sato TO, Coury HJCG, Hansson G-A. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):704-9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.01.006>
  23. Foltran FA, Silva LCCB, Sato TO, Coury HJCG. What electrogoniometry sensor is most suitable for measuring wrist movements? *Fisioter Mov*. 2011;24(2):357-66. <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-51502011000200017>
  24. Norkin CC, White DC. *Measurement of joint motion – A guide to goniometry*. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2003.
  25. Biometrics Ltd. *Goniometer and torsionmeter operating manual*. Gwent: UK; 1997.
  26. Gerhard J, Cocchiarella L, Lea R. *The practical guide to range of motion assessment*. 5nd ed. Chicago: AMA Press; 2002.
  27. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons; 1990.
  28. Bonett DG. Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision. *Stat Med*. 2002;21(9):1331-5. <http://dx.doi.org/10.1002/sim.1108>
  29. 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. [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00031-7](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00031-7)
  30. Kauer JMG. The mechanism of the carpal joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;202:16-26.
  31. Magee DJ. *Avaliação musculoesquelética*. 5. ed. São Paulo: Editora Manole; 2002.
  32. Matthew MM, Mozrall JR, Shealy JE. The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range motion. *Hum Factors*. 1999;49(2):205-13.
  33. Marshall WS, Schoenmarklin RW. Wrist motions in industry. *Ergonomics*. 1993;41(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. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.07.003>
  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. <http://dx.doi.org/10.1007/s12283-012-0094-7>

### Correspondence

**Helenice Jane Cote Gil Coury**  
 Universidade Federal de São Carlos  
 Departamento de Fisioterapia  
 Rod. Washington Luiz, Km 235  
 CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil  
 e-mail: helenice@ufscar.br