

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

FONTES DE ERRO EM MEDIDAS ELETROGONIOMÉTRICAS DE
MOVIMENTOS DO JOELHO

TATIANA DE OLIVEIRA SATO

SÃO CARLOS

2008

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

FONTES DE ERRO EM MEDIDAS ELETROGONIOMÉTRICAS DE
MOVIMENTOS DO JOELHO

TATIANA DE OLIVEIRA SATO

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia.

Área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientação: PROFA. DRA. HELENICE JANE COTE GIL COURY

Co-orientação: PROF. DR. GERT-ÅKE HANSSON (LUND UNIVERSITY – SUÉCIA)

Apoio Financeiro



Proc. N. 04/15579-5

SÃO CARLOS

2008

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

S253fe

Sato, Tatiana de Oliveira.

Fontes de erro em medidas eletrogoniométricas de movimentos do joelho / Tatiana de Oliveira Sato. -- São Carlos : UFSCar, 2008.

107 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2008.

1. Movimento. 2. Articulação do joelho. 3. Eletrogoniometro. 4. Confiabilidade e Validade. I. Título.


CDD: 155.412 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE TATIANA DE OLIVEIRA SATO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 17 DE JUNHO DE 2008

BANCA EXAMINADORA:



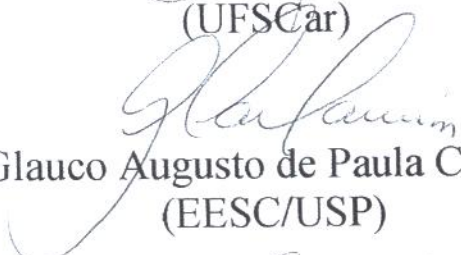
Helenice Jane Cote Gil Coury
(UFSCar)



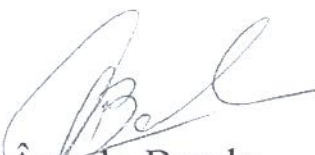
Tânia de Fátima Salvini
(UFSCar)



Jorge Oishi
(UFSCar)



Glauco Augusto de Paula Caurin
(EESC/USP)



José Ângelo Barelo
(Unesp/ Rio Claro)

DEDICATÓRIA

Procurei encontrar um trecho que expressasse meu sentimento nesta dedicatória à Profa. Helenice, mas ainda não encontrei um melhor que o da Marilena Chauí¹, que coloco em meus trabalhos desde o Trabalho de Graduação. Agora penso que pode ter sido muita pretensão ter dito isso naquela época, e talvez ainda seja, mas valem as palavras:

“A docência é formadora quando aceita que seu ponto de partida é a assimetria entre professor e aluno e seu ponto de chegada, a simetria entre ambos. Para que este processo se realize, é preciso afastar a ideologia do ‘diálogo’, do professor popular e querido porque ‘dialoga’ com seus estudantes. Acredito que a verdadeira docência é aquela em que o professor cria condições de diálogo do estudante com o saber, e não com ele. Em outras palavras, há docência quando o professor não se interpõe entre o aluno e o saber, não se oferece como substituto, imediato e fácil, dos conhecimentos, vedando o acesso ao conhecimento. Merleau-Ponty, numa bela passagem da Fenomenologia da Percepção, escreve que o bom professor é aquele que diz ‘faça comigo’; como o professor de natação que não ensina a nadar na areia, com gestos abstratos, mas lança-se n’água com o aluno e deixa-o conviver com ela, ser acolhido e repellido por ela para que, com ela (e não com ele), aprenda a nadar. A docência formadora, creio, é a que diz ‘faça comigo’ para que, ao fim e ao cabo, ali onde havia um professor e um aluno, haja dois professores”.

¹ Chauí, MS. Escritos sobre a Universidade. São Paulo: Ed. UNESP, 2001.

AGRADECIMENTOS

À MINHA FAMÍLIA, pais, irmãos, avós, tios, primos e primas, que são a base de tudo que sou;

AO LUIS ERNESTO, que sempre me ajuda a enxergar as coisas de forma mais simples;

À PROFA. HELENICE, por seu incentivo e pelas oportunidades que sempre me ofereceu, confiando em mim e em meu trabalho;

AO PROF. GERT-ÅKE HANSSON, por sua dedicação e imensa ajuda durante todas as etapas deste trabalho;

AOS MEMBROS DA BANCA DE AVALIAÇÃO, pela atenção ao ler meu trabalho e pelas sugestões oferecidas;

AOS COLEGAS DO LABORATÓRIO, que sempre têm um tempinho pra me ouvir e me ajudar no que for preciso;

À FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO (FAPESP), pela bolsa concedida;

AO PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA, seus professores e funcionários;

A TODOS que direta ou indiretamente contribuíram neste percurso.

RESUMO

A eletrogoniometria flexível é uma ferramenta de medida direta útil para avaliar os movimentos articulares. No entanto, ela requer alguns cuidados específicos, principalmente em relação à interface sensor-indivíduo. O *crosstalk*, ou seja, o fato de que movimentos realizados exclusivamente em um plano podem ser capturados como um falso registro no plano ortogonal, é considerado a principal fonte de erro do eletrogoniômetro. Não se sabe ainda qual a contribuição de variações entre sensores idênticos e do *crosstalk* devido ao desalinhamento dos terminais nos planos frontal e transversal. Portanto, este estudo tem por objetivo avaliar a contribuição destas fontes de erro para os registros eletrogoniométricos. Para isto foi desenvolvido um protótipo de precisão que simula movimentos puros de flexão/extensão. Os sensores do eletrogoniômetro foram acoplados neste protótipo. No estudo inicial foram avaliados seis sensores biaxiais. Cada sensor apresentou um padrão consistente e específico de *crosstalk*. Um procedimento de correção, baseado em ajuste polinomial, foi proposto e avaliado. Este procedimento causou uma redução expressiva dos erros devido ao *crosstalk* inerente. A partir deste estudo inicial foi realizado o segundo estudo. Os resultados deste segundo estudo indicaram que o desalinhamento em varo/valgo não causou erros adicionais nos registros e a rotação do sensor foi a principal fonte de *crosstalk*. Parte dos procedimentos de compensação dos erros desenvolvidos no Estudo 1 foram aplicados aos dados do Estudo 2, os quais também reduziram o *crosstalk* dos sensores. Estas compensações poderiam ser testadas em registros de movimentos funcionais para elucidar o efeito do *crosstalk* nas medidas cinemáticas do joelho e o impacto dos procedimentos de correção em medidas como picos, amplitudes e curvas de movimento.

PALAVRAS-CHAVE: Registro do movimento; ângulo do joelho; eletrogoniômetro; *crosstalk*; erros de medida.

ABSTRACT

Flexible goniometers are useful for direct movement measurements. However issues related to subject-sensor interface can introduce measurement errors. Crosstalk, i.e. the phenomenon that flexion/extension angles affect the varus/valgus angles, and vice versa, is considered as the main drawback of goniometers. It is not well known the effect of the variation between identical sensors and the crosstalk due to endblocks misalignment in frontal and transverse planes. Thus, the objective of this study was to evaluate the effect of these sources of variation to goniometer recordings. A precision jig, for simulating pure flexion/extension angles, was constructed. Goniometer sensors were attached to this jig. In the initial study six biaxial goniometers were evaluated. Each sensor showed a consistent and specific crosstalk pattern. A procedure for correction for the inherent crosstalk, based on polynomial adjust, was proposed and evaluated. This procedure provided a major reduction of the inherent crosstalk. A second study was developed to evaluate the effect of endblocks misalignments. Results showed that varus/valgus misalignments did not cause additional errors for the recordings. Rotation between endblocks was the main source of error. Compensation procedures developed in the first study were applied in this second one, also resulting in crosstalk reduction. These compensations might be required in functional movement recordings to elucidate the crosstalk effect in knee measurements and the impact of the compensation procedures in measures, such as peaks, ranges of motion and movements curves.

KEY-WORDS: *Movement recording; knee angle; electrogoniometer; crosstalk; measurement errors.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	(a) Componentes do sensor do eletrogoniômetro biaxial flexível e (b) Elementos sensíveis (<i>strain gauges</i>) dispostos ao longo do fio presente no interior da mola	2
Figura 2.	Sensor modelo XM 110 (<i>Biometrics Ltd</i>)	7
Figura 3.	Vistas medial e lateral do protótipo de precisão usado para simular movimentos de flexo-extensão do joelho direito. A. Vista medial mostrando o arco graduado; B. Vista lateral com o sensor acoplado ...	8
Figura 4.	<i>Crosstalk (fingerprint)</i> dos seis sensores (A-F), registrado durante 60s (aproximadamente 14 ciclos) de movimentos de flexão/extensão por $\pm 100^\circ$ no protótipo de precisão	11
Figura 5.	Dados compensados para os seis goniômetros (A-F) considerando um polinômio de ordem oito e um intervalo de tamanho 5° para todos os sensores	15
Figura 6.	<i>Crosstalk (fingerprint)</i> do sensor A, coletado em cinco dias consecutivos (1-5) e após vários (50) registros da marcha (6)	16
Figura 7.	Tipos de desvios do eletrogoniômetro: (a) em torno do eixo vertical; (b) em torno do eixo horizontal ântero-posterior e (c) em torno do eixo horizontal médio-lateral	21
Figura 8.	Cunhas precisas com ângulos conhecidos de rotação (A), varo (B) e valgo (C)	23
Figura 9.	Sensor acoplado ao protótipo, em A) Desalinhamento em varo e em B) Desalinhamento em rotação anti-horária dos terminais do sensor ..	24
Figura 10.	A) Registro estático do eletrogoniômetro mostrando o deslocamento da linha de base dos registros (<i>offset</i> – linha verde) com cunha em 16° de valgo; B) Registro dinâmico para avaliar o <i>crosstalk</i> dos sensores devido ao desalinhamento dos terminais	25
Figura 11.	Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para desalinhamentos em varo e valgo	27
Figura 12.	Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para os desalinhamentos em varo/valgo após a remoção do <i>fingerprint</i> do sensor	27
Figura 13.	Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para o desalinhamento em varo/valgo após a remoção do <i>fingerprint</i> e do <i>offset</i>	28
Figura 14.	Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para todas as combinações de cunhas de rotação testadas	30
Figura 15.	Princípio usado para a rotação do vetor no sistema de coordenadas	30
Figura 16.	Gráficos X-Y obtidos com desalinhamentos em rotação após a rotação do sistema de coordenadas	31
Figura 17.	Gráfico X-Y obtido com desalinhamento dos terminais do eletrogoniômetro em rotação após rotação do sistema de coordenadas e remoção do <i>fingerprint</i> do sensor	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Coefficientes dos polinômios derivados para cada um dos sensores	12
Tabela 2.	Erro RMS ($^{\circ}$) dos dados compensados para o <i>fingerpint</i> em função do tamanho do intervalo e do grau do polinômio, assim como erro RMS não compensado ($^{\circ}$) para os 6 sensores (A-F)	14
Tabela 3.	Valores RMS brutos e corrigidos ($^{\circ}$) para os desalinhamentos em varo e valgo	29
Tabela 4.	Valores RMS brutos e corrigidos ($^{\circ}$) para os desalinhamentos em rotação	33

SUMÁRIO

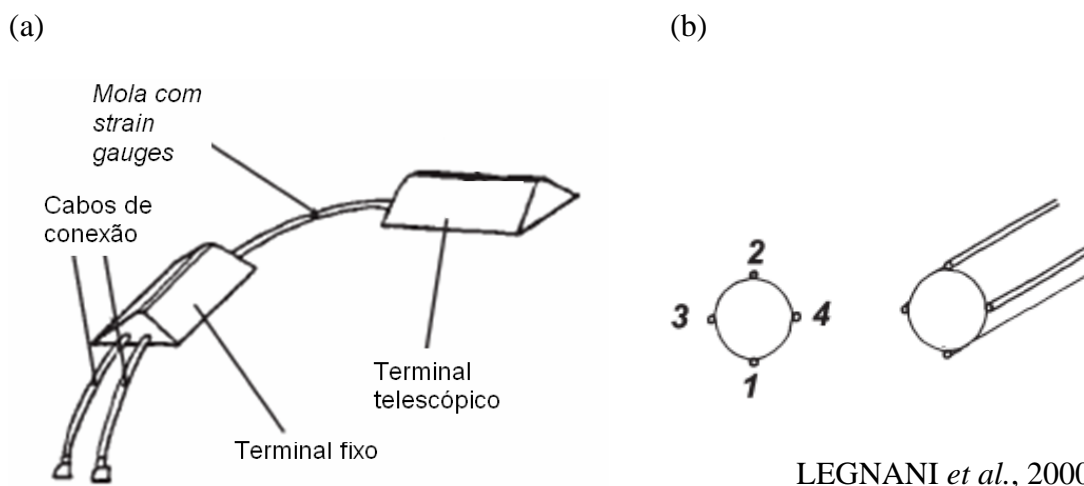
Contextualização	1
Estudo 1	5
Introdução	6
Métodos	7
Resultados	10
Discussão	16
Desdobramentos a partir do estudo inicial	19
Estudo 2	20
Introdução	21
Métodos	22
Resultados	26
Discussão	34
Conclusões	38
Considerações Finais	40
Considerações sobre os estudos	40
Atividade realizadas concomitantemente ao desenvolvimento do Doutorado ...	41
Referências Bibliográficas	43
Anexo I	47
Anexo II	54
Anexo III	79
Anexo IV	86
Anexo V	92
Anexo VI	100

CONTEXTUALIZAÇÃO

A marcha humana é uma função primordial para a realização de atividades cotidianas. Esta atividade é cíclica e requer posicionamento repetitivo das extremidades inferiores, sendo composta por movimento translacional do corpo e também de movimentos rotacionais de diversas articulações, de forma coordenada e harmônica (GROSS *et al.*, 2000).

Os movimentos rotacionais podem ser registrados por meio de sistemas de imagens, eletrogoniometria, entre outros. A eletrogoniometria é uma ferramenta promissora, já que fornece os ângulos alcançados em cada momento com relativa repetitividade e reprodutibilidade. Além disso, o eletrogoniômetro flexível é prático, portátil, relativamente simples de operar, possui boa adaptação aos segmentos corporais, é mais confiável do que outros tipos de goniômetro, como o universal e o potenciométrico (TESIO *et al.*, 1995; ROWE *et al.*, 2000).

O eletrogoniômetro flexível pode ser considerado uma alternativa viável para o registro do movimento humano, desde que apresente resultados satisfatórios em relação à exatidão, repetitividade e reprodutibilidade. Este equipamento é composto por dois terminais, um fixo e um telescópico, e uma mola de proteção que une os terminais. O elemento sensível, um fio com uma série de *strain gauges* montados ao redor de sua circunferência, encontra-se dentro desta mola (Figura 1). Conforme o ângulo entre os dois terminais é alterado, a mudança ao longo do comprimento do fio é medida e convertida em ângulos (BIOMETRICS, 1997).



LEGNANI *et al.*, 2000

Figura 1. (a) Componentes do sensor do eletrogoniômetro biaxial flexível e (b) Elementos sensíveis (*strain gauges*) dispostos ao longo do fio presente no interior da mola.

Poucos estudos compararam os resultados obtidos usando sensores do mesmo modelo. SHIRATSU e COURY (2003) relataram que sensores idênticos podem apresentar resultados diferentes quando testados, em relação à exatidão e repetitividade; enquanto HANSSON *et al.* (1996) e ROWE *et al.* (2001) não identificaram diferença entre sensores idênticos. Portanto, parece relevante verificar se sensores idênticos apresentam resultados similares.

A construção do eletrogoniômetro biaxial permite o registro dos ângulos em dois planos de movimento ortogonais entre si e, por isso pode ocorrer interferência entre os registros destes planos (HANSSON *et al.*, 1996; 2004). O *crosstalk* é definido como um falso sinal no plano frontal que é registrado durante movimentos puros no plano sagital e vice-versa (HANSSON *et al.*, 2004). O fabricante afirma que o *crosstalk* dos sensores biaxiais é de até 5% para ângulos maiores que 60°, isto é, se uma articulação move-se da posição neutra para 60° em um plano, sem movimento no plano ortogonal, o sensor registrará um valor máximo de 3° no plano em que não houver movimento

(BIOMETRICS, 1997). O *crosstalk* tem sido considerado a principal fonte de erro do registro eletrogoniométrico (HANSSON *et al.*, 1996; 2004), sendo que pode conduzir a erros de medida quando acoplados em segmentos corporais que realizam movimentos em diversos planos, como no caso do complexo do joelho.

A articulação do joelho é uma das maiores e mais complexas articulações do corpo humano. A articulação tibiofemoral possui dois graus de liberdade: flexão/extensão no plano sagital e rotação medial e lateral no plano transverso. O joelho pode realizar também um movimento translatório na direção médio-lateral, chamado varo (abdução da coxa e adução da perna) e valgo (adução da coxa e abdução da perna) (SMITH *et al.*, 1997; NORKIN e LEVANGIE, 2001; POWERS, 2003).

Uma grande variedade de alterações posturais pode ser observada no joelho: varo, valgo, flexo, recurvatum, rotação tibial. Essas alterações posturais provocam um desalinhamento entre a orientação do fêmur (coxa) e da tíbia/fíbula (perna) (SMITH *et al.*, 1997). Assim, o acoplamento do eletrogoniômetro no joelho de indivíduos com alterações posturais excessivas pode ser prejudicado. No entanto, como o eletrogoniômetro é uma ferramenta relativamente nova para a avaliação da marcha, ainda não se sabe se estes desalinhamentos ósseos conduziram a erros de medida.

Baseado nesta lacuna e em um estudo prévio (COURY *et al.*, 2006), que trouxe alguns questionamentos sobre o *crosstalk* nas medidas do joelho, desenvolveu-se este estudo. COURY *et al.* (2006) avaliaram o efeito de um treinamento excêntrico dos músculos extensores do joelho na cinemática do joelho durante a marcha, sendo que os autores encontraram um aumento expressivo na amplitude de movimento do joelho no plano frontal após o treino. No entanto, como estes indivíduos tiveram uma grande hipertrofia muscular os autores levantaram a hipótese de que esta hipertrofia causou um

desalinhamento dos terminais, o qual poderia aumentar a magnitude do erro de medida devido ao *crosstalk*.

Diante disso, foram realizados dois estudos, os quais tiveram por objetivo: 1) determinar e avaliar um algoritmo para compensação dos erros inerentes a cada sensor (*fingerprint*); e 2) quantificar os erros presentes nas medidas obtidas por eletrogoniômetro flexível com desalinhamentos em varo/valgo e rotação em um protótipo. O primeiro estudo foi submetido ao periódico *Journal of Electromyography and Kinesiology*, tendo sido aceito para publicação. O segundo encontra-se em fase final de elaboração. Os textos completos dos dois estudos são apresentados a seguir, assim como a versão em pdf do primeiro artigo (ANEXO I).

ESTUDO 1

MELHORANDO A EXATIDÃO DO ELETROGONIÔMETRO PELA CORREÇÃO DE ERROS DEVIDO A CARACTERÍSTICAS INDIVIDUAIS DO TRANSDUTOR

SATO TO, COURY HJCG, HANSSON G-Å. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. **J Electromyogr Kinesiol**, in press. doi:10.1016/j.jelekin.2008.01.006.

Introdução

Os ângulos articulares são variáveis relevantes a serem medidas durante atividades funcionais, como a marcha. O principal movimento do joelho durante a marcha ocorre no plano sagital (flexão/extensão), mas movimentos no plano frontal (varo/valgo) e transversal (rotação medial e lateral) também ocorrem. Lesões ortopédicas, como a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), diferentes métodos de reconstrução e reabilitação do joelho são possíveis situações nas quais se pode utilizar a análise da marcha. Este tipo de análise fornece informações sobre a estabilidade articular do joelho, que pode ser relevante para prever os efeitos a longo prazo de um tratamento.

Os movimentos do joelho podem ser registrados por métodos opto-eletrônicos, eletrogoniômetros, etc. Métodos opto-eletrônicos bidimensionais requerem que a câmera seja posicionada no plano de movimento de forma precisa e que os movimentos sejam realizados apenas no plano escolhido; métodos tridimensionais podem registrar o movimento em qualquer direção, mas apresentam limitações para registrar a posição de todos os marcadores por, pelo menos, duas câmeras em todas as fases do movimento. Ambos os métodos, assim como os eletrogoniômetros utilizam como referências anatômicas pontos ósseos sobre a pele da coxa e perna, por isso todos são sensíveis a artefatos de tecidos moles (REINSCHMIDT *et al.*, 1997; STAGNI *et al.*, 2005).

O *crosstalk*, ou seja, movimentos realizados exclusivamente em um plano de movimento podem ser capturados como um falso registro no plano ortogonal, é considerado a principal fonte de erro dos eletrogoniômetros (HANSSON *et al.*, 1996; BUCHHOLZ e WELLMAN, 1997; JOHNSON *et al.*, 2002; HANSSON *et al.*, 2004). A rotação entre os terminais dos sensores tem sido considerada como a principal fonte de

crosstalk do eletrogoniômetro (HANSSON *et al.*, 1996). Além disso, existe também um *crosstalk* inerente devido a restrições materiais e mecânicas do equipamento durante sua construção, mesmo na ausência de rotação entre os terminais do sensor. Este *crosstalk* inerente difere entre os sensores (por isso usa-se a notação *fingerprint*) e geralmente aumenta com o aumento das amplitudes registradas. Por exemplo, durante a marcha o joelho alcança aproximadamente 60° de flexão e 8° de valgo na fase de balanço (PERRY, 1992). Neste caso, movimentos amplos de flexo-extensão e movimentos pequenos de varo-valgo ocorrem, e sem compensar os dados para o *crosstalk* inerente não é possível obter registros válidos dos ângulos de varo-valgo durante a marcha usando os eletrogoniômetros flexíveis.

Diante disso, o objetivo deste estudo é elucidar o efeito do *crosstalk* inerente do sensor de eletrogoniômetros biaxiais e compensá-lo para aplicações nas quais os movimentos ocorrem em uma direção dominante.

Métodos

Eletrogoniômetros, protótipo, aquisição de dados e processamento

Seis sensores de eletrogoniômetros biaxiais (XM110, *Biometrics*) foram avaliados e serão referidos por A, B, C, D, E e F (Figura 2).



Figura 2. Sensor modelo XM 110 (*Biometrics Ltd*).

Os dados foram amostrados em uma frequência de 100 Hz por uma unidade de aquisição (DataLog, *Biometrics Ltd*). Para simular movimentos puros de flexo-extensão, um protótipo de precisão, incluindo um arco graduado, foi construído (Figura 3). O protótipo foi definido como joelho direito. O sensor foi acoplado na face lateral do protótipo. Os segmentos superior e inferior do protótipo são articulados por um mecanismo interno de rolamentos. O segmento inferior é fixo e os movimentos do protótipo foram realizados por meio da movimentação do segmento superior. Movimento para trás do segmento superior foi considerado flexão (valores positivos) e o movimento para frente do segmento superior foi considerado extensão (valores negativos). A amplitude de movimento testada foi de 100° para flexão e extensão, uma vez que a extensão de 0-100° para o joelho direito corresponde à flexão de 0-100° para o joelho esquerdo, e por isso seria relevante de ser testada.

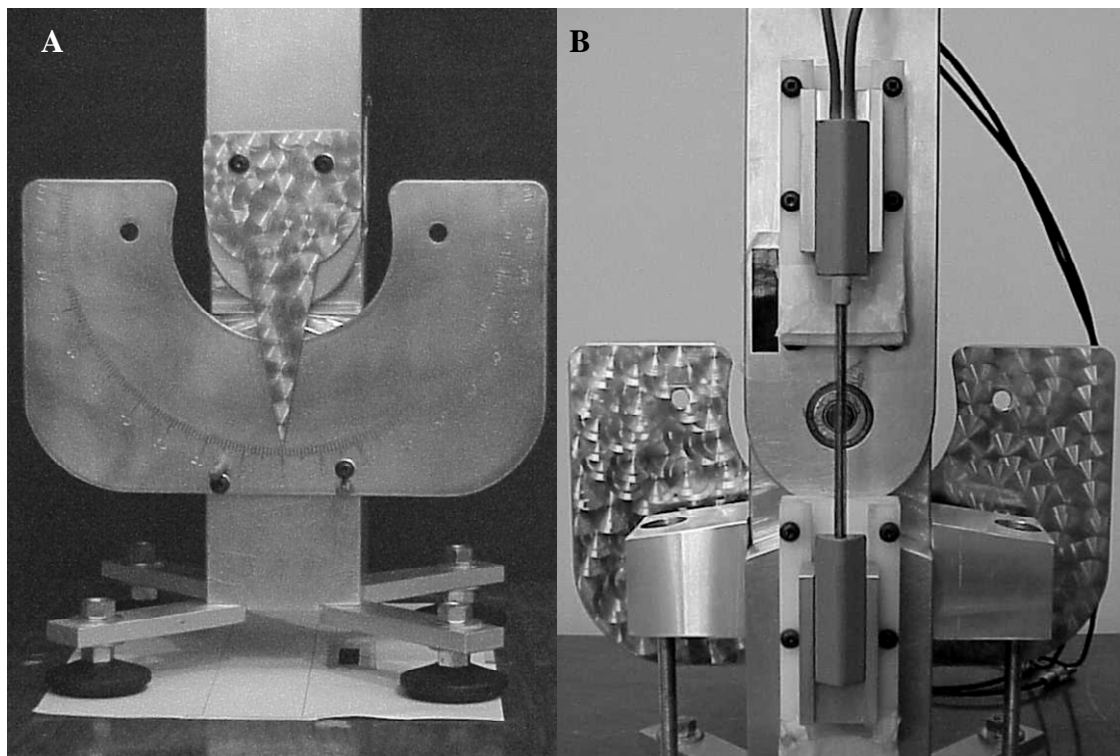


Figura 3. Vistas medial e lateral do protótipo de precisão usado para simular movimentos de flexo-extensão do joelho direito. A. Vista medial mostrando o arco graduado; B. Vista lateral com o sensor acoplado.

Procedimentos

Antes do sensor do goniômetro ser fixado no protótipo ele foi colocado em uma posição mecânica neutra, e registrou-se o sinal resultante para flexão/extensão e varo/valgo; ao longo dos testes este registro definiu o valor zero para os ângulos do eletrogoniômetro. Para avaliar o *crosstalk* inerente dos sensores individuais, os ângulos de flexão(+)/extensão(-) e valgo(+)/varo(-) foram registrados durante movimentos suaves do segmento superior do protótipo em flexão e extensão por uma amplitude de movimento de $\pm 100^\circ$. O registro durou 60 segundos e em média 14 ciclos foram registrados.

Um dos sensores (sensor A) foi testado cinco vezes em dias consecutivos; e testado novamente após cinquenta registros da marcha, os quais duravam três minutos cada, sendo que aproximadamente 100.000 incursões de flexão/extensão do joelho foram realizadas. Estes dados foram coletados para verificar a repetitividade entre dias do *fingerprint* do sensor e a manutenção de suas características inerentes após um longo período de uso. Os procedimentos para coleta de dados foram os mesmos descritos acima.

Análise dos dados

Uma rotina para compensar o *fingerprint* dos sensores foi desenvolvida em Matlab (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Inicialmente, os dados angulares foram filtrados com um filtro *Butterworth* de 2ª. ordem, passa baixa de 10 Hz e atraso de fase zero. Os gráficos X-Y dos dados filtrados constituem o *fingerprint* dos goniômetros.

A seguir, para preparar os dados para o ajuste polinomial, os dados de flexão/extensão foram divididos em intervalos de tamanho fixo (5° , 2° ou 1°), desde o valor máximo até o mínimo. Por exemplo, para um intervalo de tamanho 5° e uma amplitude de flexo-extensão de $\pm 100^\circ$, 40 intervalos foram definidos (20 para flexão e 20 para a extensão). Cada amostra foi alocada em um intervalo de acordo com o valor de flexo-extensão. Para as amostras de um intervalo específico, as médias dos ângulos de flexo-extensão e de varo-valgo foram calculadas. Portanto, no exemplo citado anteriormente, uma matriz X-Y de 40 elementos foi gerada para cada sensor do eletrogoniômetro.

A partir destes dados um polinômio foi ajustado, considerando os ângulos de flexo-extensão como variável independente (X) e os ângulos de varo-valgo como variável dependente (Y). O ajuste utilizado usou o critério de mínimos quadrados. Foram avaliados polinômios de grau 1 a 11.

Os dados originais foram corrigidos de acordo com os polinômios derivados; para cada amostra de flexo-extensão e varo-valgo o valor do polinômio foi calculado e subtraído dos valores de varo-valgo.

Finalmente, o erro RMS dos dados compensados foi calculado e usado como critério para avaliar a efetividade da compensação em função do tamanho do intervalo e do grau do polinômio.

Resultados

Cada um dos seis goniômetros mostrou um *crosstalk* inerente (*fingerprint*) (Figura 4). Houve grande diferença entre os sensores, sendo que o falso registro de varo/valgo encontrado foi considerável para alguns deles (sensor D), correspondendo a

um valor máximo de $8,9^\circ$ e $26,5^\circ$ para ângulos de flexo-extensão de 60° e 90° , respectivamente. Os sensores A e E apresentaram uma curva simétrica e o sensor D apresentou uma curva assimétrica. Todos os sensores mostraram um efeito de histerese, em média de $1,6^\circ$.

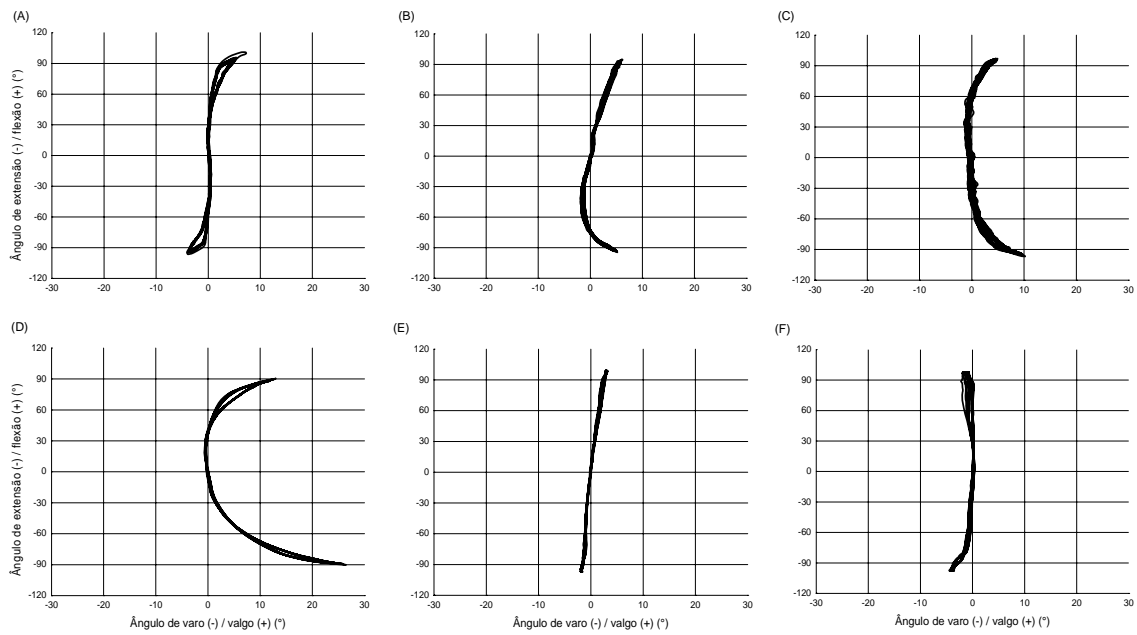


Figura 4. *Crosstalk* (*fingerprint*) dos seis sensores (A-F), registrado durante 60s (aproximadamente 14 ciclos) de movimentos de flexão/extensão por $\pm 100^\circ$ no protótipo de precisão.

Tabela 1. Coeficientes dos polinômios derivados para cada um dos sensores.

<i>Sensores</i>	<i>Ordem de potência</i>								
	8	7	6	5	4	3	2	1	0
A	$8,9 \times 10^{-16}$	$8,7 \times 10^{-14}$	$-1,5 \times 10^{-11}$	$-1,2 \times 10^{-9}$	$7,6 \times 10^{-8}$	$1,0 \times 10^{-5}$	$-5,6 \times 10^{-5}$	$-1,3 \times 10^{-2}$	1,1
B	$2,2 \times 10^{-15}$	$4,1 \times 10^{-15}$	$-3,6 \times 10^{-11}$	$-5,3 \times 10^{-10}$	$2,5 \times 10^{-7}$	$4,1 \times 10^{-7}$	$-3,0 \times 10^{-4}$	$4,0 \times 10^{-2}$	1,8
C	$2,1 \times 10^{-15}$	$-5,4 \times 10^{-14}$	$-3,6 \times 10^{-11}$	$4,1 \times 10^{-10}$	$2,8 \times 10^{-7}$	$-1,4 \times 10^{-6}$	$-3,7 \times 10^{-4}$	$-1,2 \times 10^{-2}$	0,81
D	$6,4 \times 10^{-15}$	$-3,0 \times 10^{-13}$	$-9,0 \times 10^{-11}$	$3,6 \times 10^{-9}$	$5,5 \times 10^{-7}$	$-1,7 \times 10^{-5}$	$3,2 \times 10^{-5}$	$-2,5 \times 10^{-2}$	0,19
E	$2,9 \times 10^{-16}$	$2,3 \times 10^{-14}$	$-6,2 \times 10^{-12}$	$-2,3 \times 10^{-10}$	$3,3 \times 10^{-8}$	$4,1 \times 10^{-7}$	$4,7 \times 10^{-5}$	$2,3 \times 10^{-2}$	0,46
F	$8,8 \times 10^{-16}$	$-5,1 \times 10^{-14}$	$-2,2 \times 10^{-11}$	$1,2 \times 10^{-9}$	$1,5 \times 10^{-7}$	$-5,6 \times 10^{-6}$	$-4,9 \times 10^{-4}$	$1,1 \times 10^{-2}$	0,65

A Tabela 2 mostra o valor RMS dos dados brutos e compensados em função do tamanho do intervalo e do grau do polinômio. A ordem ideal do ajuste polinomial é diferente entre os sensores: para o sensor A uma ordem maior que três não causa qualquer melhora significativa na compensação; para os sensores B, C e E a ordem correspondente foi cinco, e para os sensores D e F foi oito. Assim, um polinômio de ordem oito e um intervalo de tamanho 5° parecem ser adequados para todos os sensores e foram aplicados para construir a Figura 5.

Tabela 2. Erro RMS ($^{\circ}$) dos dados compensados para o *fingerprint* em função do tamanho do intervalo e do grau do polinômio, assim como erro RMS não compensado ($^{\circ}$) para os 6 sensores (A-F).

Ordem do polinômio	Sensor (erro não compensado; RMS ($^{\circ}$))																	
	A (2,02)			B (2,88)			C (3,37)			D (10,09)			E (1,75)		F (1,81)			
	Tamanho do intervalo ($^{\circ}$)																	
	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1
1	0,97	0,97	0,97	2,11	2,11	2,11	2,66	2,66	2,66	7,04	7,06	7,07	0,30	0,31	0,31	1,26	1,26	1,26
2	1,01	1,00	1,00	0,98	0,98	0,98	0,93	0,93	0,93	1,82	1,85	1,85	0,17	0,17	0,17	0,58	0,58	0,58
3	0,44	0,44	0,44	0,61	0,61	0,61	0,88	0,87	0,87	1,62	1,64	1,65	0,15	0,16	0,16	0,43	0,44	0,44
4	0,44	0,44	0,44	0,29	0,29	0,29	0,48	0,47	0,47	0,66	0,68	0,67	0,14	0,14	0,14	0,36	0,36	0,36
5	0,43	0,43	0,43	0,24	0,24	0,24	0,45	0,44	0,44	0,64	0,65	0,64	0,12	0,12	0,12	0,35	0,36	0,36
6	0,43	0,43	0,43	0,24	0,24	0,24	0,45	0,44	0,44	0,58	0,59	0,58	0,12	0,12	0,12	0,38	0,37	0,37
7	0,42	0,42	0,42	0,24	0,24	0,24	0,45	0,44	0,44	0,58	0,58	0,58	0,13	0,12	0,12	0,36	0,35	0,35
8	0,42	0,42	0,42	0,23	0,23	0,23	0,43	0,42	0,42	0,55	0,56	0,55	0,12	0,12	0,12	0,34	0,33	0,33
9	0,42	0,42	0,42	0,23	0,23	0,23	0,43	0,42	0,42	0,55	0,55	0,55	0,12	0,12	0,12	0,33	0,33	0,33
10	0,42	0,42	0,42	0,22	0,22	0,22	0,43	0,42	0,42	0,55	0,55	0,55	0,13	0,12	0,12	0,32	0,32	0,32
11	0,42	0,42	0,42	0,22	0,22	0,22	0,43	0,42	0,42	0,55	0,55	0,54	0,12	0,12	0,12	0,32	0,32	0,32

Após a aplicação do algoritmo para correção do *fingerprint* todos os sensores mostraram uma redução considerável no *crosstalk* inerente, uma vez que os gráficos X-Y se aproximaram de uma linha reta ao redor do valor zero para os ângulos de varo-valgo (Figura 5).

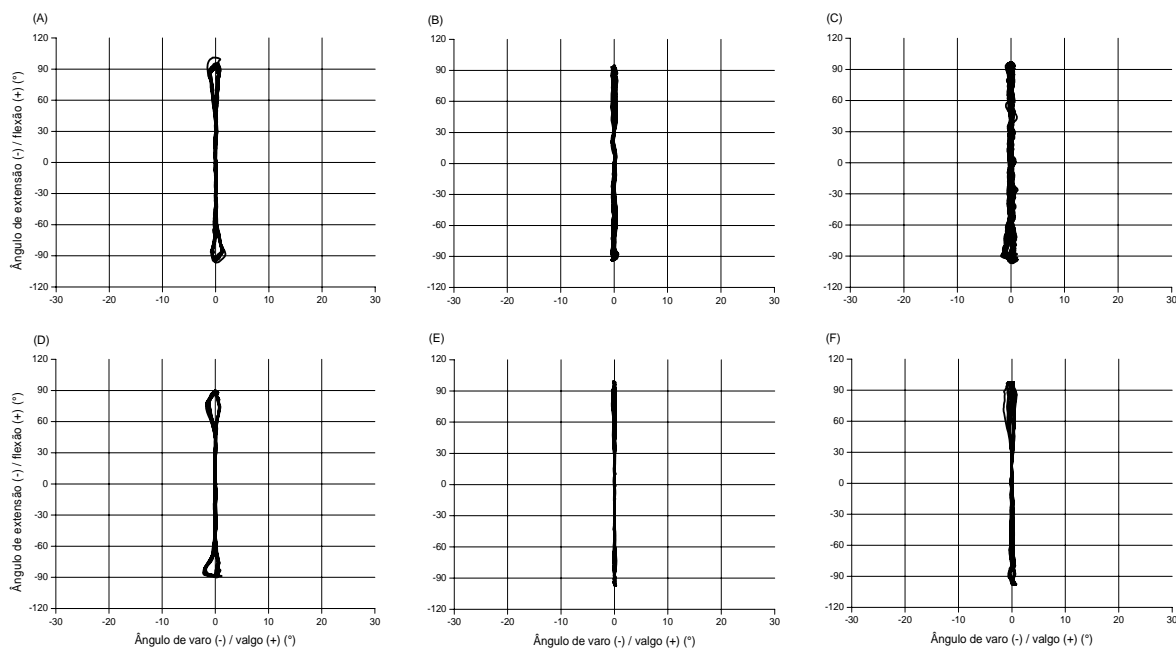


Figura 5. Dados compensados para os seis goniômetros (A-F) considerando um polinômio de ordem oito e um intervalo de tamanho 5° para todos os sensores.

A Figura 6 mostra o *fingerprint* de um dos sensores, o qual foi testado cinco vezes em dias consecutivos (Figura 6, 1-5), e após vários registros da marcha (Figura 6, 6). O sensor mostrou um padrão similar quando foi avaliado cinco vezes, e apenas uma pequena diferença após longo período de uso.

O erro médio antes e depois da correção para os seis sensores foi de $3,7^\circ$ (variando de $1,8^\circ$ a $10,1^\circ$) e $0,35^\circ$ (variando de $0,12^\circ$ a $0,55^\circ$), respectivamente. O método de correção reduziu o erro, em média 12% (variando de 5% a 21%).

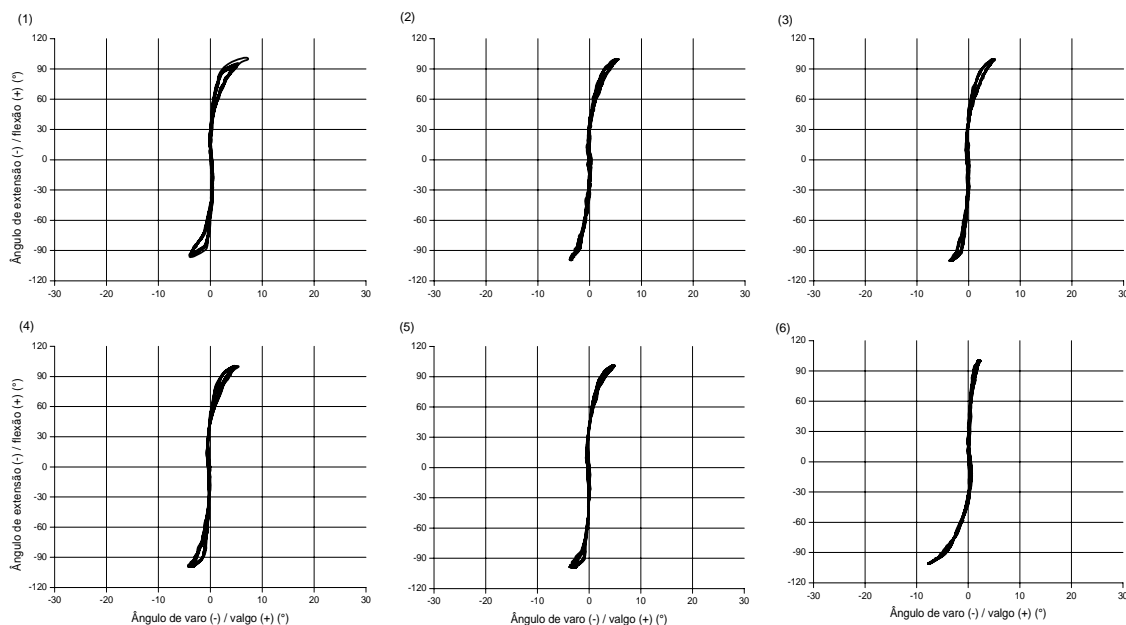


Figura 6. *Crosstalk (fingerprint)* do sensor A, coletado em cinco dias consecutivos (1–5) e após vários (50) registros da marcha (6).

Discussão

Os sensores do goniômetro apresentaram um *crosstalk* inerente (*fingerprint*) provavelmente relacionado a limitações materiais e mecânicas durante sua fabricação. Este *crosstalk* inerente diferiu entre os sensores e aumentou com o aumento da amplitude de flexão/extensão.

SHIRATSU e COURY (2003) compararam sensores similares e também encontraram diferenças significativas entre eles. Os autores sugerem que cada sensor seja testado antes de ser usado quando se busca medidas altamente precisas. ROWE *et al.* (2001) encontrou diferenças menores que 1% do valor medido.

Um algoritmo para caracterizar o *fingerprint* do sensor por um polinômio foi proposto e causou uma redução considerável no *crosstalk* inerente. Os aspectos técnicos mais relevantes deste procedimento de correção são o tamanho do intervalo considerado para os cálculos e a ordem do polinômio. Os resultados mostraram que a redução do

tamanho do intervalo de 5° para 1° não reduziu o erro RMS. Por outro lado, diminuindo o tamanho do intervalo de 5° para 1° ocorre um aumento no número de pontos, que para a amplitude de movimento testada ($\pm 100^\circ$) e um intervalo de 1° para correção dos dados, uma matriz de 200 valores é gerada. Para um intervalo de tamanho 5° a matriz gerada possui 40 valores, o que simplifica os cálculos consideravelmente. Para polinômios testados, de pequena ordem (1 a 11), todos os sensores mostraram uma redução no erro RMS com o aumento da ordem do polinômio. Entretanto, essa diminuição estabilizou-se com ordens de três a oito. Assim, o formato geral do *fingerprint* foi, para todos os sensores, bem caracterizado por um polinômio de ordem oito, e não há nenhuma razão óbvia de que outros sensores apresentem um *fingerprint* mais complexo que necessite um ajuste polinomial de ordem maior.

O método de correção apresentado é aplicável para compensar o erro devido ao *crosstalk* introduzido por grandes amplitudes em um dos planos de movimento e pequena amplitude no plano perpendicular. Após testar o sensor no protótipo, derivar o polinômio, e avaliar a redução do erro, os coeficientes do polinômio podem ser usados no pré-processamento dos dados coletados. Assim, a correção pode ser realizada de forma simples para os registros seguintes. Além disso, o método apresentado pode ser ampliado para incluir aplicações com grandes amplitudes de movimento em duas direções de forma simultânea: usando um protótipo com dois graus de liberdade, dois conjuntos (um para cada eixo) de *fingerprints* bidimensionais podem ser derivados, e aplicados para a compensação de um *crosstalk* inerente mútuo, de forma análoga ao método apresentado.

Um aspecto crucial é a estabilidade do *fingerprint* em dias sucessivos e possíveis modificações devido ao uso do sensor. Os dados obtidos neste estudo mostram que a

característica do goniômetro (*fingerprint*) não muda a curto prazo e que o método de compensação apresentado é válido. Os testes também mostraram que após uso intenso do sensor a característica do sensor pode mudar um pouco, por isso após longo período de uso pode ser preferível obter um novo registro do *fingerprint* e derivar um novo polinômio para correção, de forma a manter uma grande redução do erro.

Embora o método de correção do *fingerprint* forneça uma redução considerável do *crosstalk* inerente ele possui limitações. A redução do tamanho do intervalo e o aumento da ordem do polinômio não causam qualquer redução do erro. Considerando o erro residual após a correção, conforme a Figura 5, parece óbvio que o efeito da histerese (ou seja, o fato de que o erro é dependente da direção do movimento), o qual não foi compensado pelo método apresentado, é a principal fonte do erro residual. Este efeito da histerese já foi relatado por ROWE *et al.* (2001). Estes autores afirmam que para movimentos com amplitude de 100° um efeito histerético máximo de 1° é esperado, como encontrado no presente estudo. Desta forma, para reduzir ainda mais o erro, um modelo mais complexo, que também inclua a seqüência temporal do movimento, deveria ser aplicado.

Além disso, outros fatores, como alterações dos sensores e amplificadores com mudanças na temperatura; mudança no ganho dos amplificadores; diferentes formas de centralizar o sensor; podem diminuir a qualidade dos registros.

Assim, estudos futuros poderiam tratar destes aspectos relevantes para melhorar ainda mais a exatidão e precisão dos registros do eletrogoniômetro. Outra perspectiva de pesquisa é avaliar o efeito da compensação do *fingerprint* em condições reais, como situações clínicas e funcionais.

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL

Os resultados obtidos no primeiro estudo evidenciaram que diferentes sensores do eletrogoniômetro flexível apresentam erros diferentes quando testados em um protótipo de precisão. A partir deste achado, foi proposto um algoritmo para compensação dos erros inerentes a cada sensor.

Uma outra fonte de erro para o registro são os desalinhamentos dos terminais do sensor nos planos frontal e transversal. Estes desalinhamentos ocorrem devido à configuração óssea, alinhamento dos membros inferiores e variações no alinhamento dos terminais durante o acoplamento dos sensores.

A rotação dos terminais é considerada a principal fonte de *crosstalk* nos registros, sendo que procedimentos de correção para este tipo de erro já foram relatados para os movimentos do punho (HANSSON *et al.*, 2004). No entanto, ainda não se sabe se desalinhamentos no plano frontal (varo/valgo) podem trazer erros para as medidas do eletrogoniômetro flexível. Diante disso um novo estudo (Estudo 2) foi conduzido com o objetivo de avaliar os erros do eletrogoniômetro devido aos desalinhamentos dos terminais nos planos transversal e frontal. Esse estudo é apresentado a seguir.

ESTUDO 2

**AVALIAÇÃO DOS ERROS DO ELETROGONIÔMETRO FLEXÍVEL DEVIDO
AO DESALINHAMENTO EM VARO/VALGO E EM ROTAÇÃO DOS
TERMINAIS DO SENSOR**

Introdução

A eletrogoniometria flexível requer alguns cuidados específicos, principalmente em relação à interface sensor-indivíduo. Podem ocorrer três tipos de desvios durante a colocação dos terminais dos sensores na coxa e perna: (a) ao redor do eixo vertical (movendo os terminais no plano transverso); (b) ao redor do eixo horizontal ântero-posterior (movendo os terminais no plano frontal, devido a desvios posturais do joelho em varo e valgo) e (c) ao redor do eixo horizontal médio-lateral, que estão ilustrados na Figura 7.

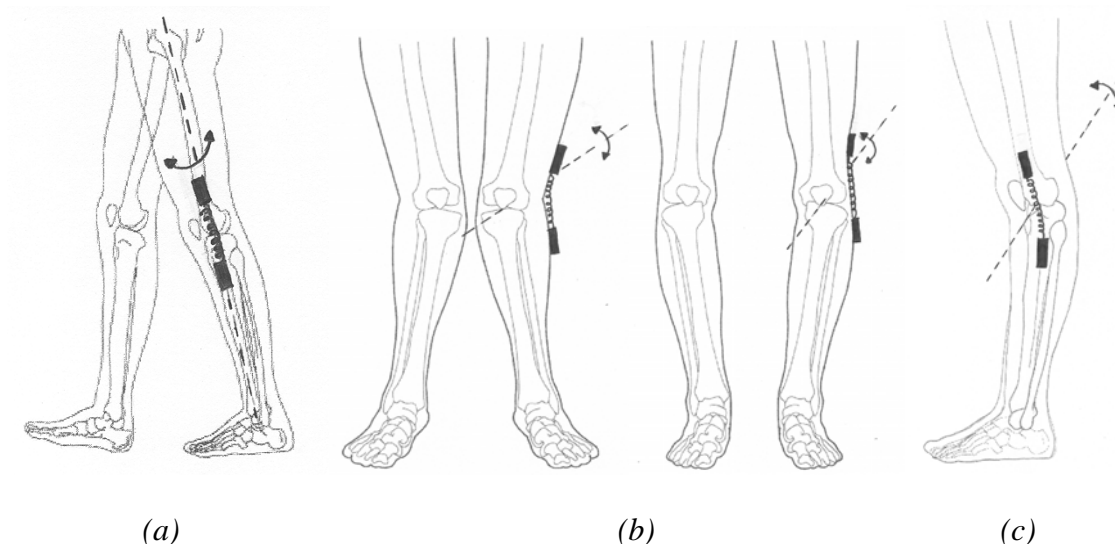


Figura 7. Tipos de desvios do eletrogoniômetro: (a) em torno do eixo vertical; (b) em torno do eixo horizontal ântero-posterior e (c) em torno do eixo horizontal médio-lateral.

Embora o erro devido à rotação do sensor ao redor do eixo horizontal médio-lateral (c) seja compensado no registro em posição de referência e não interfira nas medidas, os desvios *a* e *b* podem introduzir erros, devido ao desvio dos terminais do eletrogoniômetro. O desvio em varo/valgo (b) também pode ser compensado durante o

registro da posição de referência dos sensores, mas esta compensação pode não ser válida durante os movimentos de flexão/extensão do joelho.

Diante disso, o objetivo deste estudo é determinar e avaliar os erros devido ao desalinhamento em varo/valgo e devido à rotação dos terminais dos sensores dos eletrogoniômetros flexíveis (*crosstalk*) e propor um algoritmo para compensação destes erros.

Métodos

Equipamentos

- Protótipo da articulação do joelho: Foi desenvolvido um protótipo que simula os movimentos de flexão/extensão do joelho. Este protótipo possui dois segmentos articulados entre si por meio de uma dobradiça (como o modelo do joelho). Esses segmentos são duas hastes com secção transversal quadrada (como o modelo da coxa e perna). O protótipo realiza os movimentos de flexão/extensão e tem um aferidor preciso de ângulos. O aferidor foi confeccionado a partir de um goniômetro preciso, considerado padrão-ouro de medida, em uma oficina de precisão. O sensor é acoplado na superfície lateral deste protótipo.
- Cunhas: Foram desenvolvidas cunhas, com ângulos conhecidos, que são fixadas entre o protótipo e os terminais sensor. Essas cunhas simulam os desvios em varo/valgo e rotação do joelho (Figura 8).
- Conjunto de eletrogoniômetro e acessórios (*BIOMETRICS Ltd., Gwent, UK*): Foram usados sensores (XM110), cabos de conexão e unidade de aquisição dos dados (DataLog).

- Programa de análise do próprio fabricante do equipamento (DataLog PC Software, versão 3.0, 2002), e os programas Excel e Matlab para processamento dos dados.

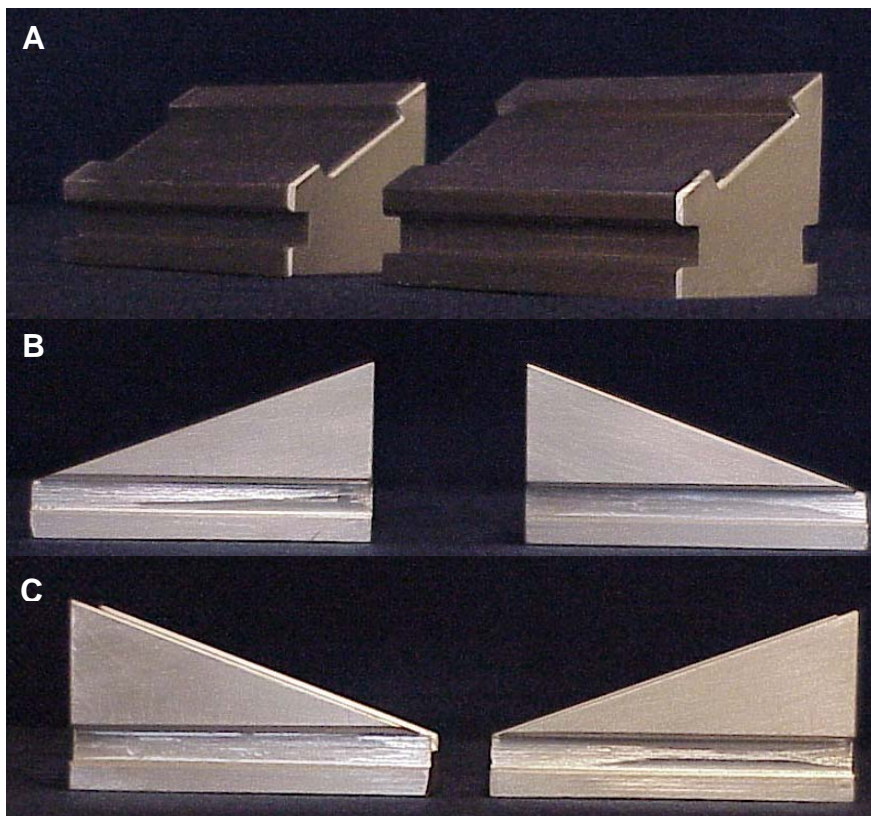


Figura 8. Cunhas precisas com ângulos conhecidos de rotação (A), varo (B) e valgo (C).

Procedimentos

A primeira etapa da coleta de dados consistiu no registro da posição mecânica neutra do sensor. O sensor foi colado sobre um goniômetro universal, zerado nesta posição e foram registradas as medidas de flexão/extensão e varo/valgo. Ao longo dos testes estes valores definiram o ângulo zero do eletrogoniômetro.

Após o registro da posição mecânica neutra o sensor foi posicionado no protótipo (Figura 9). Foram testados desalinhamentos em varo, valgo e em rotação. Convencionou-se que as cunhas em valgo teriam valores positivos (*plus* = p ou +) e as

cunhas em varo, negativos (*minus* = m ou -). Para a rotação, cunhas em rotação horária teriam valores positivos (*plus* = p ou +) e em rotação anti-horária, negativos (*minus* = m ou -). Utilizaram-se termos *plus* e *minus*, em inglês, para facilitar a identificação dos arquivos.

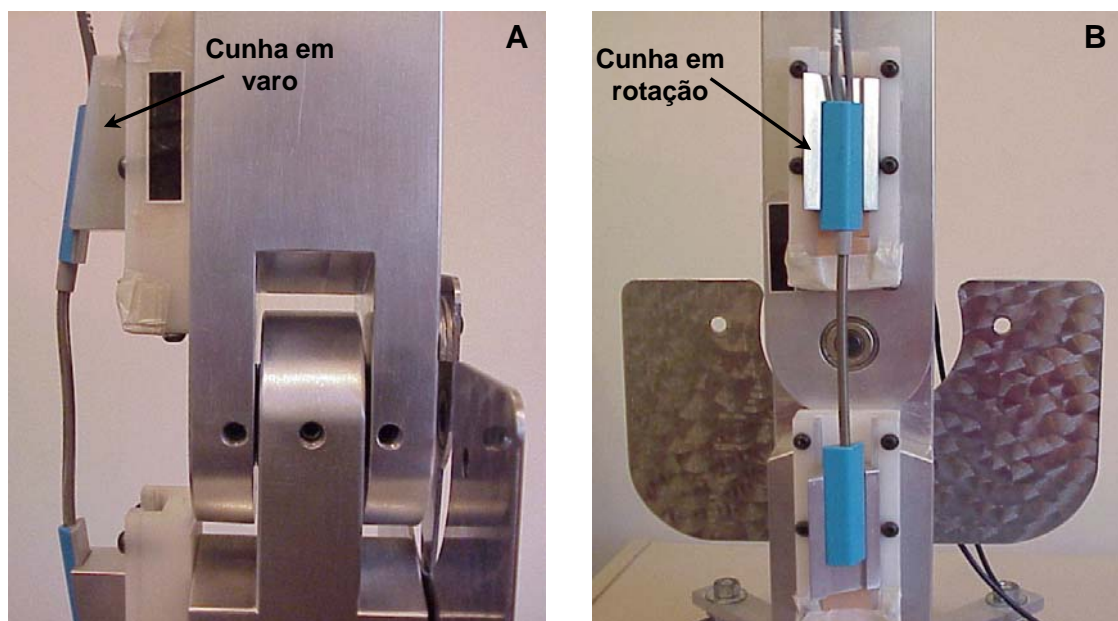


Figura 9. Sensor acoplado ao protótipo, em A) Desalinhamento em varo e em B) Desalinhamento em rotação anti-horária dos terminais do sensor.

Com o sensor colado no protótipo foram feitos dois registros para cada combinação de cunhas, o primeiro registro era estático e o segundo era dinâmico, ambos tiveram duração de um minuto. O registro estático permite verificar o deslocamento da linha de base (*offset*) que ocorre nos registros devido ao desalinhamento dos terminais do sensor (Figura 10A). Para estimar os erros do sensor para as diferentes condições de desalinhamento dos terminais foram realizados movimentos de flexão/extensão em uma amplitude de 100° (Figura 10B).

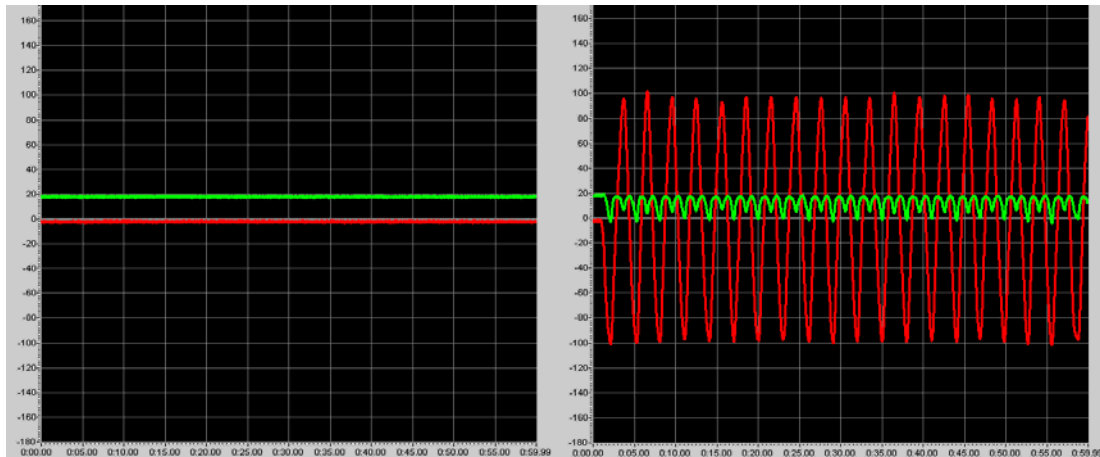


Figura 10. A) Registro estático do eletrogoniômetro mostrando o deslocamento da linha de base dos registros (*offset* – linha verde) com cunha em 16° de valgo; B) Registro dinâmico para avaliar o *crosstalk* dos sensores devido ao desalinhamento dos terminais.

Na primeira situação os terminais estavam alinhados. As medidas posteriores foram realizadas com o desalinhamento progressivo entre os terminais dos sensores, por meio das cunhas com ângulos conhecidos. Este desalinhamento simulou os desvios de acoplamento no plano transversal (a), como o que ocorre quando os sensores são posicionados anteriormente, aproximando-se da patela ou posteriormente, aproximando-se da região poplíteia. Outro tipo de desvio avaliado foi o que ocorre no plano frontal (b), devido a uma postura em valgo ou varo na articulação do joelho, que faz com que os sensores rodem ao redor do eixo horizontal ântero-posterior.

Análise dos dados

Para a análise dos dados os arquivos foram exportados do programa DataLog e processados em uma rotina específica desenvolvida em Matlab. Parte dos procedimentos de processamento dos dados foram similares aos utilizados no Estudo 1. Para os dados obtidos com desalinhamento em varo/valgo foram realizadas duas compensações nos registros, a primeira para o *fingerprint* do sensor e a segunda para

compensar o deslocamento na linha de base (*offset*). Para os registros obtidos com desalinhamento em rotação dos terminais foram realizadas duas compensações, a primeira para corrigir a rotação do sistema de coordenadas e a segunda para remover o *fingerprint* do sensor.

O erro RMS dos dados brutos e compensados foi calculado para avaliar a efetividade das compensações aplicadas aos dados.

Resultados

O desalinhamento em varo/valgo parece não introduzir erros adicionais de *crosstalk* nas medidas do eletrogoniômetro, além do erro inerente de cada sensor (*fingerprint*), conforme apresentado na Figura 11, para seis combinações representativas de desalinhamentos em varo/valgo. Como os gráficos X-Y não são linhas retas, mas apresentam um padrão de curva, principalmente em ângulos extremos de flexo/extensão, a compensação deste erro pôde ser realizada subtraindo o *fingerprint* do sensor em cada registro, conforme proposto no Estudo 1 (Figura 12). Além disso, existe uma correspondência entre os desalinhamentos aplicados por meio das cunhas e o registro do eletrogoniômetro, representado por um deslocamento da linha de base (*offset*), que foi compensado para construir a Figura 13.

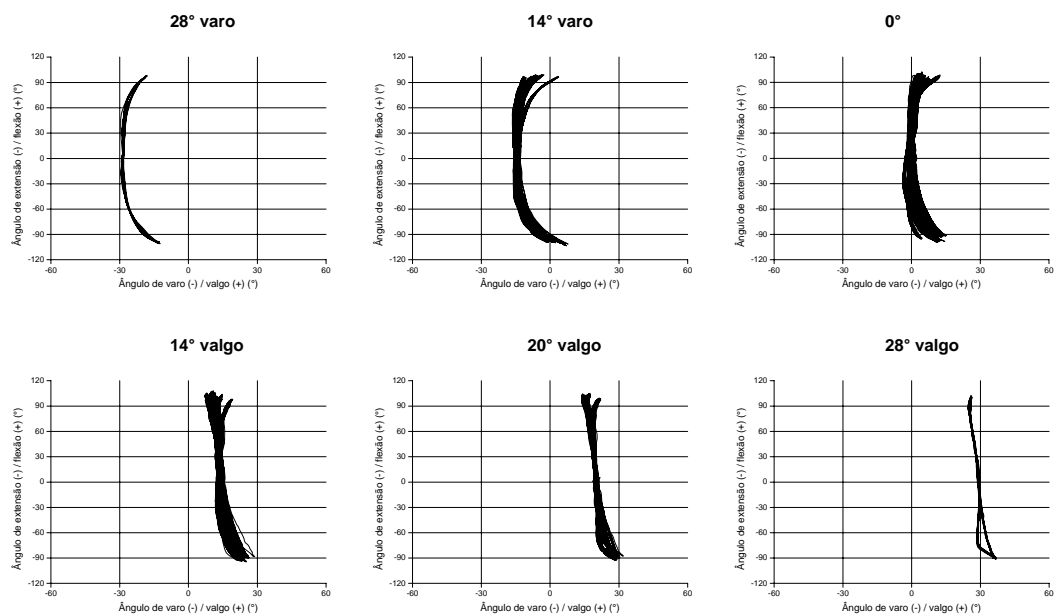


Figura 11. Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para desalinhamentos em varo e valgo.

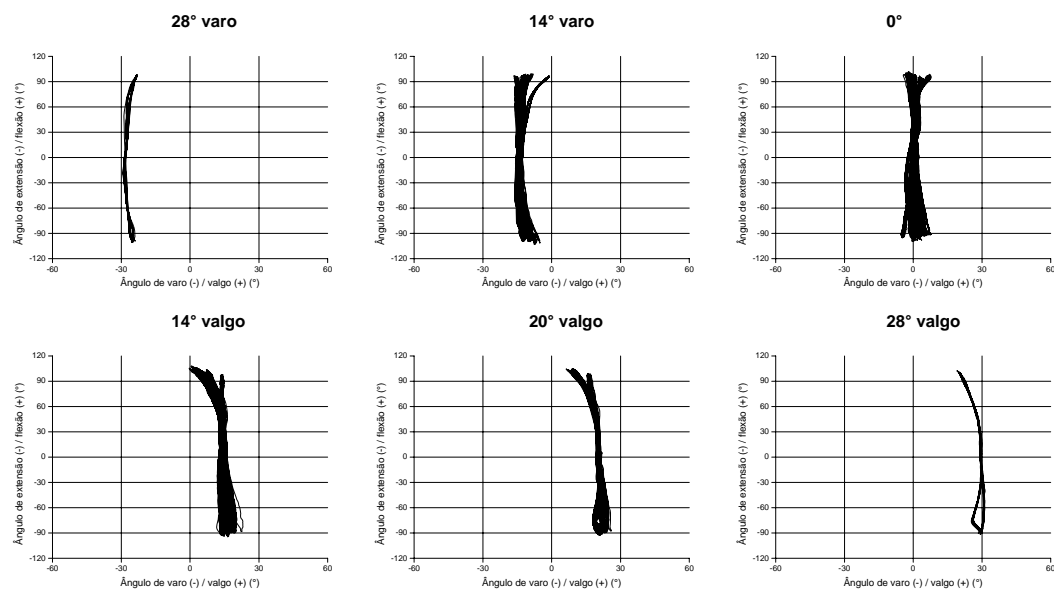


Figura 12. Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para os desalinhamentos em varo/valgo após a remoção do *fingerprint* do sensor.

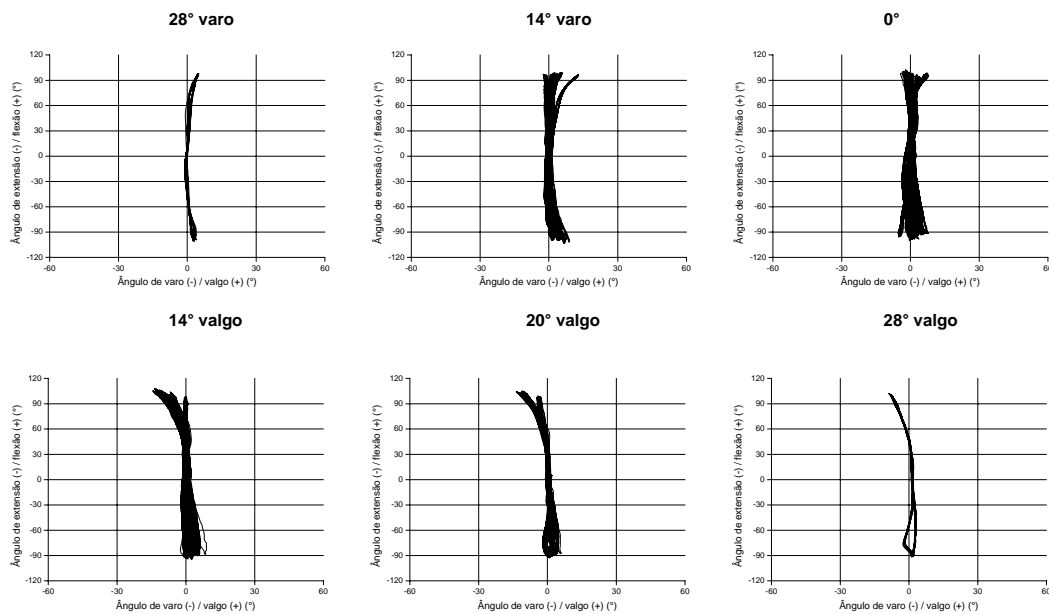


Figura 13. Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para o desalinhamento em varo/valgo após a remoção do *fingerprint* e do *offset*.

Após a remoção do *fingerprint* e do *offset* dos registros, as curvas obtidas se aproximaram do valor zero. Pode-se notar na Figura 13 que o efeito de *crossstalk* pode ser observado nos gráficos para amplitudes de flexão/extensão acima de 60°.

A Tabela 3 mostra o valor RMS bruto, compensado pelo *fingerprint* e compensado pelo *fingerprint e offset*, de acordo com os desalinhamentos em varo e valgo.

Tabela 3. Valores RMS brutos e corrigidos (°) para os desalinhamentos em varo e valgo.

<i>Desalinhamento total</i>	<i>RMS bruto</i>	<i>RMS corrigido (fingerprint)</i>	<i>RMS corrigido (fingerprint e offset)</i>
28° varo	24,71	26,60	2,14
26° varo	22,15	23,80	3,20
24° varo	20,28	21,85	3,10
22° varo	18,28	19,83	3,11
20° varo	16,66	18,24	2,47
18° varo	14,87	16,35	2,67
16° varo	13,13	14,52	2,36
14° varo	11,45	12,63	2,57
12° varo	9,33	10,47	2,45
10° varo	7,89	8,69	2,36
8° varo	6,48	7,00	2,29
6° varo	4,96	5,11	2,12
4° varo	4,05	3,64	1,93
2° varo	3,80	2,27	1,84
0°	4,51	2,19	2,19
2° valgo	5,48	2,92	1,71
4° valgo	7,12	4,81	2,26
6° valgo	8,95	6,81	2,64
8° valgo	10,97	8,92	2,96
10° valgo	12,45	10,56	3,26
12° valgo	14,22	12,42	3,50
14° valgo	15,93	14,10	3,36
16° valgo	17,58	15,80	3,51
18° valgo	19,44	17,69	3,59
20° valgo	21,16	19,41	3,37
22° valgo	22,65	20,93	3,74
24° valgo	24,46	22,71	3,68
26° valgo	27,01	25,27	2,85
28° valgo	29,28	27,62	3,31

A Figura 14 mostra o efeito do desalinhamento em rotação nos erros de medida do eletrogoniômetro.

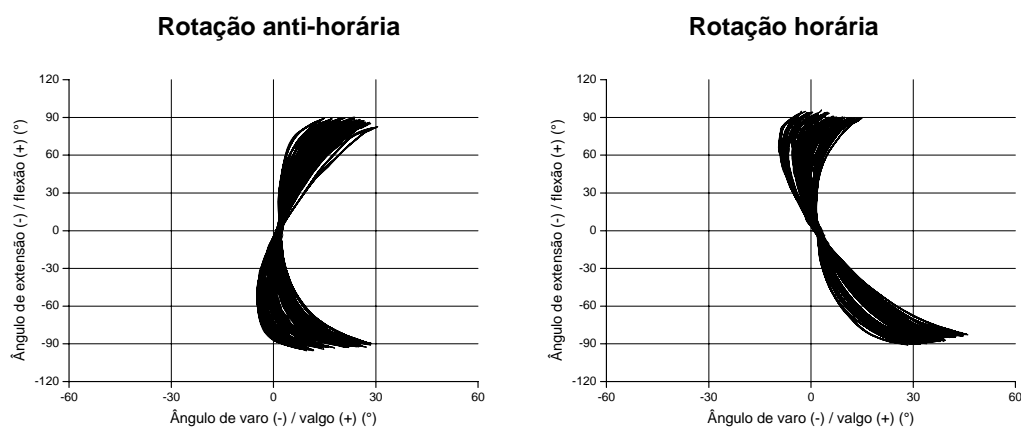


Figura 14. Gráficos X-Y, em X varo/valgo e em Y flexão/extensão, para todas as combinações de cunhas de rotação testadas.

Os resultados obtidos com desalinhamento em rotação do eletrogoniômetro parecem estar rodados em relação ao sistema de coordenadas. Por isso, a rotação do sistema de coordenadas pode compensar os resultados. Este procedimento foi realizado a partir de um algoritmo de correção desenvolvido por HANSSON *et al.* (2004), consistindo no princípio da rotação de um vetor no plano (Figura 15).

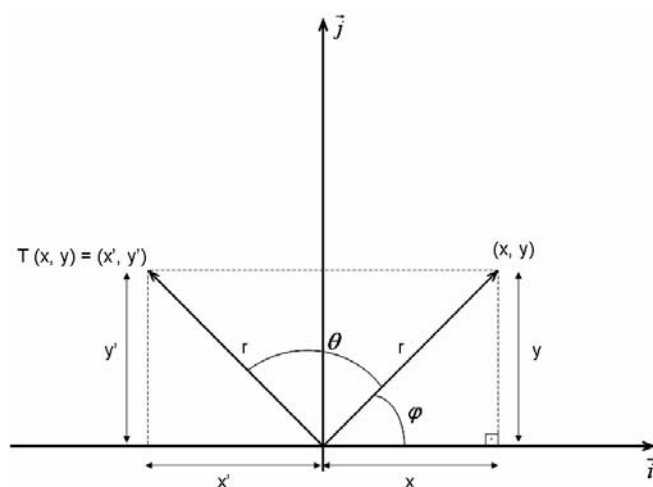


Figura 15. Princípio usado para a rotação do vetor no sistema de coordenadas.

Considere $\{\vec{i}, \vec{j}\}$ uma base ortogonal. O vetor (x, y) forma um ângulo φ com o vetor \vec{i} . Rodando o vetor (x, y) em um ângulo θ , no sentido anti-horário, obtêm-se as coordenadas (x', y') . Desta forma, temos que: $\begin{cases} x = r \cos \varphi \\ y = r \sin \varphi \end{cases} \begin{cases} x' = r \cos(\varphi + \theta) \\ y' = r \sin(\varphi + \theta) \end{cases}$ em que

$$r = \|(x, y)\| = \sqrt{x^2 + y^2}.$$

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

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

$$y' = r [\sin \varphi \cdot \cos \theta + \cos \varphi \cdot \sin \theta] = (r \sin \varphi) \cdot \cos \theta + (r \cos \varphi) \cdot \sin \theta$$

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

A Figura 16 mostra os gráficos X-Y dos registros após a rotação do sistema de coordenadas.

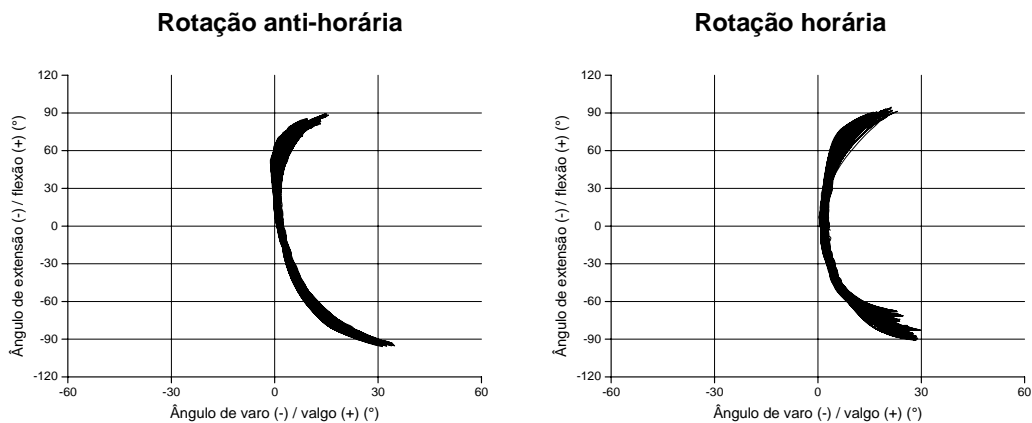


Figura 16. Gráficos X-Y obtidos com desalinhamentos em rotação após a rotação do sistema de coordenadas.

Pode-se perceber que após a rotação do sistema de coordenadas o efeito do *fingerprint* do sensor contribui para o erro residual. Portanto, a remoção do *fingerprint* foi realizada para construir a Figura 17 abaixo.

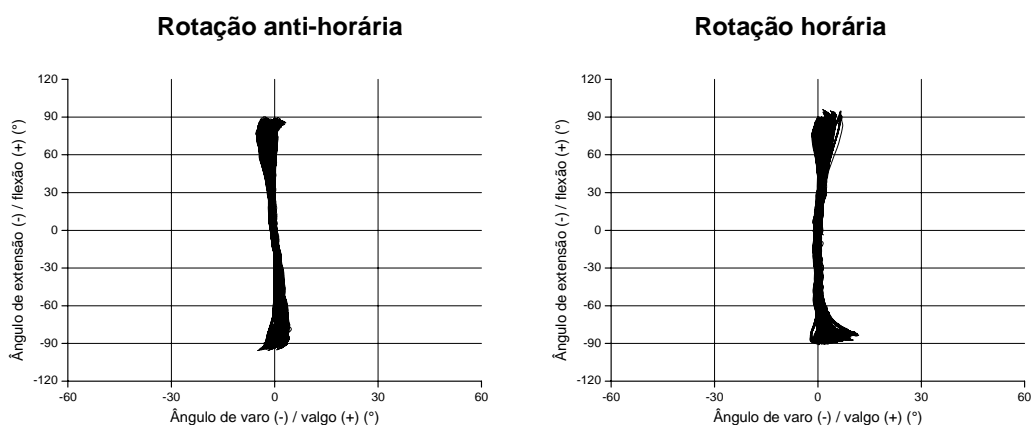


Figura 17. Gráfico X-Y obtido com desalinhamento dos terminais do eletrogoniômetro em rotação após rotação do sistema de coordenadas e remoção do *fingerprint* do sensor.

A Tabela 4 mostra os valores RMS dos dados brutos, compensados pela rotação e pelo *fingerprint* do sensor.

Tabela 4. Valores RMS brutos e corrigidos ($^{\circ}$) para os desalinhamentos em rotação.

<i>Desalinhamento</i>	<i>RMS bruto</i>	<i>RMS corrigido (rotação)</i>	<i>RMS corrigido (rotação e fingerprint)</i>
30° anti-horária	13,16	12,44	1,94
28° anti-horária	12,24	11,66	2,22
26° anti-horária	11,73	11,42	2,05
24° anti-horária	11,17	11,16	2,05
22° anti-horária	11,61	12,42	1,68
20° anti-horária	11,07	12,00	1,91
18° anti-horária	10,68	11,46	1,95
16° anti-horária	12,11	13,52	1,66
14° anti-horária	12,00	13,36	1,69
12° anti-horária	11,82	13,19	1,32
10° anti-horária	11,55	12,70	1,00
8° anti-horária	11,52	12,37	0,83
6° anti-horária	11,58	12,48	0,70
4° anti-horária	11,21	11,83	0,62
2° anti-horária	12,11	12,44	1,14
0°	11,54	11,54	0,55
2° horária	12,66	12,25	0,72
4° horária	12,56	11,77	0,86
6° horária	13,19	11,99	1,34
8° horária	13,35	11,56	1,09
10° horária	14,03	11,74	1,59
12° horária	15,70	12,75	3,04
14° horária	15,13	11,75	2,22
16° horária	15,81	12,02	2,87
18° horária	15,24	11,15	2,16
20° horária	15,77	11,36	2,60
22° horária	16,40	11,35	2,86
24° horária	16,88	10,36	2,58
26° horária	18,35	11,55	3,96
28° horária	18,42	10,60	3,16
30° horária	19,28	11,27	4,34

As compensações propostas para os desalinhamentos em rotação proporcionaram uma redução expressiva nos erros devido ao *crosstalk* dos sensores, conforme se observa na Figura 17 e na Tabela 4.

Discussão

Os resultados obtidos com desalinhamentos dos terminais do sensor em varo e valgo de até 28° mostraram que o efeito de *crosstalk* pode ser compensado por meio de um ajuste polinomial e pela remoção do deslocamento da linha de base (*offset*). A remoção do *offset* frequentemente é realizada por meio do registro da posição de referência anatômica do indivíduo. Estas compensações apresentaram resultados satisfatórios quando a amplitude de movimento avaliada é de até 60°, como a que é atingida durante a marcha em velocidade confortável. Atividades que envolvem maior amplitude de flexão do joelho, como a corrida, subir e descer degraus ou sentar em cadeiras (ROWE *et al.*, 2000), podem ser afetadas pelo erro devido ao *crosstalk* do sensor, sendo que este erro foi da ordem de 4°. No entanto, a magnitude deste erro pode não ser relevante em diferentes situações clínicas.

Os resultados obtidos com desalinhamentos dos terminais do sensor em rotação horária e anti-horária de até 30° mostraram um efeito de *crosstalk* mais evidente do que o *crosstalk* devido ao desalinhamento em varo e valgo. Estes erros foram compensados por meio da rotação do sistema de coordenadas e de um ajuste polinomial. Assim como ocorreu para os desalinhamentos em varo/valgo, estas compensações apresentaram resultados satisfatórios quando a amplitude de movimento avaliada é de até 60°.

Estes resultados contrariam NICOL (1988) citado por TESIO (1995), que afirma que o *crosstalk* é esperado apenas quando o movimento alcança 90° em dois planos simultaneamente. MAUPAS *et al.* (1999) afirmam que movimentos de até 35° no plano frontal e de até 60° no plano transversal não alteram as medidas no plano sagital.

Entretanto, LEGNANI *et al.* (2000) demonstraram matematicamente que apenas rotação de até 15° entre os terminais não altera os registros de flexão/extensão.

Os resultados obtidos no presente estudo parecem estar de acordo com LEGNANI *et al.* (2000) e HANSSON *et al.* (1996), que afirmam que a rotação dos terminais é a principal fonte de *crosstalk* dos eletrogoniômetros flexíveis, sendo que quando o sensor assume uma rotação fixa uma certa quantidade de flexão irá aparecer como desvio e vice-versa. Por outro lado, em combinações fixas de ângulos de flexão e desvio a rotação irá aparecer como movimentos de flexão e desvio, e estes erros aumentam com o aumento da amplitude de movimento.

Contrariamente aos achados do presente estudo e dos estudos de LEGNANI *et al.* (2000) e HANSSON *et al.* (1996), ROWE *et al.* (2001) encontraram erros maiores na flexão/extensão quando aplicaram um desalinhamento em varo/valgo do que quando aplicaram um desalinhamento em rotação nos terminais. Desalinhamentos em rotação, variando de -60° a +60° resultaram em erros nos registros de flexão/extensão de 3% da amplitude medida, ou seja, para uma amplitude de 120° o *crosstalk* encontrado foi de 3,6°. Para desalinhamentos em varo/valgo, variando de -40° a +40° os erros encontrados na flexão/extensão foram de até 10° para uma amplitude de flexão/extensão de 120°, ou seja, aproximadamente 8%.

JONSSON e JOHNSON (2001) encontraram erros devido ao *crosstalk* ao avaliar os movimentos do punho. Os autores relatam erro de 5,3° de desvio ulnar/radial em uma amplitude de 20° de flexão/extensão e erro de 2,8° de flexão/extensão em uma amplitude de 10° de desvio ulnar/radial. Em um estudo posterior (JOHNSON *et al.*, 2002), os autores avaliaram o efeito da rotação do antebraço nos registros de flexão/extensão e desvio ulnar/radial. Os erros devido ao *crosstalk* aumentaram com o

aumento no ângulo de rotação, sendo que em 45° de pronação/supinação o *crosstalk* máximo devido à flexão/extensão, por uma amplitude de 40° foi de 11,4°; em rotação de 90° o valor correspondente de *crosstalk* foi de 21°. Os autores afirmam que o *crosstalk* pode ser devido a fatores intrínsecos ao sensor (*design*, aplicação e rotação) ou extrínsecos, como a anatomia articular e movimentos complexos ocorrendo ao redor de eixos móveis. Os autores estudaram ainda o erro devido ao *offset* dos sensores, o qual aumenta à medida em que a rotação se afasta da posição na qual o sensor foi zerado (JOHNSON *et al.*, 2002).

CHAO *et al.* (1980) mostraram o efeito do desalinhamento de um eletrogoniômetro potenciométrico no plano transversal para as medidas de flexão e extensão do cotovelo. Os testes mostraram que a orientação incorreta do eixo de flexão/extensão causa erros significativos nas medidas angulares do plano frontal (ângulo de carregamento do cotovelo). Os autores testaram uma amplitude de movimento de flexão/extensão de 80° e encontraram erros de aproximadamente 8°, 15° e 18° para desalinhamentos de 10°, 15° e 20°, respectivamente. Portanto, pequenos desalinhamentos no plano transversal podem causar grandes erros nas medidas do plano frontal. Estes achados enfatizam a importância do correto alinhamento do eixo de flexão/extensão do goniômetro, o que pode ser dificultado por variações antropométricas e pela natureza complexa do movimento articular.

BUCHHOLZ e WELLMAN (1997) avaliaram os erros nas medidas angulares de flexão/extensão e desvio ulnar/radial do punho causados pela rotação do antebraço e desenvolveram uma rotina para ajustar estes erros. A correção inclui a transformação da inclinação causada pela rotação, de forma a rodar o eixo de medida do eletrogoniômetro, e a remoção do *offset*. Os autores encontraram ângulos menores de

flexão/extensão associados à supinação do antebraço e ângulos maiores de flexão/extensão associados à pronação do antebraço, sendo que após a correção os erros foram reduzidos pela metade. Os autores afirmam que a rotação leva a erros de *crosstalk* porque os *strain gauges* que definem o eixo de medida são rodados em relação ao plano de movimento.

Assim, o *crosstalk* pode ocorrer por pelo menos três razões: (1) desvios mecânicos nas propriedades geométricas dos elementos sensíveis do eletrogoniômetro; (2) desalinhamento de um dos terminais, resultando em rotação axial entre os terminais; (3) acoplamento do eletrogoniômetro (sem qualquer rotação entre os terminais) fora do plano principal de movimento. O *primeiro tipo de crosstalk* é uma propriedade inerente (*fingerprint*) dos sensores individuais, sendo relevante apenas para grandes valores de flexão/extensão. Este tipo de *crosstalk* pode ser compensado por um procedimento de ajuste polinomial descrito por SATO *et al.* (2008). O *segundo tipo de crosstalk* irá ocorrer se um dos terminais não estiver alinhado ao plano sagital. Neste caso, movimentos puros de flexão/extensão irão causar um falso registro de varo/valgo, que é proporcional à amplitude de movimento de flexão/extensão (HANSSON *et al.*, 1996). Assim, a rotação da tíbia durante a marcha irá causar uma rotação entre os terminais do sensor. Caso a rotação seja grande e ocorra simultaneamente ao pico de flexão da fase de balanço este *crosstalk* resultará em falsos registros de varo/valgo. Em situações práticas este problema pode ser resolvido registrando-se simultaneamente a rotação, combinando um eletrogoniômetro biaxial com um torsiômetro, como sugerem LEGNANI *et al.* (2000) e HANSSON *et al.* (2004). O *terceiro tipo de crosstalk* irá ocorrer se os dois terminais do sensor forem acoplados fora do plano sagital. Este efeito se torna óbvio se o sensor for acoplado no plano frontal (ou seja, nas regiões patelar ou

poplítea). Neste caso, os ângulos de flexão/extensão serão registrados no canal de varo/valgo. Portanto, a colocação do sensor em qualquer plano intermediário entre o sagital e frontal irá resultar em *crosstalk* nos registros.

COURY *et al.* (2006) avaliaram os movimentos do joelho nos planos frontal e sagital durante a marcha de indivíduos com lesão e reconstrução do LCA antes e depois de um treino isocinético excêntrico dos extensores do joelho. Os autores encontraram um aumento expressivo na amplitude varo/valgo após o treinamento excêntrico ($12^{\circ} \pm 3^{\circ}$ e $24^{\circ} \pm 8^{\circ}$; pré e pós treino, respectivamente). COURY *et al.* (2006) discutem este resultado levantando a hipótese de que o treino excêntrico poderia ter causado um aumento na rotação da tibia, o que levaria a um aumento nos ângulos de varo/valgo devido ao *crosstalk*. Os resultados do presente estudo demonstram que um aumento na rotação do joelho pode proporcionar um aumento no ângulo de varo/valgo de até 10° . Assim, a aplicação de procedimentos de correção dos dados da marcha pode contribuir para o entendimento do efeito das lesões e dos programas de treinamento nas medidas cinemáticas do joelho.

Os erros devido à rotação do sensor puderam ser adequadamente compensados na situação experimental avaliada. Estudos futuros poderão avaliar o efeito desta compensação em medidas funcionais de posição e movimento, como em registros da marcha e durante trabalhos manuais repetitivos.

Conclusões

Os resultados indicaram que os desalinhamentos em varo/valgo dos terminais do eletrogoniômetro causam menor erro devido ao *crosstalk* do que os desalinhamentos em

rotação. Procedimentos de correção foram aplicados aos dados, de forma a reduzir os erros das medidas obtidas. Estes procedimentos podem ser usados no pré-processamento de dados obtidos em situações funcionais, podendo melhorar significativamente a qualidade dos dados. Entretanto, cuidados metodológicos como o alinhamento do sensor no plano sagital e o registro simultâneo da rotação, devem ser realizados, de forma a elucidar e reduzir o efeito de outras fontes de erro para o *crosstalk*.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerações sobre os estudos

O eletrogoniômetro flexível tem sido extensamente usado para avaliações funcionais dos membros superiores e inferiores, principalmente nas articulações do punho, joelho e tornozelo (BALL e JOHNSON, 1996; BUCHHOLZ e WELLMAN, 1997; ROWE *et al.*, 2000; JOHNSON *et al.*, 2002; MAUPAS *et al.*, 1999; HANSSON *et al.*, 2004; COURRY *et al.*, 2006). Este equipamento é prático e simples de ser operado. Além disso, o processamento dos dados pode ser realizado rapidamente, uma vez que os dados angulares são facilmente obtidos. No entanto, os eletrogoniômetros biaxiais são susceptíveis a erros de medida devido ao *crosstalk*, ou seja, movimentos realizados exclusivamente em um plano de movimento podem ser capturados como um falso registro no plano ortogonal. Para o joelho, movimentos amplos de flexão/extensão durante a marcha podem levar a um falso registro nos movimentos de varo/valgo. Acresce-se a isso o fato de que, a rotação do joelho pode ser outra fonte de erro dos registros.

Os estudos conduzidos mostraram que o *crosstalk* inerente dos sensores (*fingerprint*) deve ser registrado antes do uso do equipamento. Isso pode ser efetuado em um protótipo simples, que simule os movimentos da articulação ser testada. Este tipo de *crosstalk* pode ser compensado por meio do procedimento descrito no Estudo 1.

Os desalinhamentos do sensor no plano frontal não trazem erros adicionais aos registros. Os resultados mostraram que ocorre um deslocamento da linha de base

(*offset*), que é proporcional ao desalinhamento aplicado, e é compensado por meio do registro da posição de referência anatômica. O erro inerente ao sensor (*fingerprint*) também pôde ser removido nas condições de desalinhamento no plano frontal, reduzindo o erro de forma expressiva.

A rotação dos terminais foi a principal fonte de *crosstalk*, sendo que a compensação destes erros foi aplicada por meio da rotação do sistema de coordenadas. A remoção do *fingerprint* também foi aplicada aos dados. Estas compensações reduziram o *crosstalk* e poderiam ser testadas em registros de movimentos funcionais. No entanto, para que estas correções sejam aplicáveis a dados reais, torna-se necessário o registro da rotação da articulação em avaliação, o que pode ser obtido utilizando um torsiômetro.

Os procedimentos descritos nos Estudos 1 e 2 podem ser usados para elucidar o efeito do *crosstalk* nas medidas cinemáticas do joelho e o impacto dos procedimentos de correção em medidas como picos, amplitudes e curvas de movimento. Desta forma, resultados mais precisos serão obtidos, o que torna esta ferramenta mais útil para identificar padrões de movimento alterados e efeitos de programas de reabilitação.

Atividades realizadas concomitantemente ao desenvolvimento do Doutorado

Durante o período de doutorado (2005 a 2008) foram realizadas atividades paralelas ao estudo principal, dentre as quais: atividades didáticas, extensão universitária, coleta de dados e redação de outros estudos paralelos em parceria com outros membros do Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE).

As atividades didáticas foram realizadas em regime parcial a partir de agosto de 2007 até a presente data, no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. Essas atividades trouxeram experiência didática nas disciplinas de Prevenção de Lesões Músculo-Esqueléticas e Cinesiologia. Como parte de minhas atribuições como professor substituto, foram realizadas atividades de supervisão de estagiários do último ano do curso, em um serviço de extensão, em uma escola estadual de São Carlos. Estas atividades estão sendo realizadas com o auxílio de alunos de graduação e pós-graduação e de uma fisioterapeuta da Prefeitura Municipal de São Carlos.

Durante este período dados coletados durante o período do Mestrado (2003 a 2005) foram re-analisados e resultaram em um artigo aceito para publicação no periódico *Applied Ergonomics* (ANEXO II).

Atividades científicas realizadas com outros alunos do LAFIPE resultaram em três artigos aceitos para publicação em periódico nacional e um artigo aceito para publicação em periódico internacional, ver ANEXOS III a VI.

O desenvolvimento deste trabalho permitiu entender melhor os erros associados à medida do eletrogoniômetro e as formas de controlar e compensar estes erros. O período de trabalho durante o doutorado foi muito rico para minha formação, proporcionando experiências que reforçaram a minha vontade de seguir a carreira acadêmica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BALL P, JOHNSON GR. Technique for the measurement of hindfoot inversion and eversion and its use to study a normal population. **Clin Biomech**, 11(3): 165-169, 1996.

BIOMETRICS LTD. Goniometer and torsionmeter operating manual. Gwent, UK, 1997.

BUCHHOLZ, B.; WELLMAN, H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. **Hum Factors**, 39:119-129, 1997.

CHAO EY, AN KN, ASKEW LJ, MORREY BF. Electrogoniometer for the measurement of human elbow joint rotation. **J Biomech Eng**, 102: 301-310, 1980.

COURY HJCG, BRASILEIRO JS, SALVINI TF, POLETTO PR, CARNAZ L, HANSSON G-Å. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. **Gait Posture**, 24:370-374, 2006.

GROSS J, FETTO J, ROSEN E. Exame musculoesquelético. 1ª ed. Porto Alegre (RS): Editora Artmed; 2000.

HANSSON, G.-Å.; 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**, 6(1):23-35, 1996.

HANSSON G-Å, BALOGH I, OHLSSON K, SKERFVING S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. **J Electromyogr Kinesiol**, 14:355-367, 2004.

JOHNSON PW, JONSSON P, HAGBERG M. Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer systems during pronation and supination. **J Electromyogr Kinesiol**, 12:413-420, 2002.

JONSSON P, JOHNSON PW. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. **Appl Ergon**, 32:599-607, 2001.

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**, 22:711-722, 2000.

MAUPAS E, PAYSANT J, MARTINET N, ANDRÉ J-M. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. **Clin Biomech**, 14:403-411, 1999.

NORKIN CC, LEVANGIE PK. **Articulações estrutura e função**. 2ª ed. Rio de Janeiro (RJ): Editora Revinter; 2001.

PERRY J. **Gait analysis: normal and pathological function**. 1st ed. New Jersey: SLACK, 1992.

POWERS CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, 33:639-46, 2003.

REINSCHMIDT C, VAN DER BOGERT AJ, LUNDBERG A, NIGG BM, MURPHY N, STACOFF A, STANO A. Tibiofemoral and tibio calcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. **Gait and Posture**, 6:98-109, 1997.

ROWE PJ, MYLES CM, WALKER C, NUTTON R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? **Gait Posture**, 12:143-55, 2000.

ROWE PJ, MYLES CM, HILLMANN SJ, HAZLEWOOD ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. **Physiotherapy**, 87:479-488, 2001.

SATO TO, COURY HJC, HANSSON GÅ. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. **J Electromyogr Kinesiol**, in press. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.01.006.

SHIRATSU A, COURY HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. **Clin Biomech**, 18:682-684, 2003.

SMITH LK, WEISS EL, LEHMKUL LD. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 1ª ed. São Paulo (SP): Editora Manole, 1997.

STAGNI R, FANTOZZI S, CAPPELLO A, LEARDINI A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. **Clin Biomech**, 20:320-329, 2005.

TESIO L, MONZANI M, GATTI R, FRANCHIGNONI F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. **Clin Biomech**, 10(5): 275-277, 1995.

ANEXO I





Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics

Tatiana de Oliveira Sato^a, Helenice Jane Cote Gil Coury^{a,*}, Gert-Åke Hansson^b

^a Department of Physical Therapy, Universidade Federal de São Carlos, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

^b Department of Occupational and Environmental Medicine, University Hospital, SE-22185 Lund, Sweden

Received 29 November 2007; received in revised form 10 January 2008; accepted 11 January 2008

Abstract

Flexible goniometers are useful for direct movement measurements. Crosstalk due to rotation between the endblocks is well known. However, even without any rotation, some crosstalk can occur. The objective of this study was to elucidate the effect of, and compensate for, the inherent crosstalk in biaxial goniometers, with specific relevance for applications with one dominating movement direction. Six biaxial goniometers (M110, Biometrics Ltd., Gwent, UK) were evaluated. A precision jig, for simulating pure flexion/extension angles, was constructed. Each sensor produced a consistent and specific crosstalk pattern, when tested over a $\pm 100^\circ$ range of motion. A procedure for correction for the inherent crosstalk of individual goniometer, based on polynomial adjust, is presented. The method for compensation, which reduced the root mean square error from, on average for the six goniometers, 3.7° (range 1.8 – 10.1°) to 0.35° (0.12 – 0.55°), might be required for obtaining valid goniometer measurements, e.g. of valgus/varus of the knee during gait flexion/extension movements.

© 2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Knee; Gait; Goniometer; Crosstalk

1. Introduction

Joint angles are important outcome to be measured during functional activities, such as gait. Knee main movement during gait is flexion/extension, but valgus/varus and rotation also occur. Orthopedic lesions, e.g. ACL rupture, and evaluation of different methods for reconstruction and rehabilitation of the knee, considering the gait pattern, are relevant applications of gait analysis. They can provide important information regarding the stability of the knee, which might be relevant for predicting the long term effects of the physical treatment of these patients.

Knee movements can be recorded by electro-optical methods, electrogoniometers, etc. Electro-optical 2-D methods rely on precise orientation of the camera in the

plane of motion, and that the movements are performed in only that plane; 3-D methods record movements in any direction, but have practical problems to record the position of all markers by the (at least) two cameras for all phases of the movements. Both these methods, as well as the electrogoniometers rely on references, placed according to anatomical landmarks, on the skin of the thigh and leg, and are thus sensitive to soft-tissue artifacts (Reinschmidt et al., 1997; Stagni et al., 2005).

Crosstalk, e.g. the phenomenon that flexion/extension angles affect the valgus/varus angles, and vice versa, is considered as the main drawback of goniometers (Hansson et al., 1996; Buchholz and Wellman, 1997; Johnson et al., 2002; Hansson et al., 2004). It has been recognized that a main source for electrogoniometer crosstalk is the rotation between the endblocks (Hansson et al., 1996). Besides that, there is also an inherent crosstalk due to material and mechanical manufacturing constraints, even without any rotation. This inherent crosstalk differs between different

* Corresponding author. Tel.: +55 16 3351 8634; fax: +55 16 3361 2081.

E-mail address: helenice@power.ufscar.br (Helenice Jane Cote Gil Coury).

goniometers (thus the notation “fingerprint”) and usually increases with increasing recording amplitudes. For instance, during gait knee flexion angles reaches approximately 60° and valgus angles reaches approximately 8° during the swing phase of gait cycle (Perry, 1992). In this case, large flexion/extension movements and small valgus/varus movements occur, and without compensating for the inherent crosstalk, one might not be able to obtain valid recordings of valgus/varus angles during gait using flexible goniometers.

Thus, the aim of this study is to elucidate the effect of, and compensate for, the inherent crosstalk in biaxial goniometers during applications with one dominating movement direction.

2. Methods

2.1. Electrogoniometers, jig, data acquisition and processing

Six biaxial electrogoniometers (M110, Biometrics Ltd., Gwent, UK), referred to A, B, C, D, E and F, were evaluated. The data were recorded at 100 Hz by an acquisition unit (DataLog, Biometrics Ltd.). For simulating pure flexion/extension angles, a precision jig, including a graduated arc, was constructed (Fig. 1). The jig was regarded as a right knee. Sensor was attached to the lateral side of the jig. Upper and lower segments of the jig are articulated by an internal roller bearing system. The lower segment was fixed and jig motions were accomplished by moving the upper segment. Backward motion of the upper segment was regarded as flexion (positive values) and forward motion as extension (negative values). Tested range of motion was 100° for flexion and extension, since extension $0\text{--}100^\circ$ for right knee

corresponds to flexion $0\text{--}100^\circ$ for the left knee, and thus relevant to test.

2.2. Procedure

Before a goniometer was mounted in the jig, it was placed in its mechanical neutral position, and the output, for both flexion/extension and valgus/varus was recorded; throughout the tests, these values defined the zero angles of the goniometer. For assessing the inherent crosstalk of the individual goniometers, the flexion(+)/extension(-) and valgus(+)/varus(-) angles were recorded during smooth movements of the upper jig segment in flexion and extension, for a $\pm 100^\circ$ range of motion. The recording lasted 1 minute and a mean of 14 cycles were recorded.

One of the sensors (sensor A) was tested on five consecutive days; and tested again after 50 gait recordings, which lasted about 3 min each, when approximately 100,000 knee flexion/extension incursions were performed. These data were collected to verify five inter-day repeatability of the sensor fingerprint and the maintenance of its inherent characteristics after a long period of usage. The procedures for data collection were the same described above.

2.3. Data analysis

A routine for fingerprint compensation was developed in MatLab version 7.0.1 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

As the first step, angular data were filtered using a low-pass, 2nd order and zero-lag Butterworth filter at 10 Hz. The X - Y -plots of these filtered data constitute the fingerprints of the goniometers.

Secondly, to prepare for a polynomial fit to the fingerprint, flexion/extension data was lumped into intervals of fixed length

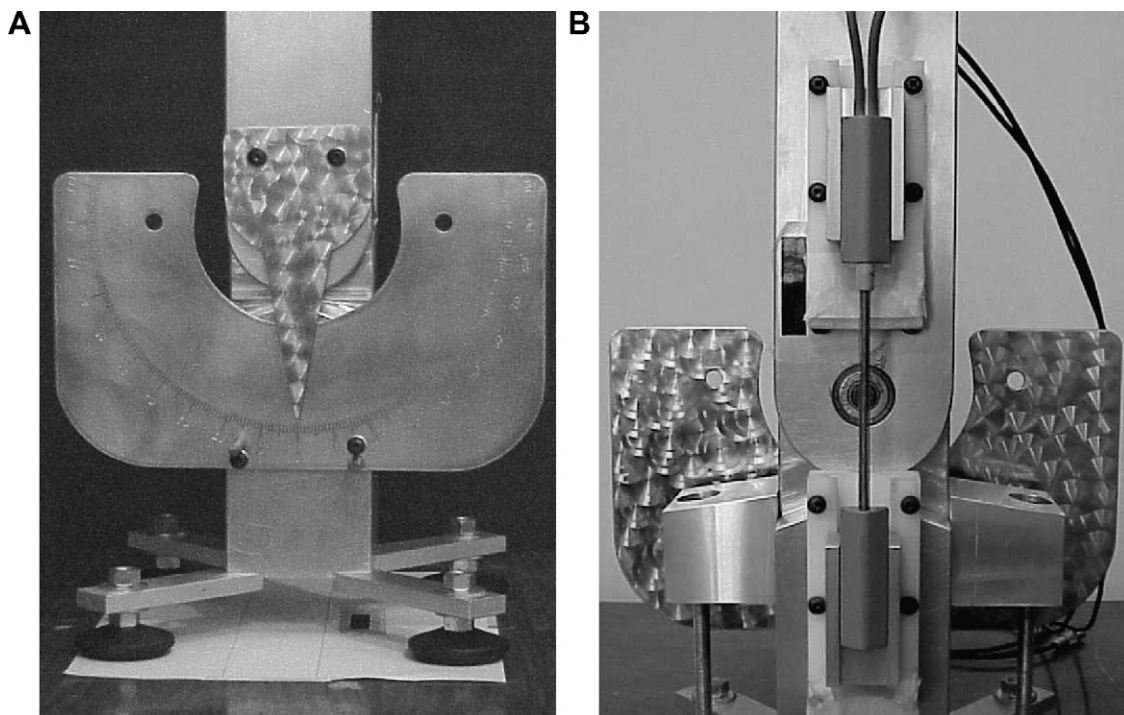


Fig. 1. Medial and lateral views of the precise jig to simulate pure movements of flexion–extension of the right knee. (A) Medial view showing the precise graduated arc; (B) lateral view with a sensor attached to the jig.

(either 5°, 2° or 1°), spanning from the maximum to the minimum flexion/extension value in the recording. For example, for an interval length of 5° and a flexion/extension range of ±100°, 40 intervals were defined (20 for flexion and 20 for extension). Each sample was, based on the flexion/extension value, allocated to an interval. For the samples in a specific interval, the mean flexion/extension angle and the mean valgus/varus angle, were calculated. Hence, in the above example, a 40 element X - Y -matrix was generated for each goniometer.

Thirdly, a polynomial, with flexion/extension as the independent variable (X), and valgus/varus as the dependent variable (Y), was fit (using the minimum square criteria) to the above matrix. Polynomials of degree 1–11 were evaluated.

Fourthly, the original data was corrected for crosstalk according to the derived polynomials; for each concurrent sample of flexion/extension and valgus/varus, the value of the polynomial was calculated and subtracted from the valgus/varus values.

Fifthly, the root mean square (RMS) error of the crosstalk-compensated data was calculated and used as criteria for evaluating the effectiveness of the compensation as a function of interval length and the degree of the polynomial.

3. Results

Each of the six goniometers showed an inherent crosstalk (Fig. 2). The crosstalk showed large differences between sensors and was considerable for one of them (sensor D), corresponding to a maximum erroneous valgus/varus angle of 8.9° and 26.5° at flexion/extension angles

of 60° and 90°, respectively. Sensors A and E presented a symmetric curve, sensor D showed an asymmetric curve and higher values of inherent crosstalk. All goniometers showed a hysteresis effect of, on average, 1.6°.

Table 1 shows root mean square (RMS) error of the crosstalk-compensated data as a function of interval length and the degree of the polynomial. The order needed for polynomial adjust differs for the goniometers: for sensor A an order more than 3 does not provide any significant improvement of the error-compensation, for sensor B, C and E the corresponding order may be estimated to 5, and for D and F to 8. Thus, a polynomial order of 8 and an interval length of 5° might be adequate for all sensors and was applied to construct (Fig. 3).

After the application of the algorithm for fingerprint correction all sensors showed a considerable reduction on inherent crosstalk, as the X - Y -plots are close to straight lines around zero degrees for varus/valgus angle (Fig. 3).

Fig. 4 shows the fingerprint of one of the sensors, which was tested on five consecutive days (Fig. 4, 1–5), and after several gait recordings (Fig. 4, 6). The sensor showed similar pattern when evaluated five times, and just a small difference after long term use.

The mean uncompensated and compensated errors for the six goniometers were 3.7° (range 1.8–10.1°) and 0.35° (0.12–0.55°), respectively. The presented method reduced the error to, on average 12% (range 5–21%).

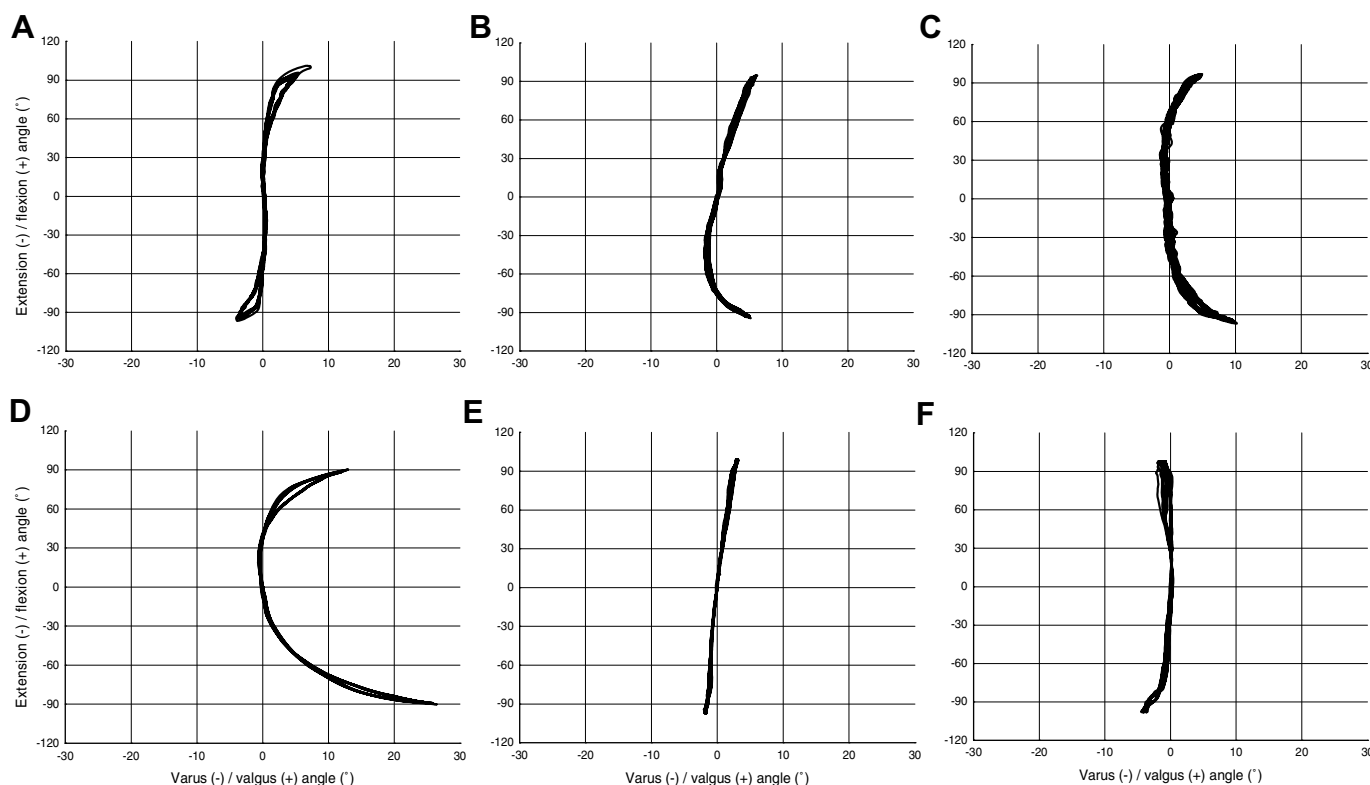


Fig. 2. Crosstalk (fingerprint) for six goniometers (A–F), recorded during 60 s (about 14 cycles) of ±100° of pure flexion/extension movements in the precision jig.

Table 1

Root mean square (RMS) error (°) of the crosstalk-compensated data as a function of interval length and the degree of the polynomial, as well as the uncompensated RMS error (°) for 6 sensors (A–F)

Polynomial order	Sensor (uncompensated error; RMS (°))																	
	A (2.02)			B (2.88)			C (3.37)			D (10.09)			E (1.75)			F (1.81)		
	Interval length (°)																	
	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1	5	2	1
1	0.97	0.97	0.97	2.11	2.11	2.11	2.66	2.66	2.66	7.04	7.06	7.07	0.30	0.31	0.31	1.26	1.26	1.26
2	1.01	1.00	1.00	0.98	0.98	0.98	0.93	0.93	0.93	1.82	1.85	1.85	0.17	0.17	0.17	0.58	0.58	0.58
3	0.44	0.44	0.44	0.61	0.61	0.61	0.88	0.87	0.87	1.62	1.64	1.65	0.15	0.16	0.16	0.43	0.44	0.44
4	0.44	0.44	0.44	0.29	0.29	0.29	0.48	0.47	0.47	0.66	0.68	0.67	0.14	0.14	0.14	0.36	0.36	0.36
5	0.43	0.43	0.43	0.24	0.24	0.24	0.45	0.44	0.44	0.64	0.65	0.64	0.12	0.12	0.12	0.35	0.36	0.36
6	0.43	0.43	0.43	0.24	0.24	0.24	0.45	0.44	0.44	0.58	0.59	0.58	0.12	0.12	0.12	0.38	0.37	0.37
7	0.42	0.42	0.42	0.24	0.24	0.24	0.45	0.44	0.44	0.58	0.58	0.58	0.13	0.12	0.12	0.36	0.35	0.35
8	0.42	0.42	0.42	0.23	0.23	0.23	0.43	0.42	0.42	0.55	0.56	0.55	0.12	0.12	0.12	0.34	0.33	0.33
9	0.42	0.42	0.42	0.23	0.23	0.23	0.43	0.42	0.42	0.55	0.55	0.55	0.12	0.12	0.12	0.33	0.33	0.33
10	0.42	0.42	0.42	0.22	0.22	0.22	0.43	0.42	0.42	0.55	0.55	0.55	0.13	0.12	0.12	0.32	0.32	0.32
11	0.42	0.42	0.42	0.22	0.22	0.22	0.43	0.42	0.42	0.55	0.55	0.54	0.12	0.12	0.12	0.32	0.32	0.32

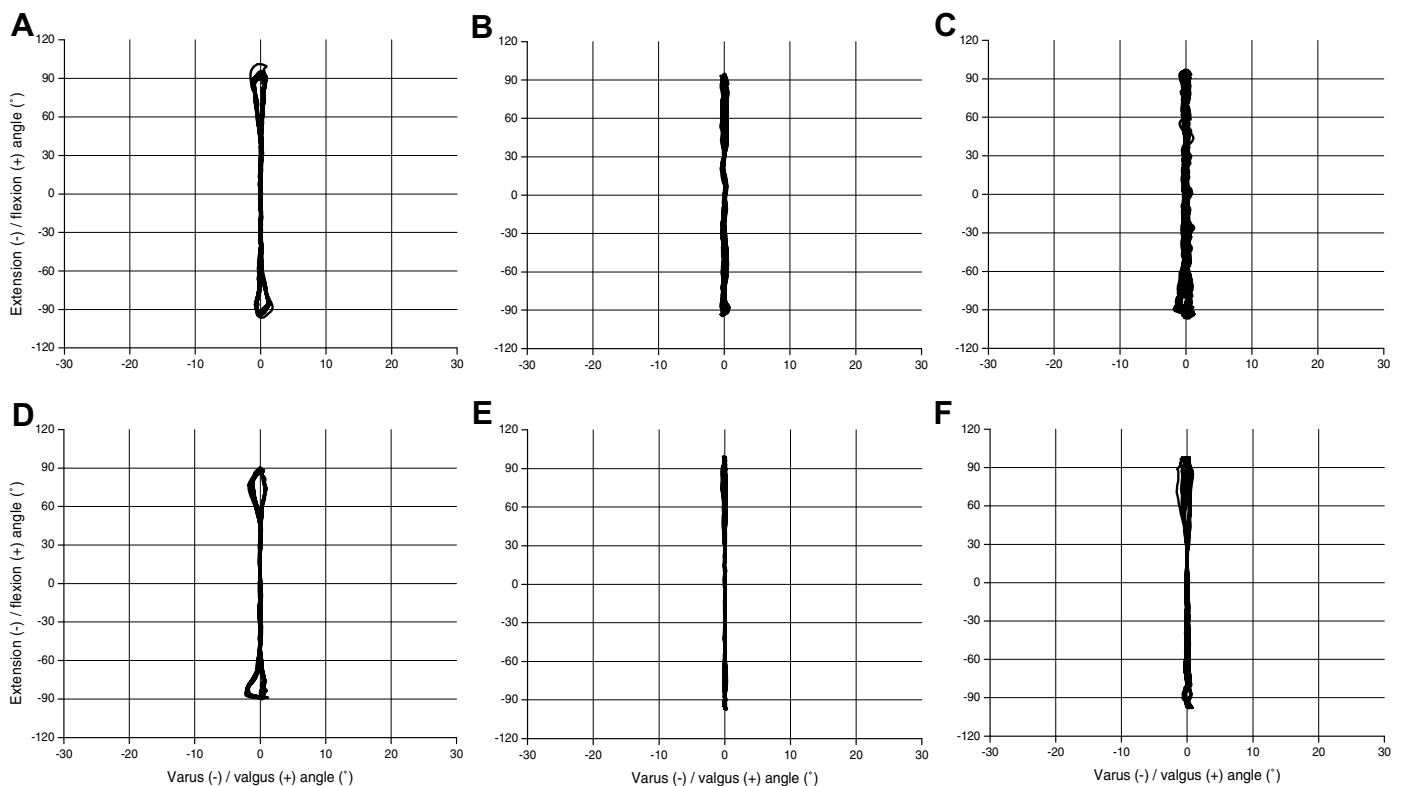


Fig. 3. Crosstalk-compensated data for six goniometers (A–F) considering a polynomial order of 8 and interval length of 5° for all sensors.

4. Discussion

Goniometer sensors presented an inherent crosstalk (fingerprint) presumably related to materials and mechanical manufacturing constraints. This inherent crosstalk differed between goniometers, and increased with the increase of amplitude.

Shiratsu and Coury (2003) compared similar sensors and also found significant differences between them. They suggest that each sensor should be tested before used when

highly precise measurements are aimed at. Rowe et al. (2001) found slight differences between similar sensors, but these differences were less than 1% of the measured value.

An algorithm for characterizing the sensor fingerprint by a polynomial was proposed and caused a dramatic reduction on the inherent crosstalk. The main relevant technical aspects of this correction procedure are the interval length considered for the calculations and the order of the polynomial. The results showed that reducing the inter-

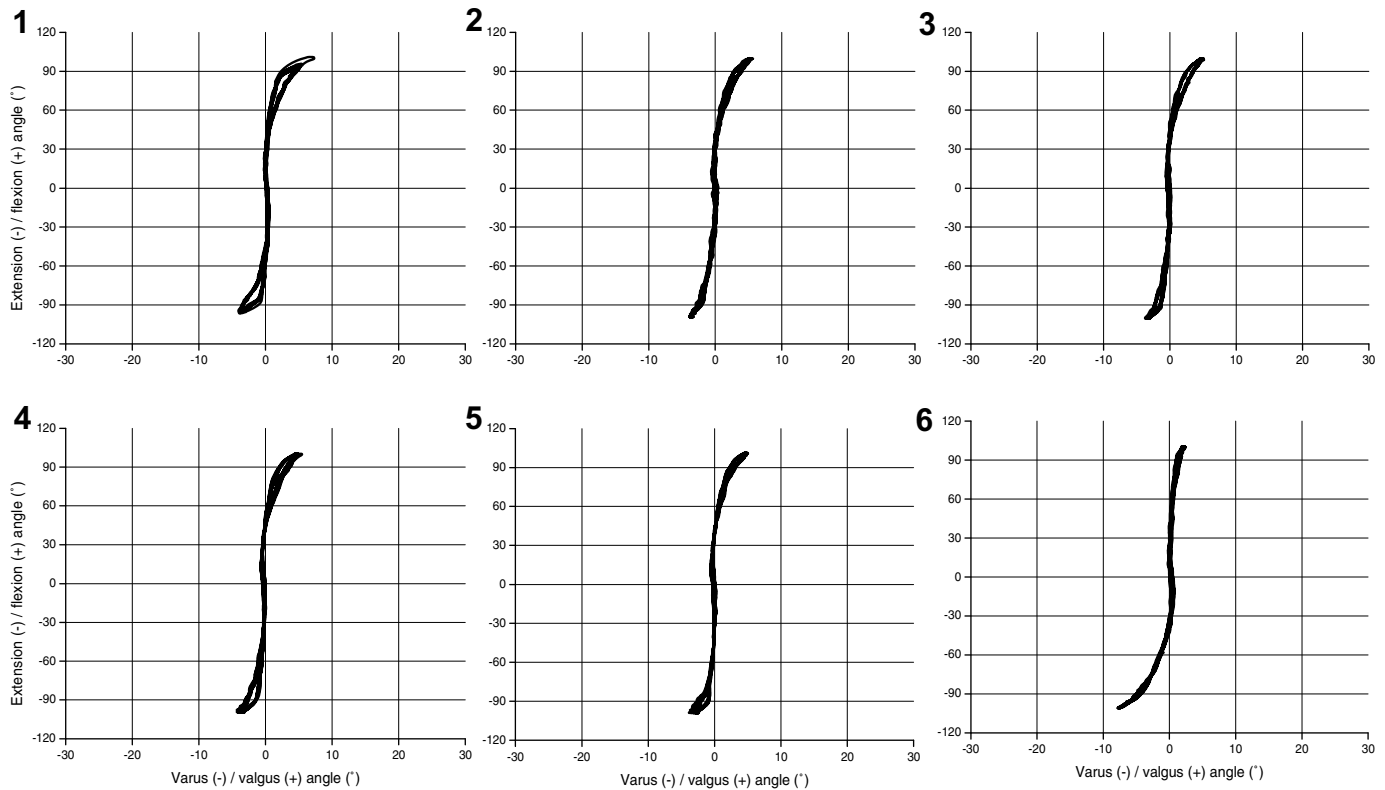


Fig. 4. Crosstalk (fingerprint) for sensor A, collected in five consecutive days (1–5) and after several (50) gait recordings (6).

val length from 5° to 1° did not reduce the RMS error. On the other hand, decreasing the interval length from 5° to 1° caused an increase in the number of points, e.g. for the range of motion tested ($\pm 100^\circ$) and a 1° interval length for data correction there is a matrix of 200 values and for a 5° interval length there is a matrix of 40 values, which simplify the calculations considerably. For low orders of the polynomial all sensors showed a major decrease in the RMS error with increasing order of the polynomial. However, the decrease leveled off at the order of 4–7. Thus the general shape of the fingerprint was, for all goniometers, well characterized by a polynomial of the 8th order, and there is no obvious reason that other goniometers should display a more complex fingerprint that would require a polynomial with a higher order.

The present compensation method is applicable for compensating the crosstalk error, introduced by high amplitude movements in one plane, on a low amplitude movement in the perpendicular plane. After testing the goniometer in the jig, deriving the polynomial, and evaluating the error reduction, the coefficients of the polynomial can be entered into the preprocessing of the sampled data. Thus, the compensation may be accomplished in a simple way for the following recordings. Moreover, the present method can be extended to include applications with high movement amplitudes in both directions: by using a jig with 2 degrees of freedom, 2 sets (one for each axis) of 2-D fingerprints can be derived, and applied for the compen-

sation of the mutual inherent crosstalk, in a way analogous to the present method.

A crucial aspect is if the fingerprint of a sensor is stable or if the sensor's usage can modify its characteristics. Our data show that the characteristic of the goniometer (the fingerprint) does not change in a short time perspective and that our method for compensation is valid. The test also shows that after extensive use the characteristic may change a little, and that it, after prolonged use, may be preferable to take a new fingerprint of the goniometer, and derive a new polynomial for correction, to maintain the high reduction of the crosstalk error.

Although, the presented fingerprint compensation provides a major reduction of the inherent crosstalk, it has limitations. Neither a reduction of the interval length below 5° , nor an increase of the polynomial order above 8 gives any further reduce of the error. When considering the residual error after compensation, cf. Fig. 3, it is obvious that the hysteresis effect (i.e. the fact that the error is dependent on the direction of the movement), which was not compensated for by the present method, is the main source of the residual error. This hysteretic effect was also reported by Rowe et al. (2001). These authors suggest that in joint movements with a range of motion of 100° a maximum hysteretic effect of 1° can be expected, as we found in this study. Hence, to further reduce the error, a more complex model, which also includes the time sequence of the movement, has to be applied.

In addition, other issues, such as the drift of the goniometers and amplifiers with temperature changes; changes in the amplifiers gains; different ways to center the goniometers; may deteriorate the quality of the recordings.

Thus, future studies could deal with these relevant issues to further improve the overall accuracy and precision of goniometer recordings. Another research perspective is to evaluate the effect of the fingerprint compensation in real conditions, such as clinical and functional situations.

Acknowledgements

This study was supported by grant from FAPESP/Brazil (04/07207-0) to H. Coury. T. Sato is grateful to FAPESP for her doctoral scholarship (04/15579-5).

References

- Buchholz B, Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *Human Factors* 1997;39:119–29.
- Hansson G-Å, 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;6:23–35.
- Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:355–67.
- Johnson PW, Jonsson P, Hagberg M. Comparison of measurement accuracy between two wrist goniometer systems during pronation and supination. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:413–20.
- Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. 1st ed. New Jersey: SLACK; 1992.
- Reinschmidt C, van der Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, et al. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture* 1997;6:98–109.
- Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy* 2001;87:479–88.
- Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech* 2003;18:682–4.
- Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech* 2005;20:320–9.



Tatiana de Oliveira Sato is a current doctoral student at Physiotherapy Post Graduation Program, Federal University of São Carlos, Brazil. She received a B.S. degree in Physiotherapy in 2003 and a M.S. degree in 2005.



Helenice Jane Cote Gil Coury received her M.Sc. in Education from Federal University of São Carlos, Brazil in 1986, and his Dr. Med. Sc. in 1994 from the Department of Education at State University of Campinas, Brazil. Her present research interest is on the prevention of musculoskeletal disorders, posture recording and reliability of human movement measurements.



Gert-Åke Hansson received his M.Sc. in Electrical Engineering from Lund Institute of Technology, Sweden in 1976, and his Dr. Med. Sc. in 2000 from the Department of Occupational and Environmental Medicine at Lund University Hospital, Sweden. His present research interest is development of methods for measuring and analysing physical workload with relevance to epidemiological studies of work-related upper extremity musculoskeletal disorders.

ANEXO II



[Home](#) | [Site map](#) | [Elsevier websites](#) | [Alerts](#)

For authors

Journal authors' home

[Why publish with Elsevier](#)

[Resource center](#)

[Guide to publishing with Elsevier](#)

[Funding body agreements/policies](#)

[Authors' rights](#)

[Track your accepted article](#)

[FAQ](#)

Book authors' home

Permissions

Products

Support & contact

About Elsevier

Select your view

[Login](#) [Register](#) [Why register?](#)

[Contact Author Support](#) [Help](#)

TRACK YOUR ACCEPTED ARTICLE

Scheduled Maintenance Alert!

On Monday 7 July 2008 from 9:00 until 12:00 GMT maintenance work will take place. The article tracking service may be interrupted during the times stated.

Your article's details and status are shown in the following table:

Article status

Article title:	EVALUATION OF MUSCULOSKELETAL HEALTH OUTCOMES IN THE CONTEXT OF JOB ROTATION AND MULTIFUNCTIONAL JOBS
Reference:	JERG1074
Journal title:	Applied Ergonomics
Corresponding author:	Dr. Helenice Jane Cote Gil Coury
First author:	Dr. Tatiana de Oliveira Sato
Received at Editorial Office:	13 Feb 2006
Article revised:	25 Apr 2008
Article accepted for publication:	20 Jun 2008
Received at Elsevier:	23 Jun 2008
Journal publishing agreement sent to author:	24 Jun 2008
Offprint form sent to author:	24 Jun 2008
PDF offprint:	Yes
Free copies of issue supplied with this journal:	1
Expected dispatch of proofs:	15 Jul 2008
Journal publishing agreement returned:	25 Jun 2008
DOI information:	10.1016/j.apergo.2008.06.005
Status comment:	At this moment it is not yet possible to give you information about the publication date. This depends on the number of articles lined up for publication in the journal. Citation information will be shown when available.

[Track another article](#)

[Home](#) | [Site map](#) | [Privacy policy](#) | [Terms and Conditions](#) | [Feedback](#) | A Reed Elsevier company

Copyright © 2008 Elsevier B.V. All rights reserved.

EVALUATION OF MUSCULOSKELETAL HEALTH OUTCOMES IN THE
CONTEXT OF JOB ROTATION AND MULTIFUNCTIONAL JOBS

Tatiana de Oliveira Sato, Helenice Jane Cote Gil Coury

Laboratory of Preventive Physical Therapy and Ergonomics, Department of Physical
Therapy, Federal University of São Carlos, Brazil

Corresponding author:

Dr. Helenice Jane Cote Gil Coury, Professor

Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos

Rua Maestro João Seppe, 410, apto 702, CEP 13561-180, São Carlos, SP, Brazil.

Phone: 55 16 33518634; Fax: 55 16 33612081

e-mail: helenice@power.ufscar.br

ABSTRACT

Higher physical demands at work are associated with health outcomes such as discomfort, disorders and sick leave. Variations in work exposure patterns, introduced by multifunctional jobs and ergonomic interventions, bring confounders into the complex relation between occupational risks and musculoskeletal disorders. This study compared whole-body rating of perceived exertion (RPE), discomfort, ergonomic workplace analysis (EWA) and sick leave due to musculoskeletal disorders, among workers exposed to diversified work. The results showed that EWA performed by the observer differed from workers' ratings. There were no differences between groups of workers taking or not taking sick leave regarding RPE and discomfort at their current workstations. Workers significantly discriminated between progressive workload levels, and RPE scores for specific tasks were nonlinear during shifts. These differences might be associated with exposure variability. Thus, in the context of diversified work, the RPE scale seems more appropriate for evaluating acute effects of work variability.

Keywords: industrial rationalisation, exposure diversity, health outcomes.

INTRODUCTION

Industrial production contexts constantly undergo modifications in the search for strategies for ever greater rationality and leanness, with continual improvements in processes and products (Björkman, 1996). Such modifications influence the nature of work, causing changes in physical exposure patterns. Work schedules are changed according to production demands and workers are trained to acquire new skills and multiple functions. In this way, the number of workers continually decreases, and the overload on the remaining workers increases (Vahtera et al., 2004; Westerlund et al., 2004). To deal with this, ergonomic interventions aimed at reducing the physical workload, involving redesign of workplaces, work breaks and job rotation have been implemented in industries (Dempsey and Mathiassen, 2006). Conditions such as multifunctional jobs, rotation and reallocation of workers in redesigned workplaces make the activities more varied. Consequently, work variability seems to have introduced more complexity into the existing challenge of evaluating the effects of work on musculoskeletal health.

The pathophysiological model for the occurrence of work-related musculoskeletal disorders (WMSDs) is based on the rationale that workers exposed to high musculoskeletal demands feel fatigue and pain after a prolonged period of exposure and that if such exposure persists, the symptoms become more severe, thus causing work absenteeism (Westgaard and Winkel, 1996).

Evaluations of musculoskeletal exposure and health outcomes can be performed using different approaches: epidemiological, clinical and biomechanical. Generally, these approaches have the aim of assessing individuals' exposure to specific risks such

as awkward postures, repetition and excessive force; and physical outcomes such as whole body perceptions of exertion, discomfort, disorders and sick leave. Some of these health outcomes seem to be more appropriate for evaluating the long-term effects of work exposure, such as sick leave; whilst other measurements such as pain intensity and effort perception seem to be more indicated for evaluating short-term effects (Westgaard and Winkel, 1996). Thus, the latter measurements would be more sensitive for elucidating the effects of work variability introduced by new work processes.

Task analysis has also been used to evaluate the presence of risk factors in specific tasks or activities. The results from these evaluations provide guidelines for ergonomic measures for controlling the risks identified (Hagberg et al., 1995). Among other results, interventions for reducing the physical workload may increase the exposure variation in order to reduce monotonous or stereotyped work (Mathiassen, 2006). On the other hand, we hypothesise that this diversified exposure pattern may also reduce the strength of association between physical outcomes and risk factors in activities with multiple tasks. Understanding which of the more frequently used health indicators would better evaluate workloads in the context of task variation might help ergonomists choose tools that are more sensitive within the context of job rotation and multifunctional tasks.

Thus, this study was conducted to compare long-term indicators of workers' health, through analysis of occurrences of previous sick leave due to musculoskeletal disorders, with relatively short-term indicators such as discomfort and effort perception, among individuals exposed to work variability, i.e. individuals who had been working within multifunctional jobs, had been reallocated to new activities or had been subject to job rotation schedules. Our assumption was that short-term indicators would be able to

better discriminate between the acute work effects among individuals exposed to work variability.

METHODS

Study context

In the middle of the 1990s, the company under analysis increased its productivity to improve its competitiveness in the market. Thus, the production system was restructured, production lines were changed into cells and several activities were mechanised. These modifications led to a notable increase in the number of workers presenting musculoskeletal disorders. In response, the company made major ergonomic changes, with redesign of the machines and equipment and organisational changes that included job rotation and active work breaks, with exercises and stretching every two hours. An ergonomics committee was created to sustain the control measures adopted. Support groups for dealing with the physical and psychological problems were implemented. Employees with injuries of greater severity were given temporary sick leave and invited to participate in the support groups while they were off work. When returning to work, they were gradually reintroduced and, whenever possible, they were allocated to lighter physical work. Employees with slight symptoms were kept working under the new organisational environment (job rotation and work breaks).

By the end of the 1990s, most of the sectors had been ergonomically redesigned. The physical and organisational measures implemented made it possible to control the incidence rate of work-related musculoskeletal disorders (WMSDs), which was kept under 2% in subsequent years, although the prevalence rate remained relatively high,

since many of the previously symptomatic workers were still working when the present study was carried out. This context justified the choice of this company for conducting the present study, since the participants were working in ergonomically redesigned jobs and engaged either in job rotation or in multifunctional jobs.

Description of the subjects and activities evaluated

Forty subjects (10 men and 30 women) participated in this study. They were working in a company that manufactured office products (the total number of workers was 337), in three sectors of the company that presented physical risk factors. The activities performed by these workers were representative of the set of repetitive and manual material handling (MMH) activities performed by the workers in these sectors. The participants' characteristics and the activities performed by them are presented in Table 1.

Insert Table 1

To participate in the study, the workers had to simultaneously fulfil the following four criteria: 1) more than five years of tenure; 2) experience of a variety of functions or sectors within the company or job rotation for at least one year prior to the evaluation; 3) exposure to the present work schedule for at least the previous year; and 4) acceptance of participation in the study. Since the evaluations carried out took approximately three hours for each participant, only 10% of all the employees in each sector were allowed to take part in this study.

The workers' mean age was 34 years (\pm 6.3 years) and their mean tenure was 14.48 years (\pm 5.2 years). Twenty-six subjects had never been on sick leave and fourteen subjects had been on sick leave due to musculoskeletal symptoms. Information

regarding sick leave was obtained from a detailed medical records system maintained by the company.

The job rotation schedule had been proposed in order to modify the exposure patterns, and the workers rotated between jobs according to: the postures adopted (standing, sitting or walking), the level of concentration required (high, for sorting products; or low, for exclusively manual activities), and the intensity of the work (heavy or light). Thus, each worker rotated between workstations presenting high physical/low cognitive demands and high cognitive/low physical demands, every hour. In the physically demanding jobs, the tasks performed consisted of handling products (carrying loads, feeding machines, etc), whereas in the cognitively demanding jobs, the main tasks were repetitive movements to handle light products and quality control inspection.

Explanations about the objectives and procedures were provided for all participants, who also signed an informed consent statement. This study was approved by the university's research ethics committee.

Material and procedures

A questionnaire containing personal and occupational questions was filled out by all participants before they started working. The form also contained scales for the workers' perceptions of exertion (rating of perceived exertion; RPE) and whole-body discomfort (visual analogue scale; VAS). The participants received standardised oral instructions. The RPE and VAS scales were filled in after two hours of work and at the end of the shift.

The RPE is a numerical-verbal scale ranging from 6 to 20, with anchor points at certain values (Borg, 1998). This scale has been used within the field of ergonomics to evaluate the physiological effects of workloads during short-term exposure (Johansson and Ljunggren, 1989; Johansson and Borg, 1993; Ulin et al., 1993; Kumar et al., 1999). The VAS is a horizontal line of 100 millimetres in length, with anchor points at its extremities that indicate no discomfort and the worst discomfort possible (Jensen et al., 1986). The VAS scale was used to evaluate discomfort as the outcome for the symptom status of musculoskeletal complaints (Kumar et al., 1999). These scales had been considered to be reliable and valid in previous studies, respectively by Borg (1970, 1998) and Jensen et al. (2003).

Ergonomic Workplace Analysis (EWA) (Ahonen et al., 1989) was also applied. This checklist evaluates several items such as work site, general physical activity, lifting, work postures, work movements and repetitiveness of the work. These items were evaluated by a trained observer and also by the workers. The subjective assessment by the worker was classified as good, fair, poor or very poor. The analyst rated several factors on a scale, usually ranging from 1 to 5. A rating of 4 to 5 indicated that the working conditions or environment could even be harmful to workers' health. Complex tasks were divided into subtasks and analysed separately. The relevance of each item for the tasks was carefully considered and irrelevant items were disregarded.

As soon as the workers had finished answering the questions at the beginning of the workday, they returned to their sectors and started their activities. The trained observer analysed the workers during their regular work, by recording the items of interest in the EWA protocol, timing the duration of activities and sub-activities, and weighing the loads that they handled. The total duration of data collection was

approximately three hours, within which the interview with the worker lasted approximately 40 minutes and the evaluation of the work lasted approximately 2 hours. A further ten minutes on the same day were spent on marking the scales, two hours after beginning the shift and at the end of the shift. The procedures were carried out without any burden on the individuals in relation to salary loss or extra hours of work required.

Data on the total number of workers in the sectors and sick leave exclusively due to musculoskeletal disorders were obtained from the company's records. The parameter for grouping the workers according to their lost work-time status (sick leave) was defined in association with the inclusion criteria (having more than five years of tenure, experience in multifunctional jobs or job rotation for at least one year prior to the evaluation).

Data analysis

The data were analysed descriptively. The Spearman coefficient was used to test the correlation between the RPE and VAS, and between the results from EWA performed by the workers and by the observer. The Mann-Whitney test was applied to compare the group that had been on sick leave with the group that had never been on sick leave. The Friedman test was used to test differences between RPE scores over the course of the day shift. For all tests, the significance level was set at $P \leq 0.05$.

RESULTS

The results from the risk analysis (EWA) were different between the observer and the workers (Figure 1). The results from the observer tended to overestimate jobs

involving non-neutral postures and repetition (tasks 1, 3, 4 and 5), whilst workers tended to present more varied and higher scores for tasks involving handling (tasks 6, 8 and 11). EWA scores were different between workers for the same tasks and these discrepancies might have been associated with pain intensity, since the workers that presented higher EWA scores also presented higher discomfort scores (VAS). The results presented in Table 2 confirm this association, showing that the only significant positive association identified was between the workers' EWA scores and their VAS scores. A negative association was found between the overall results from the observer and the worker risk evaluations.

Insert Figure 1 and Table 2

No significant differences ($P>0.05$) were identified between workers with and without previous sick leave, in relation to the RPE or VAS scores (Figure 2), at any time of the shift. The musculoskeletal discomfort intensity increased as the shift progressed, but showed high variability at the beginning of the day, indicating that residual symptoms were already present before arriving at work for some of the workers. The effort perception was higher and more consistent at the end of the day, thus suggesting that this measurement has the sensitivity to better discriminate between daily exposure levels.

Insert Figure 2

The evaluation of effort perception (RPE) enabled the workers to significantly ($P<0.05$) discriminate between progressive workload levels at different times during the shift (Figure 3). However, looking at the RPE scores for specific tasks (Figure 4), the results were nonlinear as the shift progressed, since for some tasks greater effort was perceived at the beginning of the day and for others in the middle or at the end of the

shift. These differences might be associated with exposure variability, since all the workers were performing different tasks during the day, through job rotation or multifunctional jobs.

Insert Figures 3 and 4

DISCUSSION

The results from risk analysis performed by the workers were different from the analysis performed by the observer. The workers rated handling tasks higher whilst the observer rated jobs involving extreme postures higher. Jobs involving more extreme or awkward postures were considered more critical by the observer, probably because these conditions are more visibly identifiable. Although all the loads handled were within the safe limits recommended in the ergonomics literature, handling tasks were considered more critical by the workers. Different conditions, such as repetition and biomechanically disadvantageous movements, might have occurred in association with handling, thus leading the workers to rate these tasks higher.

Good correspondence between worker and observer reports seems to be achieved when simple tasks like sitting/standing are evaluated (Lapierrière et al., 2005). However, when postures and handling activities of greater complexity need to be assessed by workers using self-reporting questionnaires, and by observers using checklists, the agreement between the methods may be poor (Andrews et al., 1998). According to Punnett and Wegman (2004), the differences in exposure measurements obtained by different methods may result, at least in part, from different conceptualisations of what it is relevant to observe in jobs presenting musculoskeletal disorders. Thus, it becomes necessary to better define the operational aspects of motion,

exertion and posture within the context of interest. In the present study, the discrepancies between the results from the observer and workers seem to reinforce this argument.

Health effect measurements such as symptoms and sick leave are widely used to evaluate health outcomes from occupational exposure. The most frequent health outcome used is the presence of pain, since it is assumed to be the precursor of disease of greater severity (Riihimäki, 1995; van Duijn, 2004), leading to sick leave, if it persists. Nevertheless, no difference in perceptions of exertion and current discomfort was found between workers who had never been on sick leave and those who had experienced sick leave. These results reinforce our assumption that long-term indicators such as sick leave might not have relationship with short-term measurements of health effects, particularly in the context of work variability, expressed either through job rotation schedules and multifunctional jobs or through reallocation to ergonomically redesigned jobs.

Reallocation of symptomatic workers to physically lighter activities, subsequent to being on sick leave, is a measure increasingly adopted by companies that are concerned about controlling the incidence of musculoskeletal disorders. When a small number of symptomatic workers are transferred to less stressful jobs, they are usually excluded from epidemiological studies, in order to avoid the “sick worker effect”. This effect may overestimate the relationship between exposure and health outcomes. However, when a large number of symptomatic workers are transferred to ergonomically designed jobs, or when they usually rotate between jobs presenting different types of workload and demands, a more complex exposure pattern may emerge. This diversity of responses may produce biased results in subsequent studies

conducted with the aim of evaluating the exposure of these individuals to workloads while working in the new jobs. Nevertheless, these conditions need to be better evaluated. The present study has started to address this issue, but it is important to point out that the sample size was relatively small, and thus the present results can only be accepted as trends. Future studies will need to be conducted on this matter, involving larger sample sizes and long-term follow-up of subjects involved in diversified work tasks.

The rating of perceived exertion was able to discriminate between progressive workload levels and it was not sensitive to residual symptoms in the way the discomfort scale was. Furthermore, although the RPE enabled the workers to significantly discriminate between workloads at different times during the shift, it did not show linear behaviour as the day progressed, probably due to variation in the workload. Perceived exertion has long been used in the field of ergonomics for evaluating the relationship between intense work and symptoms, among other matters (Johansson and Ljunggren, 1989). Likewise, it has been used to assess the impact of heavy work with a view to the need for ergonomic improvements (Johansson and Borg, 1993). Perceived exertion is recognised to be an important indicator of workload because it is positively related to fatigue and reduced work capacity (Borg, 1998; Ulin et al., 1993; Kumar et al., 1999). Thus, this indicator seems to be more appropriate for evaluating the acute effects of jobs in the context of work variability.

Nevertheless, it seems that some indicators traditionally used for analysing the effect of risky jobs on health, such as symptoms and sick leave, undergo weakening of their capacity to properly express the exposure among workers in occupational settings presenting large variations in exposure. Examples of these situations are job rotation

schedules, multifunctional jobs or worker reallocation into workplaces that have been ergonomically redesigned to reduce the workload. In these contexts, indicators showing more short-term effects, such as effort perception, seem to be more sensitive.

CONCLUSION

Within the context of work variability, workers rotate between jobs presenting different types of workload and demands and, from this, an exposure pattern of greater complexity may emerge, requiring appropriate indicators to evaluate the acute effects of work variability. In the present study, there were no differences between the workers, grouped according to lost work-time status, in relation to their whole-body perceptions of exertion and discomfort at their current workstations. Ratings of perceived exertion were able to discriminate between progressive workload levels, but this was done nonlinearly, probably because of the varying workload. Thus, short-term indicators, such as perceived exertion, could be more sensitive indicators for evaluate work health effects within the context of work variability.

Acknowledgements: This study was supported by FAPESP and CNPq.

REFERENCES

Ahonen, M., Launis, M., Kuorinka, T., 1989. Ergonomic Workplace Analysis. Finnish Institute of Occupational Health, Helsinki.

- Andrews, D.M., Norman, R.W., Wells, R.P., Neumann, P., 1998. Comparison of self-report and observer methods for repetitive posture and load assessment. *Occup. Ergon.* 1, 211-222.
- Björkman, T., 1996. The rationalisation movement in perspective and some ergonomic implications. *Appl. Ergon.* 27,111–117.
- Borg, G., 1970. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand. J. Rehabil. Med.* 2,92-98.
- Borg, G., 1998. Borg's perceived exertion and pain scales. Human Kinetics, Illinois.
- Dempsey, P.G., Mathiassen, S.E., 2006. On the evolution of task-based analysis of manual materials handling, and its applicability in contemporary ergonomics. *Appl. Ergon.* 37,33-43.
- Hagberg, M., Silverstein, B., Wells, R., Smith, M.J., Hendrick, H.W., Carayon, P., et al., 1995. Work related musculoskeletal disorders (WMSDs): a reference book for prevention. Taylor & Francis, London.
- Jensen, M.P., Karoly, P., Braver, S., 1986. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain.* 27,117-126.
- Jensen, M.P., Chen, C., Brugger, A.M., 2003. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *J. Pain.* 4,407-414.
- Johansson, S.-E., Ljunggren, G., 1989. Perceived exertion during a self-imposed pace of work for a group of cleaners. *Appl. Ergon.* 20,307-312.
- Johansson, S.-E., Borg, G., 1993. Perception of heavy work operations by tank truck drivers. *Appl Ergon.* 24,421-426.

- Kumar, S., Narayan, Y., Bjornsdottir, S., 1999. Comparison of the sensitivity of three psychophysical techniques to three manual material handling task variables. *Ergonomics*. 42,61-73.
- Laperrière, E., Messing, K., Couture, V., Stock, S., 2005. Validation of questions on working posture among those who stand during most of the workday. *Int. J. Ind. Ergon.* 35,371–378
- Mathiassen, S.E., 2006. Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know. *Appl. Ergon.* 37,419-427.
- Punnett, L., Wegman, D.H., 2004. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14,13-23.
- Riihimäki, H., 1995. Hands up or back to work – future challenges in epidemiologic research on musculoskeletal diseases. *Scand. J. Work Environ. Health.* 21,401-403.
- Sjøgaard, G., Jensen, B.R., 1997. Muscle pathology with overuse. In: Ranney, D. (Eds.), *Chronic musculoskeletal injuries in the workplace*. W. B. Saunders Company, pp.17-40.
- Ulin, S.S., Armstrong, T.J., Snook, S.H., Keyserling, W.M., 1993. Perceived exertion and discomfort associated with driving screws at various work locations at different work frequencies. *Ergonomics*. 36,833-846.
- Vahtera, J., Kivimäki, M., Pentti, J., Linna, A., Virtanen, M., Virtanen, P., et al., 2004. Organizational downsizing, sickness absence, and mortality: 10-town prospective cohort study. *BMJ*. 328:555-559.
- van Duijn, M., Lötters, F., Burdorf, A., 2004. Interrelationships between pain, disability, general health, and quality of life and associations with work-related and individual factors. *Spine*. 29,2178-2183.

Westerlund, H., Ferrie, J., Hagberg, J., Jeding, K., Oxenstierna, G., Theorell, T., 2004. Workplace expansion, long-term sickness absence, and hospital admission. *Lancet*. 363,1193-1197.

Westgaard, R., Winkel, J., 1996. Guidelines for occupational musculoskeletal load as a basis for intervention: a critical review. *Appl. Ergon.* 27,79-88.

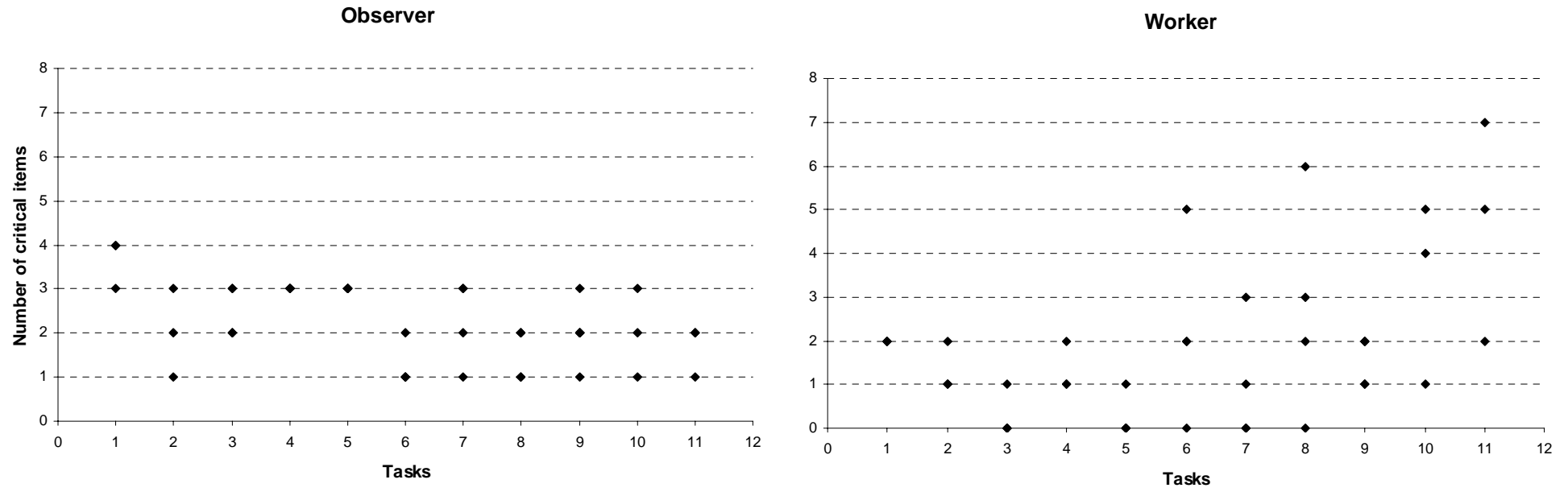


Figure 1. Ergonomic Workplace Analysis results per tasks, for the observer and worker.

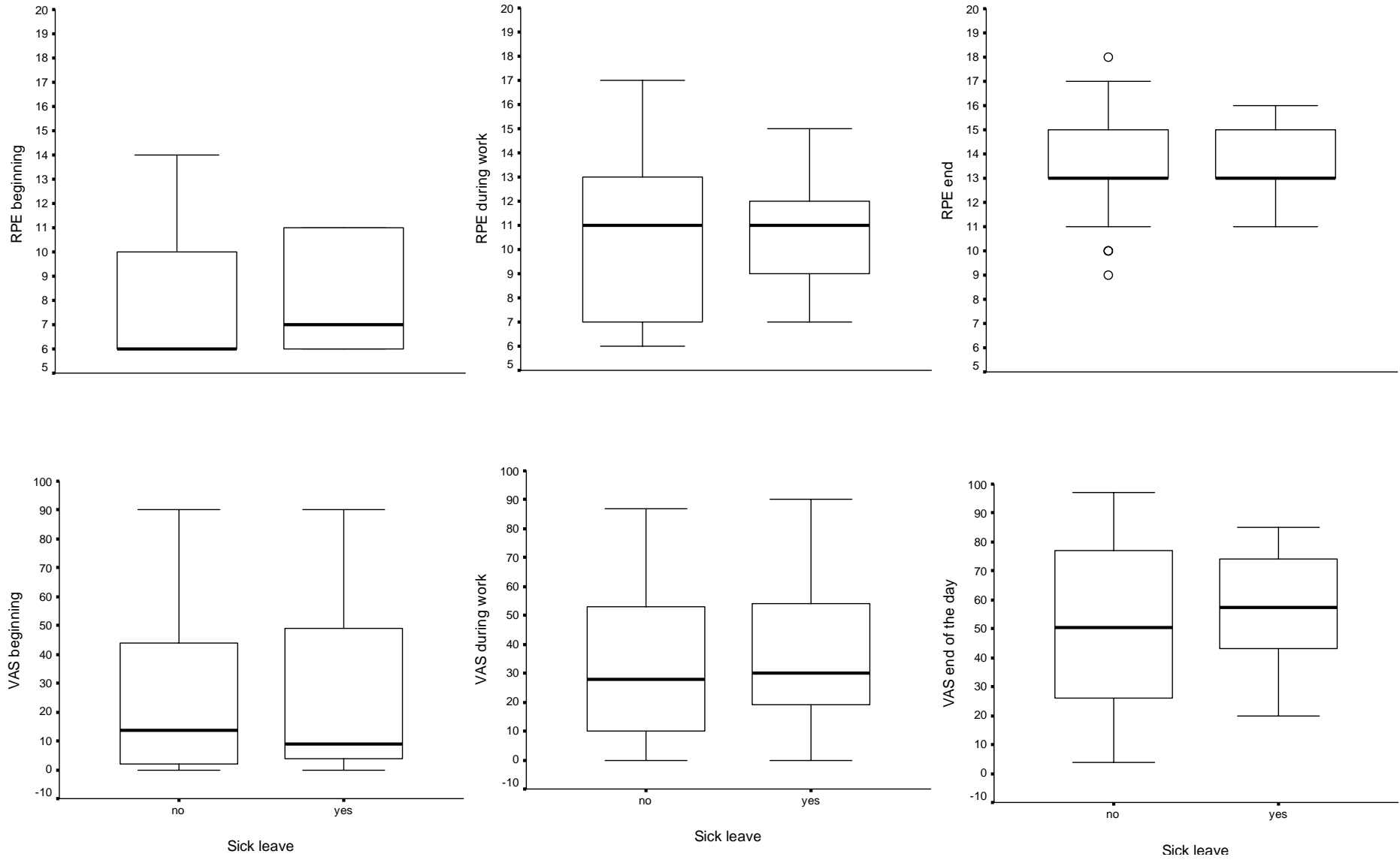


Figure 2. Box plot for RPE and VAS scores at different moments of the work day divided according to sick leave status.

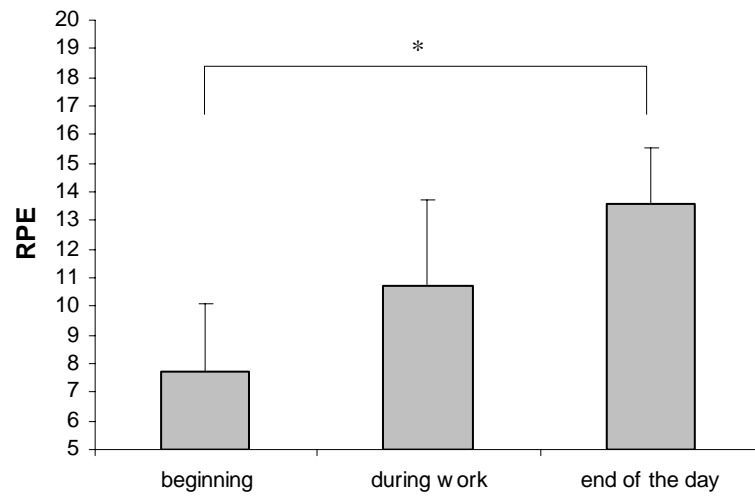


Figure 3. Ratings of perceived exertion at the beginning of the day, during work and at the end of the day (* $P < 0.05$).

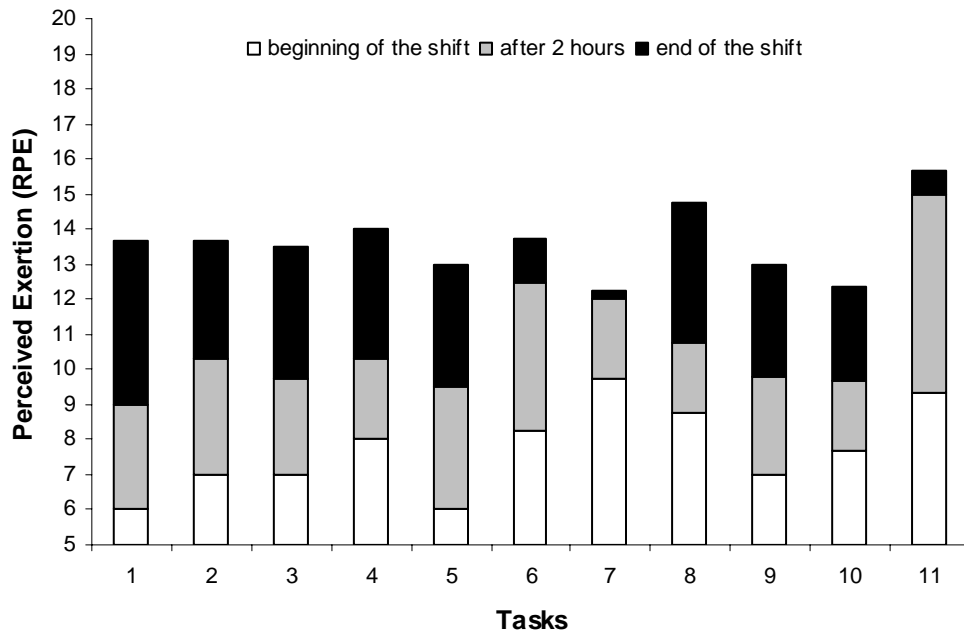


Figure 4. Ratings of perceived exertion during the work day for each task.

Table 1. Characteristics of the jobs analyzed and subjects per job.

Jobs (subjects)	Gender	Activity	Predominant postures	Tasks	Age ($\bar{X} \pm DP$)	Tenure ($\bar{X} \pm DP$)
1 (3)	F	repetitive	seated	withdraw products from machines	39.67±1.15	22.67±0.58
2 (3)	M	handling	standing	carry/handle products	41.67±0.57	16.67±7.09
3 (4)	F	repetitive	seated	pack products	35.25±10.28	11±4.76
4 (3)	F	repetitive	seated	feed machines	32±6	13±8.19
5 (4)	F	repetitive	seated/ standing	pack products	36.5±3.11	17.25±4.65
6 (4)	F	handling	standing	feed machines	33±5.35	14.25±7.41
7 (4)	F	repetitive	seated	withdraw products from machines	37.35±2.22	17.5±3.7
8 (4)	M	handling	walking	carry/handle products	27.5±4.04	8.5±5
9 (5)	F	handling	walking	feed machines	29.6±5.08	13.6±7.5
10 (3)	F	handling	walking	feed machines	34.33±8.62	15.33±7.37
11 (3)	M	handling	standing	carry/handle products	29.67±3.51	11.33±5.13

Table 2. Spearman correlation results between indicators.

Indicators	Spearman Correlation	
	r	p
RPE – EWA observer	-0.13	0.435
RPE – EWA worker	0.22	0.172
VAS – EWA observer	-0.05	0.745
VAS – EWA worker	0.36	0.021
EWA observer – EWA worker	-0.36	0.022

ANEXO III

INDIVÍDUOS QUE APRESENTAM DIFERENÇA ESTÁTICA ENTRE OS JOELHOS TAMBÉM APRESENTAM DIFERENÇA DURANTE A MARCHA?

POLETTO PR¹, SATO TO¹, CARNAZ L¹, LOBO DA COSTA PH² E GIL COURY HJC¹

¹Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos - UFSCar, São Carlos, SP - Brasil

²Departamento de Educação Física e Motricidade Humana, UFSCar, São Carlos, SP - Brasil

Correspondência para: Patrícia Rios Poletto, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luís, km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP – Brasil, e-mail: patricia.poletto@gmail.com

Recebido: 14/02/2006 - Revisado: 26/06/2006 - Aceito: 11/10/2006

RESUMO

Contextualização: A articulação do joelho destaca-se por ser uma estrutura comumente afetada por alterações degenerativas, lesões e síndromes. Avaliações clínicas objetivas e precisas são necessárias para estabelecimento de diagnósticos adequados e, conseqüentemente, melhores resultados tanto das cirurgias como dos programas de reabilitação. Objetivo: Verificar a presença de diferença entre os joelhos durante a marcha e sua relação com a diferença estática, nos planos sagital e frontal. Método: Foram avaliados 45 sujeitos saudáveis, sendo 21 do sexo masculino e 24 do sexo feminino. Mediu-se a amplitude de movimento da articulação do joelho, na marcha, por meio da eletrogoniometria. A avaliação da postura estática do joelho foi feita por meio de fotogrametria. Os dados foram analisados descritivamente e aplicou-se o coeficiente de correlação de Pearson. Resultados: Os indivíduos apresentaram valores médios similares para os lados direito e esquerdo (diferença de aproximadamente 0,5°) no registro estático dos planos sagital e frontal. No entanto, o desvio-padrão foi alto, indicando grande variabilidade entre os sujeitos. Para o registro dinâmico, a diferença entre os joelhos foi de 0,4° para o plano sagital e 1° para o plano frontal. No entanto, a variabilidade encontrada também foi alta, principalmente para o plano frontal. Não foi encontrada correlação entre os registros estáticos e dinâmicos nos dois planos de movimento avaliados ($r = -0,003$ e $p = 0,492$ para o plano sagital e $r = -0,014$ e $p = 0,465$ para o plano frontal). Conclusões: Embora não tenha sido encontrada relação entre os registros estático e dinâmico, esse assunto merece ser investigado em estudos futuros, avaliando-se grupos mais amplos e com alterações posturais específicas e mais pronunciadas.

Palavras-chave: articulação do joelho, postura, marcha, eletrogoniometria.

ABSTRACT

Do individuals who present a static difference between the knees also present a difference during gait?

Introduction: The knee joint stands out as a structure that is commonly affected by degenerative alterations, injuries and syndromes. Precise objective clinical evaluations are necessary for establishing appropriate diagnoses and, consequently, better results from both surgical procedures and rehabilitation programs. Objective: To investigate the existence of differences between the knees during gait and their relationship with the static difference in the sagittal and frontal planes. Method: Forty-five healthy subjects were included, of whom 21 were male and 24 were female. Knee joint range of motion was measured during gait by means of flexible electrogoniometry. The static posture of the knee was evaluated by means of photogrammetry. The data were analyzed descriptively and the Pearson correlation coefficient was applied. Results: The individuals presented mean values that were similar for right and left knees in static recordings of the sagittal and frontal planes (difference of approximately 0.5°). However, the standard deviation was large, thus indicating great variability between the subjects. For the dynamic recordings, the difference between the knees was 0.4° for the sagittal plane and 1° for the frontal plane. The variability found was also large, especially for the frontal plane. There was no correlation between the static and dynamic recordings in the two planes of motion evaluated ($r = -0.003$ and $p = 0.492$ for the sagittal plane; $r = -0.014$ and $p = 0.465$ for the frontal plane). Conclusion: Although no relationship was found between the static and dynamic recordings, this matter deserves investigation in future studies, with evaluations of broader groups with specific and more pronounced postural abnormalities.

Key words: knee joint, posture, gait, electrogoniometry.

INTRODUÇÃO

Dentre as articulações dos membros inferiores, o joelho destaca-se por ser uma estrutura comumente afetada por alterações degenerativas, como a osteoartrose, por lesões como rupturas de ligamento cruzado anterior e por síndromes como a disfunção fêmuro-patelar. Avaliações clínicas objetivas e precisas são necessárias para estabelecimento de diagnósticos adequados que, por sua vez, poderão promover melhores resultados tanto nos procedimentos cirúrgicos como nos programas de reabilitação¹. O exame físico dessa articulação envolve avaliações estáticas e dinâmicas.

No contexto clínico, a avaliação estática é feita usualmente por observação. Nesse tipo de avaliação, o fisioterapeuta estima visualmente o alinhamento do membro inferior, identificando alterações posturais e assimetrias entre os lados do corpo². No entanto, a estimativa visual não é uma medida objetiva e tem sua confiabilidade questionada, já que podem existir grandes diferenças entre examinadores³. A fotogrametria é uma forma mais precisa de avaliação estática. Nesse tipo de avaliação, realiza-se um registro fotográfico do segmento corporal que se quer avaliar com demarcações em referências anatômicas pertinentes⁴.

A avaliação dinâmica do joelho pode ser realizada pela medida da amplitude de movimento, em função do tempo, em situações funcionais (marcha, subida/descida de degraus, corrida, saltos, etc.). Dentre as atividades funcionais, a marcha é a mais comumente avaliada. Esse registro dinâmico pode ser obtido por filmagens simples ou computadorizadas, sistemas opto-eletrônicos e equipamentos para medidas diretas. Dentre esses últimos, a eletrogoniometria é uma ferramenta bastante útil. O eletrogoniômetro flexível é prático, portátil, relativamente simples de operar, possui boa adaptação aos segmentos corporais e é mais confiável do que outros tipos de goniômetro disponíveis⁵. O eletrogoniômetro flexível é composto por dois terminais, um fixo e um telescópico, e uma mola de proteção que une os terminais. O elemento sensível, um fio com uma série de *strain gauges* montados ao redor de sua circunferência, encontra-se dentro dessa mola. Conforme o ângulo entre os dois terminais é alterado, a mudança ao longo do comprimento do fio é medida e convertida em ângulos. A construção do eletrogoniômetro biaxial permite o registro dos ângulos em dois planos de movimento ortogonais entre si^{6,7}.

A partir das medidas obtidas por esses métodos, é possível comparar os lados do corpo, identificando assimetrias estáticas e dinâmicas. Diferenças entre os membros inferiores são comumente relacionadas a debilidades, incapacidades e disfunções, e a similaridade entre os membros lesado/não lesado é um dos principais objetivos dos programas de reabilitação⁸. No entanto, essa premissa pode ser questionada, uma vez que não se sabe se previamente à lesão o indivíduo era simétrico e, ainda, qual a importância dessa simetria para a capacidade funcional do indivíduo.

Alguns autores encontraram diferenças angulares entre os joelhos na marcha saudável⁹⁻¹¹. Maupas et al.^{10,11}, utilizando eletrogoniômetro biaxial flexível, encontraram 51,6% e 62,5% de indivíduos assimétricos para a amplitude de movimento do joelho no plano sagital, em dois estudos conduzidos em diferentes momentos. A partir desses resultados afirmam que a marcha não deve ser considerada um fenômeno estritamente simétrico. Esses autores buscaram explicar a diferença entre os joelhos por meio de diversos fatores como: dominância lateral, nível de atenção na atividade e força muscular nos membros inferiores. No entanto, não encontraram correlações significativas com qualquer um desses aspectos investigados.

Um possível fator que poderia levar a uma diferença na amplitude dos joelhos, durante a marcha, seria uma diferença prévia entre os joelhos dos indivíduos, ou seja, caso um indivíduo tivesse uma diferença estática entre os joelhos, essa poderia afetar os registros dinâmicos, levando à preponderância angular de um dos joelhos na marcha.

Diante disso, o objetivo deste estudo é identificar a presença de assimetria entre os joelhos durante a marcha de indivíduos saudáveis e verificar se há relação entre a assimetria na marcha com a assimetria estática dos joelhos, para os planos sagital e frontal.

METODOLOGIA

Sujeitos

Foram avaliados 45 sujeitos saudáveis, sendo 21 do sexo masculino e 24 do sexo feminino (22,1±3,0 anos; 62,2±8,8 kg; 1,67±0,1 m; IMC = 22,9±2,4 kg/m²). Esses indivíduos foram recrutados após avaliação prévia de um grupo maior (N= 70). Um esclarecimento inicial sobre os objetivos gerais do estudo e procedimentos da coleta foi fornecido aos indivíduos que, posteriormente, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os fatores de inclusão dos sujeitos foram: 1) apresentar índice de massa corporal (IMC) entre 18 e 24 kg/m², 2) apresentar estatura variando de 1,60 a 1,80 m. Como fatores de exclusão, considerou-se a presença de lesões ou doenças nos membros inferiores, sintomas que persistiram três dias ou mais no ano precedente, distúrbios de equilíbrio, discrepância real no comprimento dos membros inferiores maior que 1 cm. Este estudo foi desenvolvido em conformidade com os aspectos éticos previstos na Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (parecer 035/04).

Materiais e Equipamentos

Utilizou-se, neste estudo, um conjunto constituído de eletrogoniômetro (sensores XM 110) e unidade para aquisição de dados (Biometrics Ltd, Gwent, UK); uma câmera fotográfica digital (MVC – FFD91, Sony); uma esteira elétrica (Explorer Action Fitness); caneta dermatográfica; fita métrica;

marcadores reflexivos; fita adesiva dupla face; trena; cronômetro e outros materiais de consumo.

Procedimentos

Preparo dos sujeitos: Inicialmente os indivíduos foram submetidos à tricotomia no local de fixação dos sensores para promover melhor adesão dos terminais sobre a pele.

Medidas dos ângulos do joelho por fotogrametria: Os processos ósseos foram identificados por meio de palpação manual (espinha íliaca ântero-superior - EIAS, trocânter maior do fêmur, maléolo lateral, centro da patela, cabeça do tálus). Todos os pontos foram identificados seguindo as recomendações de Gross et al.¹². Nesses pontos anatômicos, foram fixados marcadores esféricos. A interlinha articular do joelho foi demarcada com caneta dermatográfica. Os indivíduos foram fotografados em vista frontal e lateral (direita e esquerda); o programa AutoCAD (2000) foi usado para medir os ângulos entre os segmentos coxa-perna. Nas fotos frontais, foram traçados os ângulos de varo/valgo do joelho por meio de duas retas: uma unindo a EIAS ao centro da patela, e a outra unindo o centro da patela à cabeça do tálus. A partir das fotos em vista lateral, traçaram-se duas retas para medida do ângulo de flexo/extensão, uma unindo o trocânter maior do fêmur à interlinha articular, e outra unindo a interlinha ao maléolo lateral (Figura 1).

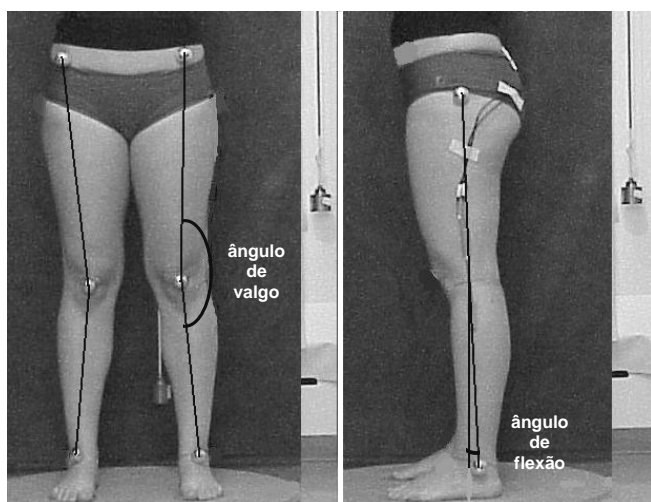


Figura 1. Indivíduo preparado para a coleta e ângulos articulares mensurados no plano frontal (esquerda) e sagital (direita).

Foi feita uma análise prévia da confiabilidade intra-avaliador do traçado dos ângulos com um intervalo de uma semana entre as medidas, e a diferença média foi de $0,7^\circ \pm 0,5^\circ$ ($r=0,99$). Foi avaliada também a confiabilidade interavaliadores, entre dois fisioterapeutas treinados por um período de 1 semana, e a diferença média foi de $1,0^\circ \pm 1,0^\circ$ ($r=0,98$). Cada avaliador não tinha acesso às informações obtidas pelo outro avaliador.

Colocação do eletrogoniômetro: Os sensores do eletrogoniômetro foram acoplados na face lateral dos joelhos com o auxílio de uma trena alinhada ao centro dos marcadores do trocânter maior do fêmur e maléolo lateral. Foram traçadas duas retas cruzando a interlinha articular, o que permitiu a colocação dos terminais do sensor na coxa e na perna de forma reproduzível. As recomendações do manual do fabricante foram seguidas, alinhando-se o terminal inferior do sensor ao eixo da perna e o terminal superior ao eixo da coxa. Embora o fabricante não determine a projeção lateral do eixo articular, considerou-se, neste estudo, que essa projeção do eixo estaria localizada no ponto de intersecção da interlinha articular com a reta que unia o trocânter maior do fêmur ao maléolo lateral, conforme Kadaba et al.¹³.

Após a fixação dos sensores, o equipamento foi calibrado com o indivíduo em postura em pé, com o peso distribuído igualmente entre os dois pés e joelhos estendidos. Os movimentos de flexão e valgo foram considerados positivos, e extensão e varo, negativos. O registro dinâmico consistiu de caminhada em esteira elétrica na velocidade de 5,0 km/h por 90 segundos, com um período prévio de familiarização de 4 minutos. Ao término da coleta, os dados eram descarregados no computador para verificação imediata da qualidade do registro.

Análise dos dados

A partir das medidas obtidas pelo eletrogoniômetro, foi avaliada a excursão total do joelho (amplitude de movimento – ADM) nos planos sagital e frontal por meio de uma rotina desenvolvida em Matlab (versão 6.5). Essa rotina permitiu um processamento dos dados de forma mais rápida e confiável. Ela consiste em dividir o registro da marcha em ciclos (passadas) e extrair os dados angulares de interesse dessas passadas, como picos de movimento e amplitudes, tempo de ocorrência dos eventos e duração das fases e subfases do ciclo. Para avaliar a associação entre o registro estático e o registro dinâmico nos planos de movimento avaliados, utilizou-se a correlação de Pearson.

RESULTADOS

A média e o desvio-padrão para os lados direito e esquerdo nos registros estático (fotogrametria) e dinâmico (eletrogoniometria), nos planos sagital e frontal, podem ser observados na Tabela 1. Pode-se perceber que para o registro estático, nos planos sagital e frontal, os indivíduos apresentaram valores médios similares para os lados direito e esquerdo, com diferença de aproximadamente $0,5^\circ$. No entanto, o desvio-padrão foi alto, indicando grande variabilidade entre os sujeitos. Para o registro dinâmico, a diferença da amplitude de movimento (ADM) entre os joelhos foi de $0,4^\circ$ para o plano sagital e 1° para o plano frontal. A variabilidade interindivíduos encontrada também foi alta, principalmente para o plano frontal. A diferença entre os joelhos para as médias

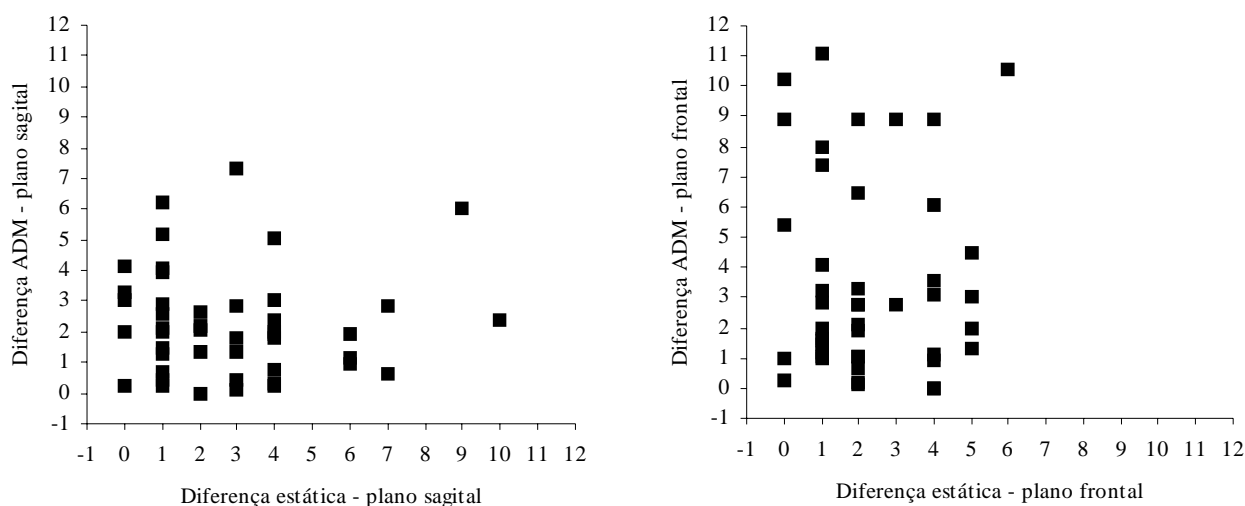


Figura 2. Gráfico de dispersão mostrando a relação entre a diferença estática (eixo x) e a diferença dinâmica (eixo y) para os planos sagital (esquerda) e frontal (direita).

Tabela 1. Média, desvio-padrão, valores mínimos e máximos em graus (°) para os lados direito (D) e esquerdo (E) nos registros estático (fotogrametria) e dinâmico (eletrogoniometria), nos planos sagital e frontal.

Registros	Sagital			Frontal		
	Mín	Máx	Média ± DP	Mín	Máx	Média ± DP
Fotogrametria						
Joelho direito	-10	8	0,0 ± 3,9	169	180	174,2 ± 3,0
Joelho esquerdo	-9	9	-0,6 ± 4,0	168	180	173,6 ± 3,0
Eletrogoniometria						
<i>ADM</i>						
Joelho direito	44,4	61,8	55,1 ± 4,3	5,9	30,8	13,4 ± 5,6
Joelho esquerdo	43,2	64,8	55,5 ± 5,2	5,9	28,9	12,4 ± 5,6
<i>Pico mínimo</i>						
Joelho direito	-8,4	12,4	2,5 ± 4,3	-17	3,3	-4 ± 3,5
Joelho esquerdo	-10,2	9,1	0,5 ± 3,8	-18,8	0,4	-5,8 ± 4,7
<i>Pico máximo</i>						
Joelho direito	46,3	70,9	57,6 ± 5,9	-0,5	31,6	9,4 ± 7,3
Joelho esquerdo	44,3	69,3	55,8 ± 6,3	-2,6	28,8	6,6 ± 7,6

dos picos mínimos e máximos dos movimentos nos planos sagital e frontal variou de 1,8° a 2,8°, com desvio-padrão entre 3,5 e 7,6°.

Foram calculadas as diferenças entre os lados direito e esquerdo para os registros estático (fotogrametria) e dinâmico (eletrogoniometria) para cada sujeito. Os resultados apontaram que não houve relação linear entre essas diferenças (registro estático x registro dinâmico) tanto para o plano sagital como para o frontal, conforme Figura 2. A correlação de Pearson também indicou não haver relação significativa entre os registros. Os valores de p e r encontrados foram: $r = -0,003$ e $p = 0,492$ para o plano sagital e $r = -0,014$ e $p = 0,465$ para o plano frontal.

DISCUSSÃO

Os resultados encontrados indicaram grande variabilidade interindividual para os registros estáticos e dinâmicos. Além disso, não foi encontrada correlação entre as diferenças estática e dinâmica.

Maupas et al.^{10,11} encontraram de 51,6% a 62,5% de indivíduos com diferença entre os joelhos direito e esquerdo maior que 5° para a amplitude de movimento no plano sagital. Esses autores buscaram identificar a causa dessa assimetria, sendo que alguns fatores como: dominância lateral (ocular, manual e podal), nível de atenção requerido e força muscular dos membros inferiores não explicaram essa diferença. De

qualquer forma, tem sido reconhecido que a marcha pode apresentar uma “assimetria funcional”, em que um membro assume uma função diferente do contralateral. Nesse sentido, enquanto um membro responsabiliza-se pela propulsão do corpo, o outro estaria mais relacionado ao apoio e controle. Assim, alterações assimétricas da marcha estariam mais relacionadas a mecanismos globais de adaptação do que a alterações locais¹. No entanto, poucos estudos disponíveis avaliam alterações mais localizadas e padrões assimétricos da marcha. Por isso, buscamos verificar se diferenças estáticas entre os joelhos, tão comumente avaliadas em exames posturais, poderiam causar diferenças entre a amplitude de movimentos dos joelhos na marcha. Porém, os presentes resultados mostraram que não houve relação entre essas diferenças estáticas e dinâmicas avaliadas, respectivamente, pela fotogrametria e eletrogoniometria.

Alguns aspectos metodológicos podem ter sido responsáveis pela diferença entre os resultados encontrados por Maupas et al.^{10,11} e pelo presente estudo, como: recrutamento dos sujeitos, posicionamento dos sensores, posição de referência, calibragem do equipamento, etc. Além disso, os procedimentos adotados neste estudo foram reproduzidos da mesma maneira para todos os sujeitos avaliados, e isso pode ter filtrado parte das fontes de variação. Cabe ressaltar ainda que o critério adotado por Maupas et al.^{10,11} para definir assimetria (diferença de 5° na amplitude de movimento entre os joelhos) é arbitrário e pode não ser suficientemente sensível para expressar variações relevantes do ponto de vista funcional.

Alguns pontos também merecem ser discutidos em relação à fotogrametria. Embora a colocação dos marcadores nos pontos anatômicos e a posição do sujeito e da câmera tenham sido controladas de forma sistemática, outros fatores podem ter influenciado as medidas estáticas. A diferença entre os joelhos, a partir das fotos, parece ser melhor identificada no plano frontal do que no plano sagital. No plano frontal, as medidas dos dois joelhos são obtidas a partir de uma mesma fotografia; já para o plano sagital, ocorre movimentação do sujeito para que seja possível fotografar o outro lado do corpo. Acredita-se que pode ter havido diferenças entre os joelhos no plano sagital devido ao posicionamento e reposicionamento do indivíduo e não, necessariamente, a uma assimetria estrutural. Além disso, o plano sagital possui maior amplitude de movimento que o plano frontal, por isso espera-se que a variação entre as fotografias também possa ser maior. No que tange ao reposicionamento, novos procedimentos, no sentido de evitar a ocorrência dessa possível fonte de variação, deverão ser considerados em estudos futuros.

A confiabilidade intra e interexaminadores e a repetibilidade da avaliação postural foram investigadas por Iunes et al.¹⁴. Esses autores investigaram diversos parâmetros posturais, inclusive os ângulos do joelho nos planos sagital e frontal. A confiabilidade interexaminadores foi considerada

excelente (ICC entre 0,943 e 0,996), a confiabilidade intra-examinador foi menor (ICC entre 0,385 e 0,955) e a repetibilidade dos ângulos obtidos por fotos intervaladas em 1 semana foi baixa (ICC entre 0,575 e 0,782). Os autores sugerem que o método é pouco indicado para o acompanhamento de mudanças posturais devido à sua baixa repetibilidade. A qualidade do método de avaliação postural pode ser melhorada com treinamento adequado dos avaliadores e redução do número de avaliadores que realizam o teste, aumentando assim a confiabilidade intra e interavaliadores. Esses procedimentos podem minimizar diferenças entre as avaliações posturais; no entanto variações posturais dos indivíduos não podem ser totalmente controladas, independente do método de avaliação utilizado.

Embora as diferenças estáticas não tenham mostrado relação com as diferenças dinâmicas, a configuração postural em valgo ou varo causa sobrecarga desigual entre os compartimentos medial e lateral do joelho, o que posteriormente poderá alterar a funcionalidade do movimento na marcha. Assim, este assunto merece ser melhor investigado em estudos futuros, nos quais grupos mais amplos e com alterações posturais acentuadas possam ser avaliados.

Apoio: CAPES e FAPESP - Processos N.2004/07207-0 e 04/15579-5.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sadegui H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000;12:34-45.
2. Watson AWS, Mac Donncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness*. 2000;40:260-70.
3. Watkins MA, Riddle DL, Lamb RL, Personius WJ. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Phys Ther*. 1991;71(2):90-6.
4. Viton JM, Timsit M, Mesure S, Massion J, Franceschi JP, Delarque A. Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81:194-200.
5. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech*. 2003;18(7):682-4.
6. Biometrics Ltd. Goniometer and torsiometer operating manual. Gwent: UK; 1997.
7. Hansson GÅ, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):355-67.
8. Norkin CC, White DJ. Medida do movimento articular: manual de goniometria. 2ª ed. Porto Alegre (RS): Artes Médicas; 1997.
9. Sadegui H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci*. 1997;16:243-58.

10. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André JM. Asymmetry leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clin Biomech.* 1999;14:403-11.
11. 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;16:304-12.
12. Gross J, Fetto J, Rosen E. Exame musculoesquelético. 1ª ed. Porto Alegre (RS): Editora Artmed; 2000.
13. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gordron G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Ortop Res.* 1989;7:849-60.
14. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e inter-examinadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):327-34.

ANEXO IV

Relação entre o relato clínico e o exame físico na avaliação de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho

Relationship between self-reported symptoms and clinical signs in the assessment of work-related musculoskeletal disorders

Patrícia Rios Poletto¹, Tatiana de Oliveira Sato¹, Isabel Aparecida Porcatti de Walsh², Helenice Jane Cote Gil Coury³

¹ Fisioterapeutas; Ms, doutorandas no Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (Universidade Federal de São Carlos)

² Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Depto. de Fisioterapia do Centro Universitário Central Paulista

³ Fisioterapeuta; Profa. Dra. titular do Depto. de Fisioterapia da UFSCar

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

Patrícia R. Poletto
Depto. de Fisioterapia / UFSCar
Rod. Washington Luís km 235
13565-905 São Carlos SP
e-mail: prpoletto@yahoo.com.br

Estudo financiado pela
Coordenação de
Aperfeiçoamento de Pessoal de
Nível Superior (CAPES), CNPq
Proc. n.550487/02-06.

APRESENTAÇÃO
jan. 2006

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO
jan. 2007

RESUMO: O objetivo deste estudo foi verificar se há relação entre o relato de indivíduos sobre sintomas musculoesqueléticos e os sinais clínicos de lesões por esforço repetitivo (LER) ou distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) encontrados no exame físico de trabalhadoras industriais. Avaliaram-se 132 mulheres atuantes em linha de produção industrial, que responderam um questionário sobre sintomas nos membros superiores e região cervical, não sendo incluídas as que tivessem diagnóstico prévio de doenças reumáticas. O exame físico compreendeu teste de amplitude de movimento, palpação manual e testes específicos. Os dados foram analisados por estatística descritiva, aplicando-se a correlação de Spearman entre o auto-relato e o exame físico. Foi constatada correlação ($r=0,61$; $p<0,05$) entre o auto-relato e os sinais identificados no exame clínico para todas as regiões corporais avaliadas. Conclui-se que há relação clara entre o relato de sintomas das trabalhadoras e a presença de sinais identificados no exame clínico. Ressalta-se a importância da complementaridade de ambos os métodos na avaliação das LER/DORT, uma vez que o exame clínico é necessário para se estabelecer o diagnóstico e o auto-relato é importante para captar o impacto da lesão.

DESCRIPTORES: Diagnóstico clínico; Exame físico; Sistema musculoesquelético/fisiopatologia; Transtornos traumáticos cumulativos

ABSTRACT: This study aimed at verifying the relationship between self-reported musculoskeletal symptoms and clinical findings of work-related musculoskeletal disorders (WRMD). One hundred and thirty-two female workers from an industrial company took part in the study, being excluded those with previous diagnostics of rheumatic diseases. They answered a questionnaire on symptoms in upper limbs and the cervical region. Physical examination included range of motion tests, manual palpation, and specific tests. Data were analysed descriptively; Spearman's test was applied to assess correlation between self reported symptoms and clinical findings. A positive correlation was found between these for all assessed body regions ($r=0.61$; $p<0.05$). This study shows thus a clear relationship between self-reported symptoms and clinical examination findings, pointing to the importance of using both methods in WRMD evaluation. Physical examination is necessary to establish clinical diagnosis and self-reports allow identifying the impact of WRMD on patients life.

KEY WORDS: Cumulative trauma disorders; Diagnosis, clinical; Musculoskeletal system/physiopathology; Physical examination

INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas o aumento da produção e a incorporação de novas tecnologias trouxeram como consequência um aumento expressivo das lesões por esforço repetitivo ou distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (LER /DORT). As LER/DORT são responsáveis por um grande número de afastamentos do trabalho, por um alto custo com indenizações trabalhistas e pelo sofrimento dos trabalhadores acometidos¹.

O termo LER/DORT refere-se às alterações musculoesqueléticas associadas às atividades ocupacionais e às condições de risco no trabalho². Esse termo genérico pode relacionar-se a quadros clínicos musculoesqueléticos relativamente definidos tais como tendinites, tenossinovites, sinovites e síndromes compressivas³. No entanto, em muitos casos as LER/DORT podem ocorrer em formas difusas, sobretudo em casos mais severos em que há sintomas mais disseminados.

Nos diagnósticos bem definidos, a avaliação de regiões corporais específicas é mais fácil e objetiva, o que facilita a escolha de tratamento adequado, possibilitando melhor prognóstico⁴. Nos quadros indeterminados, a avaliação é mais complexa devido à dificuldade de localização anatômica dos sinais e sintomas, tanto pelo profissional como pelo paciente. Essa dificuldade é agravada pelo fato de que o diagnóstico desses quadros é crucial para direcionar as decisões clínicas e legais⁵. Tais decisões são baseadas na história ocupacional, no exame físico detalhado e no histórico clínico relatado pelo paciente, sendo que a presença de dor é um elemento freqüente para a caracterização das LER/DORT^{4,5}.

Uma vez que o diagnóstico clínico é fundamentado em dois conjuntos diferentes de informações, ou seja, no relato do indivíduo e nos sinais clínicos objetivos, incongruências entre esses dois tipos de indicadores são freqüentes, trazendo dificuldades no estabelecimento de diagnósticos para alguns casos⁶. Além disso, exames

mais sofisticados, como ressonância magnética, ultra-sonografia e artroscopia, são métodos ainda pouco usados na avaliação das LER/DORT, e o estabelecimento de relações entre esses exames e os achados clínicos ainda se encontra em fase preliminar⁷.

Cabe ressaltar que a natureza das informações é distinta, sendo que o relato do paciente é espontâneo e considerado subjetivo, por ser baseado na percepção dos sintomas e em experiências anteriores. O exame físico é baseado em testes provocativos que, supostamente, refletem de maneira mais objetiva as condições clínicas do paciente no momento do exame.

Diante disso, este estudo buscou verificar a existência de relação entre relato de sintomas musculoesqueléticos pelos trabalhadores e a presença de sinais clínicos objetivos no exame físico de membros superiores e coluna cervical, para a avaliação clínica de quadros musculoesqueléticos.

METODOLOGIA

Foram avaliados 132 indivíduos do sexo feminino, trabalhadoras de linha de produção industrial, de uma empresa de produtos escolares e de escritório de médio porte, no interior do estado de São Paulo. A empresa tem ao todo aproximadamente 1200 funcionários. Os indivíduos avaliados trabalhavam em dois setores da empresa com maior prevalência de casos de LER/DORT: setor de pintura, empacotamento, escolha e abastecimento de máquinas; e setor de montagem e empacotamento de produtos. As mulheres realizavam atividades de: 1) abastecimento das máquinas de pintura (manuseio de feixes de produtos); 2) empacotamento manual de produtos, escolha de produtos com defeitos (atividade estática de pescoço e ombro e repetitiva de punho e mãos) e montagem de produtos; e 3) abastecimento de máquinas embaladoras (manuseio de peso). As trabalhadoras recrutadas representavam 51% e 38%, respectivamente, dos dois setores mencionados.

Os critérios de inclusão do estudo foram: ser do sexo feminino (pois, nos setores avaliados, 72% da mão de obra é feminina, e são as mais acometidas por LER/DORT), trabalhar nos setores descritos anteriormente e não apresentar diagnóstico médico de doenças reumáticas; eventual diagnóstico prévio de LER/DORT não foi considerado. As mulheres da amostra apresentavam diferentes graus de sintomas musculoesqueléticos, variando desde as que não apresentavam queixas até as que apresentavam altos índices de queixas musculoesqueléticas.

As trabalhadoras tinham idade entre 21 e 59 anos (34 ± 7 anos) e tempo de trabalho entre 4 e 23 anos (10 ± 5 anos). Previamente ao desenvolvimento do estudo, foram esclarecidas sobre os objetivos e procedimentos e, concordando em participar, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição local.

Material e instrumentos

1. Questionário de dados pessoais: as participantes responderam 15 questões com informações sobre dados pessoais (nome, idade, estado civil, escolaridade, tempo de trabalho, dentre outras);
2. Ficha auto-aplicável de caracterização do desconforto musculoesquelético: respondiam a questões sobre os tipos de sintomas que apresentavam, tais como sensação de peso, dor, formigamento, agulhada e o tempo de ocorrência do desconforto para as seguintes regiões corporais: pescoço, ombro e braço, cotovelo e antebraço, punho e mão;
3. Ficha de exame físico: onde foram registrados dados dos testes de amplitude de movimento, palpação manual e testes específicos (Teste de tendinite bicipital, testes de Neer, Apley, Phalen e Filkenstein, Sinal de Tinell)⁸. O exame foi realizado por dois fisioterapeutas treinados.

Procedimentos

As avaliações foram realizadas em horário regular de trabalho, sem qualquer ônus para as trabalhadoras. Dois avaliadores realizaram os procedimentos, sendo que previamente foi feito um estudo de confiabilidade para garantir consistência nas avaliações de ambos. Nesse estudo de confiabilidade foram avaliadas oito mulheres por dois avaliadores treinados (treinamento de 8 horas). As avaliações foram feitas simultaneamente sem que um avaliador tivesse acesso às informações obtidas pelo outro; o procedimento de aplicação dos testes foi padronizado. Os resultados desse estudo de confiabilidade indicaram alto nível de concordância entre os dois avaliadores em todas as categorias dos testes aplicados (inspeção, 86%; palpação manual, 80%; ADM, 79%; testes especiais, 78%).

Após o registro dos dados pessoais, as trabalhadoras preencheram a ficha auto-aplicável, sendo previamente orientadas para seu preenchimento. O avaliador permaneceu no recinto para esclarecer possíveis dúvidas. As questões referiam-se a quatro regiões: pescoço, ombro-braço, cotovelo-antebraço, punho-mão. Após o preenchimento da ficha, as participantes foram submetidas ao exame físico, consistindo em avaliação da amplitude de movimento ativa da coluna cervical, ombro, cotovelo e punho; palpação manual de processos ósseos, tendões e músculos da coluna cervical e membros superiores (MMSS); e testes específicos para cada região avaliada. A palpação manual e os testes específicos visavam identificar a presença de dor.

Análise de dados

A associação entre o relato de sintomas e o exame físico foi feita descritivamente. Para isso, os dados foram agrupados em categorias de acordo com o número de casos observados. Para o relato de sintomas as quatro categorias foram: nenhum sintoma, um sintoma, dois sintomas e três ou mais sintomas. Para os sinais clínicos as cinco categorias eram: nenhum sinal, um

ou dois sinais, três a cinco sinais, seis a oito sinais e nove ou mais sinais.

Para cada região avaliada, as trabalhadoras foram distribuídas em quatro casos possíveis de concordância entre relatos e sinais clínicos: A, relata sintoma e apresenta sinais; B, relata sintoma e não apresenta sinais; C, não relata sintoma mas apresenta sinais; e D, não relata sintoma e não apresenta sinais.

Para a análise estatística utilizou-se o coeficiente de correlação de Spearman para verificar possível associação entre os relatos e sinais clínicos.

RESULTADOS

No Gráfico 1 observam-se os percentuais do relato de sintomas e dos sinais clínicos identificados para cada região corporal avaliada.

Pode-se perceber que, para todas as regiões avaliadas, a maior parte das trabalhadoras relatou algum sintoma. A proporção de indivíduos assintomáticos variou de 33 a 43%. Além disso, o número das que apresentavam sintomas múltiplos diminuiu à medida que o número de sintomas relatados aumenta.

Da mesma forma que para o relato de sintomas, a ocorrência de sinais clínicos identificados foi menor para a categoria “nenhum”, ou seja, foi maior a proporção de indivíduos que apresentavam algum tipo de sinal clínico.

Os resultados da correlação de Spearman entre relato de sintomas e exame físico, para todas as regiões avaliadas separadamente, foram estatisticamente significativos ($p < 0,05$). Indicando boa correlação, os coeficientes foram: 0,59 para o pescoço; 0,60 para o ombro; 0,58 para o cotovelo; e 0,69 para o punho.

Na Tabela 1 é possível observar a distribuição das trabalhadoras segundo a concordância entre o relato de sintomas e a presença de sinais clínicos no exame físico, para cada região avaliada.

Pode-se notar que a proporção de participantes em que o relato condiz com o exame (casos A e D) variou de 65% para cotovelo-antebraço a 80% para ombro-braço e punho-mão. A proporção daquelas que relatam sintomas mas não apresentam sinais clínicos (caso B) variou de 1% para o pescoço a 8% para punho-mão. Chama a aten-

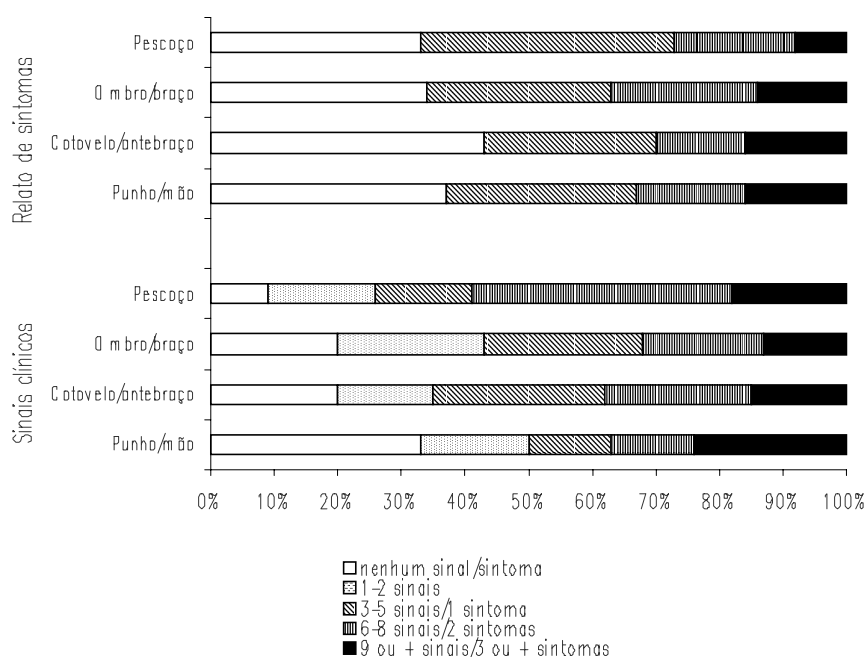


Gráfico 1 Distribuição (em %) das ocorrências de sintomas e sinais nas quatro regiões avaliadas

ção, na Tabela 1, que o número de indivíduos que relata sintomas mas não apresenta sinais (1-8%) é muito menor do que o das que não relatam sintomas mas apresentam sinais (12-29%). Esse aspecto é evidenciado também na Figura 1, principalmente para a região do pescoço, na qual a proporção de participantes que relata 3 ou mais sintomas é inferior à proporção das que apresentam 9 ou mais sinais clínicos.

DISCUSSÃO

No presente estudo foi observada uma relação clara entre o relato de sintomas e os sinais clínicos encontrados no exame físico. A importância dos sintomas nesse tipo de lesão tem sido reconhecida pelo entendimento de que alterações crônicas, mais severas, do sistema musculoesquelético são sempre precedidas por sensações subjetivas de desconforto, comumente reversíveis no início do quadro⁹.

Tabela 1 Distribuição (em %) das participantes segundo os quatro casos de concordância entre relato de sintomas e constatação de sinais clínicos, para cada região avaliada

Caso	A (%)	B (%)	C (%)	D (%)
Região	Relata sintoma e apresenta sinais	Relata sintoma e não apresenta sinais	Não relata sintoma mas apresenta sinais	Não relata sintoma nem apresenta sinais
Pescoço	66	1	26	7
Ombro-braço	63	3	17	17
Cotovelo-antebraço	51	6	29	14
Punho-mão	55	8	12	25

Do ponto de vista clínico, não seria esperada a presença de sinais clínicos sem o relato prévio de dor. Isso pode ter ocorrido devido à inconsistência do relato da trabalhadora por algum tipo de apreensão, embora tenham sido informadas previamente à coleta dos dados de que a avaliação não teria qualquer repercussão em sua

situação na empresa. Outro fator que pode ter levado a essa discrepância pode ter sido a maior frequência de achados clínicos na região cervical em trabalhadores manuais^{10,11}.

A natureza das atividades avaliadas requeria a manutenção de trabalho muscular isométrico nos segmentos proximais (pescoço e ombro) para que as extremidades pudessem realizar movimentos precisos e repetidos, o que pode ter implicado maior número de achados na região cervical. O trabalho muscular isométrico tem sido associado à fadiga, desconforto e, quando mantido ao longo do tempo, a lesões musculoesqueléticas mais severas, seja pelos fatores mecânicos, seja pelos aspectos metabólicos adversos presentes nesse tipo de contração muscular⁹. Além disso, estudos de revisão, apoiados em filtros metodológicos criteriosos, indicam a existência de fortes evidências epidemiológicas entre lesões musculoesqueléticas e fatores ocupacionais com risco para as LER/DORT¹².

dores parece ser indicado. Embora as medidas objetivas sejam mais úteis para o estabelecimento do diagnóstico clínico, as medidas subjetivas podem captar melhor o impacto da lesão na vida do paciente⁶. Portanto, como esses indicadores são mais complementares do que excludentes entre si, devem ser combinados na avaliação desses distúrbios. Além disso, não existe ainda na literatura um critério diagnóstico universalmente aceito para as LER/DORT⁷.

Finalmente, uma vez que houve relação entre relato de sintomas e a presença de achados no exame físico e, como o sintoma já está presente nos estágios iniciais da lesão, esse indicador não deve ser negligenciado, pois intervenções precoces propiciam melhores prognósticos e maiores chances de eficácia das medidas preventivas e terapêuticas.

Uma limitação deste estudo refere-se ao fato de a amostra ser inteiramente composta de trabalhadoras. Sabendo-se que, de acordo com os padrões de gênero vigentes, homens são menos propensos a relatar dor – e talvez até mais temerosos de perder o emprego –, seria interessante pesquisar trabalhadores do sexo masculino em funções que afetem as mesmas regiões corporais aqui avaliadas, para efeito de comparação.

CONCLUSÃO

Este estudo mostrou uma relação clara entre o relato de sintomas associados a LER/DORT em trabalhadoras e a presença de sinais desses distúrbios identificados no exame clínico. Aponta pois para a importância da utilização do exame clínico associado ao auto-relato de sintomas na avaliação das LER/DORT, uma vez que o exame físico é necessário para o estabelecimento do diagnóstico e o auto-relato é importante para captar o impacto da lesão na vida do paciente.

REFERÊNCIAS

- 1 Gil Coury HJC. Time trends in ergonomic intervention research for improved musculoskeletal health and comfort in Latin America. *Appl Ergon.* 2005;36:249-52.
- 2 Barr AE, Barbe MF. Inflammation and pathophysiology of work-related musculoskeletal disorders. *Brain Behav Immun.* 2006;20:423-9.
- 3 Brasil. Ministério da Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. Área Técnica de Saúde do Trabalhador. LER/DORT: dilemas, polêmicas e dúvidas. Brasília; 2001.
- 4 Oliveira CR. Lesão por esforços repetitivos (LER). *Rev Bras Saúde Ocup.* 1991;19(73):59-85.
- 5 Brasil. Ministério da Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. Área Técnica de Saúde do Trabalhador. Diagnóstico, tratamento, reabilitação, prevenção e fisiopatologia das LER/DORT. Brasília; 2001.
- 6 Punnett L, Wegman DH. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14:13-23.
- 7 Nørregaard J, Jacobsen S, Kristensen JH. A narrative review on classification of pain conditions of the upper limbs. *Scand J Rehabil Med.* 1999;31:153-64.
- 8 Gross J, Fetto J, Rosen E. Exame musculoesquelético. 2a ed. Porto Alegre: Artmed; 2005.
- 9 Visser B, Van Diee JH. Pathophysiology of upper extremity disorders. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:1-16.
- 10 Van den Heuvel SG, Van der Beek EAJ, Blatter BM, Bongers EPM. Do work-related physical factors predict neck and upper limb symptoms in office workers? *Int Arch Occup Environ Health.* 2006;79:585-92.
- 11 Goudy N, McLean EL. Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97:196-209.
- 12 Barr AE, Barbe MF. Pathophysiological tissue changes associated with repetitive movement: a review of the evidence. *Phys Ther.* 2002;82:173-87.

ANEXO V



ANKLE MOVEMENTS DURING NORMAL GAIT EVALUATED BY FLEXIBLE ELECTROGONIOMETER

MORIGUCHI CS, SATO TO E GIL COURY HJC

Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil

Correspondência para: Cristiane Shinohara Moriguchi, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rodovia Washington Luís, km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP – Brasil, e-mail: crisshinohara@gmail.com

Recebido: 09/08/2006 - Revisado: 13/11/2006 - Aceito: 20/03/2007

ABSTRACT

Objective: To evaluate ankle movements of healthy individuals walking on a treadmill, by means of a flexible electrogoniometer. **Method:** Dorsiflexion and plantar flexion and eversion/inversion movements were recorded for 90 seconds at a velocity of 5.0 km/h. Ten healthy young men of mean age 21.4 ± 2.99 years and mean height 1.62 ± 0.22 meters took part in this study. The data were analyzed descriptively (mean, standard deviation, maximum and minimum). In the sagittal plane, the gait cycle was analyzed at three times, taking the movement peaks: foot flat (FF), midstance (M) and toe off (TO). The inversion and eversion angles corresponding to these phases were identified, as well as movement peaks during gait cycles. Inter and intra-subject coefficients of variability (CV) were calculated. **Results:** The mean values for the sagittal plane, for the left and right ankles were, respectively: 7° and 4° at FF, 2° and 7° at M, and 24° and 19° at TO. For the frontal plane, the results were inversion of 5° and 3° FF, 4° and 5° at M, and 15° and 16° at TO. The peak values were inversion of 17° and 18° and eversion of 1° . The maximum intra-subject CV was 0.39, and the maximum inter-subject CV was 0.44. **Conclusion:** The results obtained from the electrogoniometer were relatively similar to data reported in the literature for the sagittal plane, but not for the frontal plane. The discrepancies between studies measuring ankle movements suggest the need for standardization of the recording procedures.

Key words: gait; ankle; kinematics; electrogoniometer.

RESUMO

Movimentos do tornozelo durante a marcha normal avaliados por eletrogoniometria flexível

Objetivo: Avaliar os movimentos do tornozelo de indivíduos saudáveis durante a marcha em esteira por eletrogoniometria flexível. **Método:** Os movimentos de dorsiflexão/flexão plantar e inversão/eversão foram registrados durante 90 segundos na velocidade de 5,0 km/h. Dez jovens saudáveis do gênero masculino, com idade média de $21,4 \pm 2,99$ anos, altura média de $1,62 \pm 0,22$ metros participaram do estudo. Os dados foram analisados descritivamente (média, desvio-padrão, valores mínimo e máximo). No plano sagital, o ciclo da marcha foi analisado em três momentos, considerando os picos de movimento: pé plano (PP), médio apoio (MA) e retirada dos dedos (RD). Foram identificados os ângulos de inversão/eversão correspondentes a essas fases, bem como os picos de movimento durante os ciclos da marcha. Foi calculado o coeficientes de variação (CV) inter e intra-sujeitos. **Resultados:** Os valores médios do plano sagital para o tornozelo esquerdo e direito foram respectivamente: 7° e 4° no PP, 2° e 7° no MA, 24° e 19° na RD. No plano frontal, os resultados foram: 5° e 3° de inversão no PP, 4° e 5° de inversão no MA, 15° e 16° de inversão na RD, valores picos foram 17° e 18° de inversão e 1° de eversão. O CV intra-sujeito máximo foi de 0,39 e o intersujeitos foi 0,44. **Conclusão:** Os resultados obtidos por meio do eletrogoniômetro são relativamente similares aos dados reportados pela literatura para o plano sagital, mas não para o plano frontal. As discrepâncias entre os estudos que avaliam movimentos do tornozelo sugerem a necessidade de padronização dos procedimentos de registro.

Palavras-chave: marcha; tornozelo; cinemática; eletrogoniômetro.

INTRODUCTION

The term “ankle joint complex” refers to the structure composed by the ankle and subtalar joints¹. Movements of the ankle are important for normal coordinated gait and smooth sinusoidal oscillation of the center of gravity². The subtalar joint is responsible for the greatest proportion of the inversion/eversion of the foot. It allows the foot to accommodate to irregular terrain, provides shock absorption and also acts as a rigid segment for propulsion of the body during the toe-off phase of the gait³.

Measurements of human functional movements allow movement patterns for specific populations to be characterized and “normal or expected” patterns to be identified. These data are essential for identifying abnormal patterns and characterizing impairments, disabilities and handicaps. Through description of the mean values and the expected variation for normal subjects, it is possible to establish guidelines for making clinical decisions and determining the efficacy of treatment programs.

To evaluate dynamic activities such as gait, recordings of angular movement should be continuous and be obtained by precise equipment. Three-dimensional optoelectronic systems, fluoroscopy, accelerometers/gyroscopes, electromagnetic and ultrasound tracking systems, potentiometric electrogoniometers and force platforms have been utilized for evaluating gait. Although optoelectronic systems have been considered precise, their calibration procedures and data analysis are also considered time-consuming. On the other hand, the precision of potentiometric electrogoniometers seems to be compromised due to their inability to follow the changes of the axis of joint rotation that take place during movements.

Flexible electrogoniometers have also been utilized for functional assessment of different joints, such as the wrist, knee and lumbar spine. Their advantages are that they are lightweight, portable, easily applicable, do not interfere in the activities performed, do not restrict movements and adapt well to body segments^{4,5}. Moreover, such equipment presents high reproducibility when utilized together with a suitable measurement protocol, with standardization of the position of the subject and the sensors^{6,7}. According to Shiratsu and Coury⁸ these electrogoniometers can be considered accurate, with an error of less than 5° for large movements, and minimal error in movements between 0° and 10°. Although this equipment has been utilized in passive measurements of the ankle joint complex^{6,7}, no studies on dynamic and functional recording of ankle movements were found in the pertinent literature. Hence, there is a need for a database of gait recordings from healthy subjects, for use in clinical settings and research.

Thus, the objective of the present study was to evaluate the movements of dorsiflexion and plantar flexion and inversion/eversion of the ankle joint complex in healthy young

individuals walking on a treadmill at a controlled velocity (5.0 km/h), using a flexible biaxial electrogoniometer.

METHODS

Subjects

Ten healthy male individuals of mean age 21.4 ± 2.99 years, mean mass 64.7 ± 5.37 kilograms and mean height 1.62 ± 0.22 meters took part in this study. However data from only seven subjects were fully analyzed, since data from three right legs presented technical problems during data analysis. None of the individuals had presented any reports of pain in their knees, ankles or subtalar joints over the past year. They had no histories of leg injuries or equilibrium disorders, no real or apparent discrepancies in leg length, and no knee or foot postural alterations. To obtain this homogeneous sample, a much larger group of individuals (N= 70) went through a screening process.

The individuals selected were informed about the objectives of the study, and signed a form giving their informed consent to the procedures. The project had been approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of São Carlos (Protocol number 035/04).

Material and Equipment

A specific ankle electrogoniometer sensor (model SG110/A, data logger DL1001, software version 3.2; Biometrics, Gwent, UK), an ergometric treadmill and a digital chronometer were utilized.

Procedures

For the data collection, a lateral portion of the leg close to the ankle was shaved and cleaned. Telescopic and fixed electrogoniometer endblocks were attached to the ankle joint as shown in Figure 1. The fixed endblock was positioned parallel to the major axis of the foot, below the lateral malleolus, and the telescopic endblock was aligned with the major axis of the leg.

With the sensor attached, the data logger (data acquisition unit) was calibrated with the subjects in a neutral position: standing in a relaxed posture, with body weight distributed equally between the two feet, in stationary equilibrium. Dorsiflexion and inversion were taken to be positive and the sampling rate adopted was 1000 Hz. After a two-minute familiarization period, 90 seconds of data were recorded on the treadmill at a velocity of 5.0 km/h.

During pilot studies, it had been observed that the spring of the electrogoniometer was distended in the frontal plane by the presence of the lateral malleolus during ankle movements. For this reason, a test was performed using a gauging device to check whether the distension of the spring would interfere in the recordings (Figure 2). A mold consisting of a plaster-covered splint was constructed to reproduce the

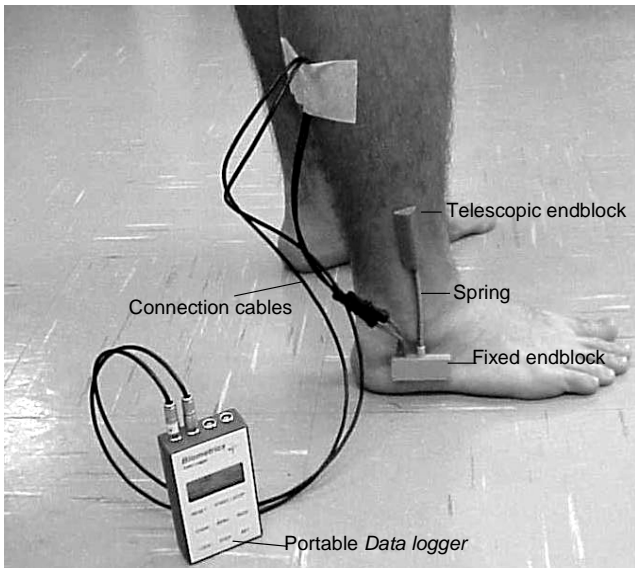


Figure 1. Endblocks attached to subject and connected to data logger.

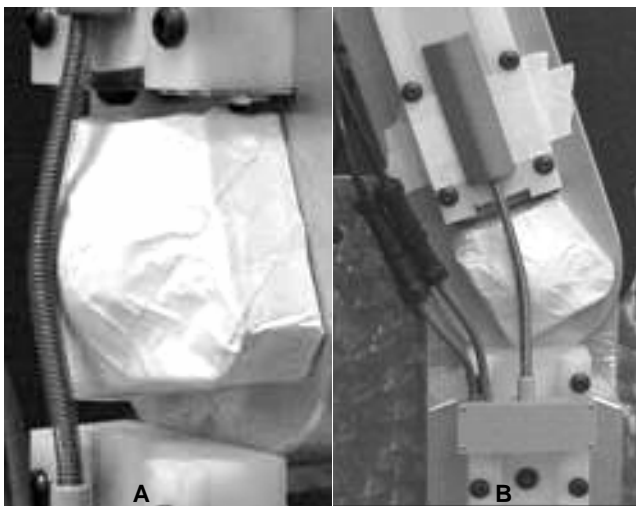


Figure 2. A. Gauging device with lateral malleolus cast and spring distension; B. Jig motion and spring gliding on the cast.

malleolus. This was placed in the gauging device, which performed pure plantar flexion and dorsiflexion movements.

This test showed that the mean values for frontal plane movements recorded while performing the pure dorsiflexion and plantar flexion movements were close to zero (mean error of 0.3°), and the maximum error found was 1.5°. These results showed that the lateral malleolus seemed not to alter the electrogoniometer recordings of inversion/eversion.

Data analysis

At the sagittal plane, each cycle was analyzed by means of three peaks: foot flat (FF), midstance (M) and toe off (TO). The corresponding inversion/eversion angles for these phases were identified. Inversion and eversion peaks were also assessed. The curves and analyzed peaks are shown in Figure 3. Mean values, standard deviation (SD) and maximum and minimum peaks achieved by the individuals while walking were calculated.

A pilot study was done using the same procedure described above, using foot switches at the heel and at the second metatarsal head, to determine heel strike (HS) and toe off (TO), consequent gait events and the gait cycle. Comparison of the peaks in the sagittal and frontal planes, with and without foot switches, did not reveal any difference.

The coefficient of variation (CV) described by Winter⁹ was also calculated in order to measure variability for a single individual (between strides), and between different individuals. This was obtained by applying the following formula:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |M_i|}$$

where N = number of points on the curve

σ_i = standard deviation at each instant i

M_i = mean at each instant i

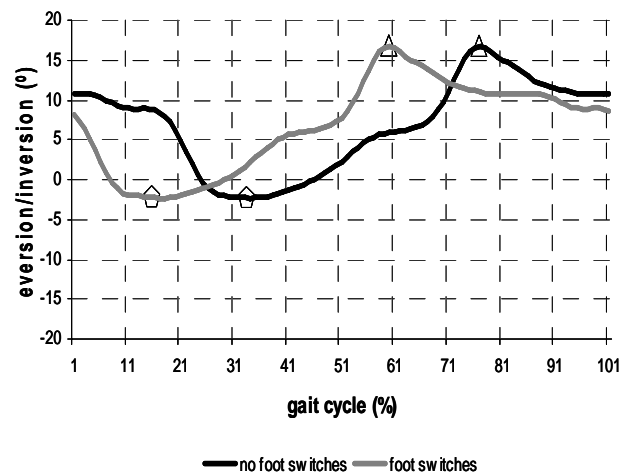
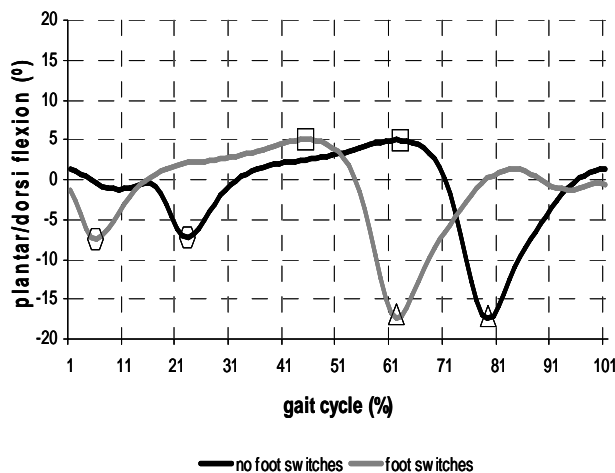


Figure 3. Ankle movement peaks analyzed from data collection with and without foot switches at sagittal and frontal plane.

RESULTS

The angles obtained from different phases of the gait cycle for the sagittal and frontal plane, for a typical subject, are presented in Figure 4.

Table 1 shows the means, standard deviations and maximum and minimum values recorded for the sagittal and frontal planes, for the right and left sides. In the sagittal plane, the values are presented for each peak during the gait cycle and for the range of motion (ROM) between two consecutive gait events (FF to M and M to TO). In the frontal plane, the corresponding inversion and eversion movements at these gait events and the maximum and minimum values during the gait cycle are presented.

Table 1. Mean (X), standard deviation (SD), minimum (min) and maximum (max) values for ankle motion during the gait cycle in the sagittal and frontal planes for the right and left sides. For the sagittal plane, the range of motion between two consecutive gait events is presented. For the frontal plane, inversion and eversion peaks and frontal plane motion corresponding to sagittal plane events are also presented. Negative values correspond to plantar flexion and eversion.

SAGITTAL PLANE	LEFT	RIGHT
	X ± SD (min/max)	X ± SD (min/max)
Foot flat (FF)	-7.2° ± 3.33° (1.1°/-10.8°)	-4.2° ± 2.29° (-0.7°/-8.2°)
Midstance (M)	2.6° ± 2.51° (0.2°/9.2°)	7.0° ± 1.69° (5.1°/9.5°)
Toe Off (TO)	-23.9° ± 6.81° (-16.2°/-37.7°)	-19° ± 5.24° (-12.5°/-27.6°)
ROM FF-M	9.8° ± 1.17° (8°/11°)	11.3° ± 1.7° (9.4°/14.1°)
ROM M-TO	-26.5° ± 7.81° (-17.5°/-40.8°)	-26° ± 5.66° (-20.2°/-36.3°)
FRONTAL PLANE		
Foot flat (FF)	-5.4° ± 1.5° (-3.9°/-8.3°)	-3.4° ± 3.28° (-3.2°/-6.9°)
Midstance (M)	-4.2° ± 1.49° (-1.6°/-6.6°)	-5° ± 3.48° (1.2°/-10.3°)
Toe Off (TO)	-15.4° ± 3.74° (-12°/-24°)	-16.4° ± 7.04° (-3.6°/-26.8°)
Maximum inversion	-16.8° ± 3.62° (-12.8°/-24.7°)	-18.5° ± 5.42° (-9.60°/-26.9°)
Maximum eversion	0.7° ± 1.05° (0.8°/-1.9°)	1.2° ± 2.81° (7°/-1.7°)

The difference between the left and right sides in the sagittal plane ranged from 3° to 5°; by comparing amplitudes, the difference reduced to 1.5° and 0.5°. In the frontal plane, the foot was inverted during almost the entire gait cycle and the mean value for inversion was much greater than for eversion.

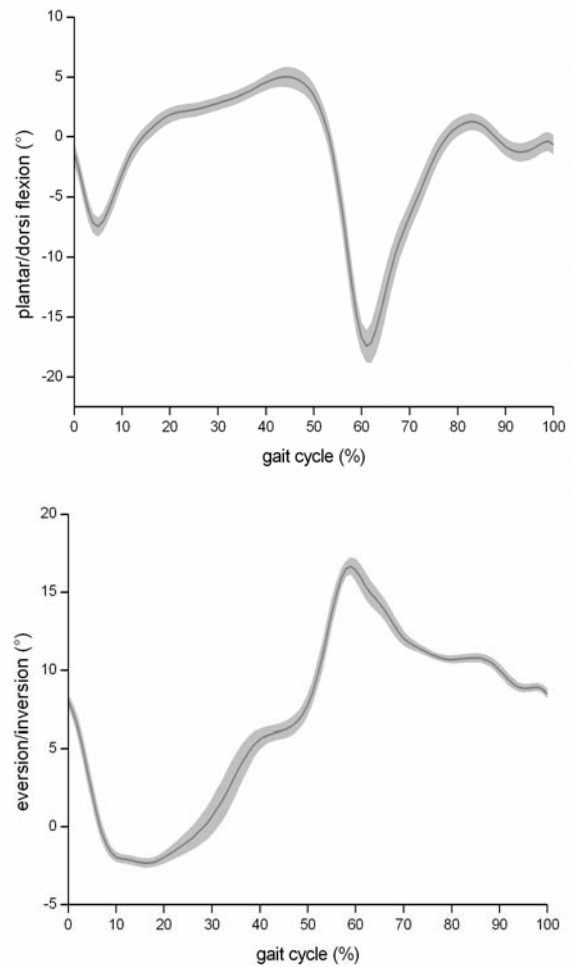


Figure 4. Mean (solid line) and standard deviation zone (gray band) of ankle at sagittal plane as function of gait cycle percentage of a representative subject. Positive values are dorsiflexion and negative are plantar flexion.

Table 2. Intra and inter-subject coefficients of variation (CV) for the sagittal and frontal planes.

Intra-subject CV	Sagittal plane		Frontal plane	
	Subjects	Left	Right	Left
1	0.22	-	0.06	-
2	0.21	-	0.08	-
3	0.32	0.21	0.19	0.09
4	0.37	0.39	0.15	0.12
5	0.29	0.20	0.07	0.08
6	0.17	-	0.15	-
7	0.31	0.26	0.07	0.11
8	0.15	0.23	0.09	0.18
9	0.22	0.28	0.14	0.14
10	0.29	0.18	0.07	0.08
Inter-subject CV	0.41	0.34	0.30	0.44

The intra-subject variability was smaller than the inter-subject variability for the movements occurring in both planes for almost all subjects. Only one subject presented intra-subject CV that was higher than the inter-subject CV (see Table 2). The intra-subject CV was smaller for the frontal than for the sagittal plane, while the inter-subject CV was similar for the two planes.

DISCUSSION

The results provided angular parameters for the gait of healthy young men on a treadmill at a velocity of 5.0 km/h, by means of a flexible electrogoniometer. Since no other studies utilizing a flexible electrogoniometer during gait were identified in the available literature, these results may be helpful for similar subjects, as a database on a healthy population.

Flexible electrogoniometers are portable, which means that they can be used in confined space in clinical and occupational settings. They are also easily applicable and present high reproducibility and accuracy⁴⁻⁸. These

characteristics allow accurate clinical evaluations, thereby meeting the need presented by the lack of such sources, considering that physical therapy gait evaluation is usually performed by visual estimation, which has low reproducibility and accuracy in clinical settings. Other advantage is the possibility of analyzing a large quantity of data, bilaterally, which is not easily performed by most of the accurate equipment available.

To facilitate comparisons between the present results and other studies already published, Table 3 is presented. The variability between the results from the reported studies suggests that there is a lack of standardized procedures for evaluating these joints.

The values found in the sagittal plane were close to the ranges reported in the literature. It was only in relation to the M peak that this did not occur. The latter finding can be explained by the data collection procedures, particularly by the treadmill gait recordings. According to Nymark et al.¹⁶, dorsiflexion is reduced at M when comparing overground and treadmill gait. These authors found an ankle range of

Table 3. Results from previous studies and the present study, regarding mean values for ankle range of motion for the sagittal and frontal planes during gait, for healthy subjects.

Author	Sample (n)	Gender (m/f)	Age (years)	Exclusion criteria	Treadmill or ground	Data collection	Sagittal plane motion				Frontal plane motion	
							HS	FF	M	TO	Inversion	Eversion
Locke et al. ¹⁰	10		29-45		ground	potentiometric EGM	10°±3.5°	-	-	25°±5.1°	4°±4.4°	7°±1.9°
Isacson, Gransberg, Knutson ¹¹	20	9 (m) 11 (f)	30±4 (m) 29±7 (f)	lower limbs injuries	treadmill	potentiometric EGM	-	-	10°	10°	-	-
Moseley et al. ¹²	14	14 (m)	20-24	orthopedic/neurological diseases	ground	optical system	-	6.8°±1.3°	7.2°±1.9°	-	3.8°±0.4°	7.3°±1°
Liu et al. ¹³	10	5 (m) 5 (f)	22-37	no history of significant ankle or foot disorders	ground	optical system	-	8.7°±4.0°	5.2°±3.7°	11.4°±5.4°	5.2°±5.9°	9.7°±4.9°
Benedetti et al. ¹⁴	20	10 (m) 10 (f)	20-72	pain or musculoskeletal disorder	ground	optical system	3.9°±5.9°	12.6°±4.9°	10.9°±5.6°	22.6°±6.8°	9.1°±4.4°	3.2°±4°
Leardini et al. ¹⁵	9	5 (m) 4 (f)	25-45	musculoskeletal symptoms	ground	optical system	0°	5.5°	4.7°	7.3°	-	-
Nymark et al. ¹⁶	18	5 (m) 13 (f)	23-58	affected gait pattern or intolerance to test	treadmill	optical system	1°	0°	11°	13°	-	-
Present study	10	10 (m)	21±2.9	pain, postural deviations, orthopedic neurological or balance disorders	treadmill	flexible EGM	-	7.2°±3.3° (L) 4.2°±2.2° (R)	2.6°±2.5° (L) 7.0°±1.6° (R)	23.9°±6.8° (L) 19°±5.4° (R)	16.8°±3.6° (L) 18.5°±5.4° (R)	0.7°±1.0° (L) 1.2°±2.8° (R)

motion of $30.9^\circ \pm 5.7^\circ$ at natural speed on a treadmill, which was close to the value for the right ankle in the present study. On the other hand, for frontal plane movements, the results reported in the literature differed from those obtained in the present study. The mean values for inversion reached 19° in the present study, while other reports describe lower values (maximum of 9.1°). In general, the opposite occurred for eversion movements in the present study.

Measurement or crosstalk errors must always be taken into account when different measurements are identified. Moreover, determination of the exact planes around which the movement takes place is important for avoiding electrogoniometer crosstalk¹⁷. Another possible source of error could be the presence of the malleolus under the spring. However, the pilot study carried out on the prototype showed that the sliding of the electrogoniometer spring over the malleolus did not interfere with the measurements of ankle inversion and eversion during the tests.

Determining the location of the axis around which the subtalar inversion and eversion movements take place is a matter of some controversy. The location of this axis seems to vary greatly between individuals. According to some authors, this axis presents a fixed oblique orientation (42° to the horizontal direction of the foot, and 23° to the medial direction)². According to other authors, the subtalar joint has several instantaneous movement axes, rather than a single fixed one^{18,19}, and the existence of as many as 12 axes has even been accepted²⁰. Currently, no equipment is capable of handling this complexity. Equipment of greater sensitivity for following the different instantaneous axes needs to be developed and more studies should be conducted in order to refine the data available.

Identification of the neutral position of the ankle is another important issue for standardization of gait measurement procedures^{6,12}. Ball and Johnson⁶ utilized a method involving manual palpation to identify the neutral position of the subtalar joint. According to Moseley et al.¹², this position should be identified when the subjects are seated and bearing no body weight. In the present study, the neutral posture was established when the individual was standing relaxed with his weight supported equally by the two legs. The same procedure was described by Nester et al.²¹. This procedure was adopted in order to ensure reproducibility between individuals, and because this was closer to the functional situation measured than were the other procedures described.

In the present study, around 80 gait cycles from each individual were analyzed. Kaufman et al.²² stated that at least 22 cycles are needed for obtaining precise data. Therefore, the number of cycles analyzed can be considered to be representative of the movement pattern of each subject.

With regard to intra and inter-subject variability, the intra-subject variability between cycles was smaller than was the variability between different individuals. This occurred despite

the fact that the subjects analyzed were anthropometrically similar. Furthermore, this variable was systematically controlled for in the present study. This suggests that, for normal individuals who are relatively homogeneous, the pattern of movements taken as "normal" or expected may present a relatively wide range in studies of this type. Therefore, this suggests caution in analyzing the pattern of motion of these joints and reinforces the need for more accurate equipment and procedures.

Greater inter-individual than intra-individual variability in dorsiflexion and plantar flexion movements has also been described in the literature^{11,15}. This suggests that a single individual's gait presents a regular pattern of movements, with little variation between cycles when the velocity is constant, but that individuals differ from each other. These results have clear clinical implications and should be taken into account in clinical gait analysis.

CONCLUSION

The large variations between the results obtained by different authors suggest that there is a need for greater standardization of measurement procedures, especially with regard to determining the neutral position of the ankle joint.

In the sagittal plane, the values identified were relatively similar to those found in other studies that utilized video motion analysis systems or potentiometric electrogoniometers. On the other hand, in the frontal plane, higher inversion values were identified in the present study.

Relatively low intra-individual variability was identified. However, the higher inter-individual variability found suggests that the ankle movement pattern can vary greatly, even among anthropometrically similar individuals.

Acknowledgements: CNPq – Processo 114328/03-0, FAPESP - Processos N. 2004/07207-0 e 04/15579-5.

REFERENCES

1. Wu G, Segler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. *J Biomech.* 2002;35:543-8.
2. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human locomotion. In: Rose J, Gamble JG, editores. *Human walking*. 2ª ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. p. 1-22.
3. Tiberio D. Evaluation of functional ankle dorsiflexion using subtalar neutral position: a clinical report. *Phys Ther.* 1987;67:955-7.
4. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franghignoni F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometers. *Clin Biomech.* 1995;10:275-7.
5. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy.* 2001;87:479-88.

6. Ball P, Johnson GR. Reliability of hindfoot goniometry when using a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech.* 1993;8:13-9.
7. Ball P, Johnson GR. Technique for the measurement of hindfoot inversion and eversion and its use to study a normal population. *Clin Biomech.* 1996;8:165-9.
8. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech.* 2003;18:682-4.
9. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci.* 1984;3: 51-76.
10. Locke M, Perry J, Campbell J, Thomas L. Ankle and subtalar motion during gait in arthritic patients. *Phys Ther.* 1984;64: 504-9.
11. Isacson J, Gransberg L, Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *J Biomech.* 1986;19:627-35.
12. Moseley L, Smith R, Hunt A, Gant R. Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clin Biomech.* 1996;11:39-45.
13. Liu W, Siegler S, Hillstrom H, Whitney K. Three-dimensional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking. *Hum Mov Sci.* 1997;6: 283-98.
14. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech.* 1998;13:204-15.
15. Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech.* 1999;14:528-36.
16. Nymark JR, Balmer SJ, Melis EH, Lemaire ED, Millar S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *J Rehab Res Dev.* 2005;42:523-34.
17. 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;14:355-67.
18. Zografos S, Chaminade B, Hobatho MC, Utheza G. Experimental study of the subtalar joint axis preliminary investigation. *Surg Radiol Anat.* 2000;22:271-6.
19. Leardini A, Stagni R, O'Connor JJ. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J Biomech.* 2001;34:805-9.
20. American Medical Association. Range of motion assessment - the practical guide to range of motion assessment. Chicago: American Medical Association; 2002.
21. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 2003; 17: 180-7.
22. Kaufman KR, Chambers HG, Sutherland DH. Variability of temporal distance measurements in pathological gait studies. *Gait Posture.* 1996;4:167-208.

ANEXO VI



Original article

Reliability of intra- and inter-rater palpation discrepancy and estimation of its effects on joint angle measurements

Cristiane Shinohara Moriguchi^a, Leticia Carnaz^a,
 Luciana Cristina Cunha Bueno Silva^a, Luis Ernesto Bueno Salazar^b,
 Rodrigo Luiz Carregaro^a, Tatiana de Oliveira Sato^a, Helenice Jane Cote Gil Coury^{c,*}

^a Department of Physiotherapy, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luis, km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

^b Department of Statistics, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luis, km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

^c Laboratory of Preventive Physiotherapy and Ergonomics (LAFIPE), Department of Physiotherapy, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luis, km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

Received 3 April 2007; received in revised form 18 February 2008; accepted 13 April 2008

Abstract

This study presents data on the intra- and inter-rater reliability of palpation on normal and overweight subjects and shows the influence of palpation discrepancy on angular variability for a collected data set, using computer simulation. Thirty healthy males were recruited. Two physiotherapists identified 12 anatomical landmarks that enabled measurement of eight joint angles. Palpation discrepancy was determined by photographic recordings under ultraviolet light. Angular discrepancies were determined from photos of the subject's orthostatic posture. A computer simulation was developed to predict expected angular variation according to observed palpation discrepancy. The results showed that the inter-rater reliability was lower than the intra-rater reliability for both palpation and angle measurements. Palpation of the greater trochanter (GT), anterior superior iliac spine (ASIS), seventh cervical vertebra (C7) and femoral epicondyle (FE) showed larger discrepancies. The overweight group presented a significant difference in palpation discrepancy for ASIS ($P < 0.03$). Angular variations were associated with palpation discrepancies for trunk flexion (TF), hip flexion (HF) and pelvic inclination (PI). Therefore, measurements should be performed by a single rater, rather than by different raters, if reliable angular measurements are intended. Specific anatomical landmarks require careful identification. Simulation was useful for providing estimates of variations due to palpation discrepancy.

© 2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Photogrammetry; Reliability; Modeling; Physiotherapy/methods

1. Introduction

One crucial point for postural and movement analysis is to accurately identify bony landmarks, since an initial error can be propagated to subsequent measurements.

Palpation errors can affect the quality of measurements that are used to determine disabilities, asymmetries and impairments, and could consequently mislead decision-making processes. The therapist's ability and the subject's characteristics, such as percentage of body fat, are some of the factors that could influence palpation reliability.

Although there have been some reports about palpation reliability, the effects of palpation on angular measurements have not been well explored (Billis et al., 2003;

* Corresponding author. Tel.: +55 16 3351 8634; fax: +55 16 3361 2081.

E-mail address: helenice@power.ufscar.br (H.J.C.G. Coury).

Holgrem and Waling, 2008). France and Nester (2001) evaluated the effect of error in locating the anterior superior iliac spine (ASIS), patellar centre (PC) and tibial tuberosity (TT), on the measured value of the quadriceps (Q) angle. Della Croce et al. (1999) also evaluated anatomical landmark palpation and its effect on joint angle estimation. However, neither pelvic and trunk angles nor neck flexion (NF) were evaluated in these previous studies. Considering the importance of these angles for clinical evaluation, the present study was designed to address these matters. Our initial hypothesis was that palpation variations may differ between body regions and that these variations might affect joint angle measurements.

Thus, the objective of the present study was to determine the intra- and inter-rater reliability of anatomical landmark palpation for normal weight and overweight subjects and to investigate the influence of palpation discrepancy on angular variability, by means of computer simulation.

2. Materials and methods

2.1. Subjects

A convenience sample of 30 male university students, between 18 and 30 years old, was recruited for this study. This sample size was calculated using the GraphPad Stat-Mate 2 software. The information needed for the sample size calculation was obtained from pilot tests: standard deviation of the sample, relevant differences to be identified, number of groups and test to be applied. The subjects were recruited according to body mass index (BMI) and formed two groups: normal weight group ($n = 15$) with BMI ranging from 18.5 to 24.99 kg/m² and overweight group ($n = 15$) with BMI greater than or equal to 25 kg/m². This cut-off point of 25 kg/m² for overweight was defined in accordance with recommendations from the World Health Organization (WHO, 2008).

The exclusion criteria were (1) BMI less than 18.5 or greater than 34 kg/m²; (2) recent injuries or pain causing hypersensitivity or intolerance to manual palpation on any body part; and (3) balance disorders (positive Romberg test) or dizziness.

Subjects within the parameters for the normal and overweight groups who agreed to participate in the study were informed about the objectives and procedures of the research and signed an informed consent form. This study was approved by the institution's Research Ethics Committee.

2.2. Materials and equipment

2.2.1. Devices built for the study

(a) A rotating wooden platform was built, equipped with a roller bearing system to allow smooth rotation. The rotation system could be locked at each 90° rotation

position. Foot marks on the platform guided subject positioning. (b) A wooden device that included a ruler was attached to a digital camera to guide the positioning for the ultraviolet light recordings. This device standardised the distance between the camera lenses and the subject's body, thereby providing a known measurement. (c) Two splints were manufactured, consisting of two rods fixed perpendicularly to each other (i.e. in an L shape). These splints were attached to the subject's elbow by means of Velcro straps, to standardise the upper limb position and allow the pelvic and femur markers to be viewed.

2.2.2. Other equipments

Digital camera (Sony, MVC-FFD91, 1024 × 768 pixels resolution); surface markers of 25 mm in diameter; ultraviolet light; fluorescent pen to make marks that are seen only under ultraviolet light ("invisible pen").

2.3. Procedures

The following bony landmarks were evaluated: fifth metatarsal (5MT), lateral malleolus (LM), lateral femoral epicondyle (FE), greater trochanter (GT), ASIS, TT, PC, seventh cervical vertebra (C7), mastoids (MT), ulnar styloid process (US), lateral humeral epicondyle (HE) and acromion (AC). The structures were identified in a random order.

Since the C7 is an odd point, the number of possible comparisons was smaller, in comparison with the bilateral points. Consequently, the angles that involved in this structure were evaluated only twice, either for intra-rater (only the second rater) or inter-rater assessment, avoiding excessive number of markers. Also, in order to balance the subjects within the BMI groups, they were randomly subdivided into two groups, for the intra-rater assessment (first and second raters are defined below) and the inter-rater reliability assessment.

Two trained physiotherapists performed the palpation procedures. They were trained according to the recommendations in the literature (Gross et al., 2002; Van Sint Jan and Della Croce, 2005), which were used to standardise the anatomical points and palpation protocol. The training involved pilot tests and discussion of the outcomes until achieving concordance in palpation procedures, and it lasted about 20 h.

The physiotherapists fixed the surface markers on the subject's skin with double-sided tape and demarcated the boundaries with the "invisible" fluorescent pen. Use of this pen prevented identification of any demarcation made by the previous rater on the bony landmarks. This methodology had already been used by Billis et al. (2003).

The data collection procedures were subdivided into three phases. In the first phase, one rater performed the palpation bilaterally and attached surface markers

and demarcated marker boundaries using the invisible pen. The subject was then instructed to stand erect on the rotating platform and three photos were taken, showing three body planes (frontal and right and left sagittal planes). In the second phase, the other rater performed the same procedures, but only on one side of the subject's body. The side evaluated by this second rater (right or left) was randomly selected. Two photos were taken (frontal and sagittal) for angular measurements. Data from the two raters were used for inter-rater comparison for one half-body. In the third phase, the first rater returned to the room and repeated the same procedures on the side opposite to the one evaluated by the second rater. Another two photos were then taken for intra-rater comparison. There were 10-min breaks between the phases. Finally, each anatomical landmark demarcated with the invisible pen was photographed under ultraviolet light. For the next subject, these procedures were repeated with the order of raters inverted.

For the photos on the rotating platform, subjects were instructed to adopt a standardised orthostatic posture. The elbow posture was standardised by means of the elbow splints and foot position by the foot markers. The subject did not move between the frontal and sagittal photos, since the examiner turned the platform around and set the orthogonal plane necessary for each evaluation (see Fig. 1). The camera was placed on a tripod, at a height of 0.85 m and at a distance of 2.5 m from the subjects. The photos, which were taken under ultraviolet light, were identified with anatomical landmark subtitles (see Fig. 1C).

The joint angles were measured by means of photogrammetry, in accordance with Whistance et al. (1995). The measured angles were plantar flexion (PF), knee flexion (KF), hip flexion (HF), pelvic inclination (PI), trunk inclination (TI), trunk flexion (TF) and neck flexion (NF). The quadriceps angle (Q) was also measured (France and Nester, 2001).

2.4. Data analysis

The angular and linear measurements were made using AutoCAD® software (version 2000). The linear measurements were obtained from ultraviolet photos of each anatomical landmark. The marker boundaries were circled using the pen, and their centres were automatically identified by an AutoCAD command. The distance between the two centres provided the palpation discrepancy, in millimetres.

The data were analysed descriptively using the SPSS software (version 10.0), and the significance was set at 5% ($P < 0.05$). Since the data did not present normal distribution, nonparametric statistics were used to test differences between the normal and overweight groups (Mann–Whitney test).

Multiple linear regression analysis was carried out to investigate the influence of palpation discrepancies and the group effect on angular variation. A model with angular variation as the response was fitted. The palpation discrepancies and groups (normal weight and overweight) were taken to be covariates. Previously, we had tested the model assumptions of linearity, normality, homocedasticity and

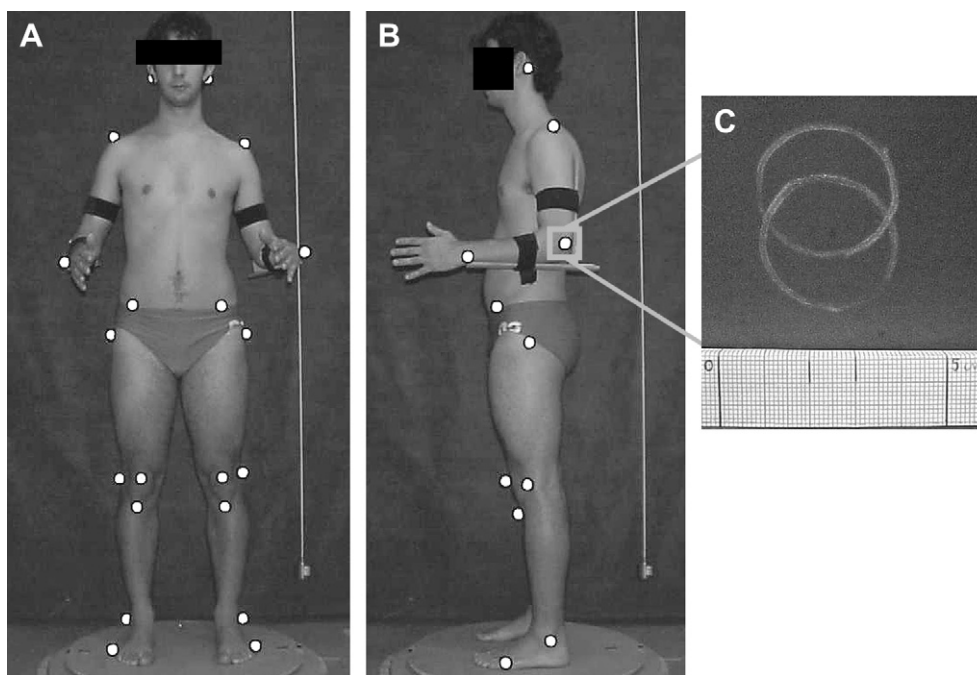


Fig. 1. Reflective markers on anatomical landmarks. (A) Frontal plane; (B) left sagittal plane; and (C) “invisible” pen demarcation under ultraviolet light.

independence of errors, using the Shapiro–Wilk, Goldfeld–Quandt and Durbin–Watson tests, respectively. If the P -value from all the tests was greater than the significance level adopted (0.05), the assumptions were accepted. Otherwise, we tried a response transformation using square roots. If the assumptions were accepted, the significance of the covariates was tested using an F test (ANOVA). No automatic covariate selection procedure, like the stepwise method, was used. All relevant covariates were included in the regression model using the enter method. This analysis was carried out using the R statistical software (<http://www.R-project.org>).

2.4.1. Computational simulation to evaluate the influence of palpation discrepancy on angular variation

A computer simulation was developed using the Matlab software (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, MA, USA), to predict the maximum expected angular variation according to the observed palpation discrepancy.

In this model, three points (P1, P2 and P3) were required. These points represented anatomical landmarks and formed an angle in which the vertex was at P2. To perform the simulation, the following information was needed: distances from P1 to P2 and from P2 to P3; palpation discrepancies for each anatomical landmark; and an estimated measurement for the angle. All these required measurements were obtained by photogrammetry for each subject in the sample. Comparisons between the measured distances and anthropometric data available showed similar values (Winter, 1990).

Around each P1, P2 and P3, the simulation generated 10,000 points that were randomly distributed inside a circumference of radius equal to the observed palpation discrepancy at the respective point. For each three points generated around P1, P2 and P3, the algorithm calculated an angle. Thus, 10,000 angular measurements were obtained and, from this sample, the maximum angular variation due to palpation discrepancy was estimated. Following this, the estimated (simulation) and observed (photogrammetry) angular variations were compared. For the inter-rater comparisons, which had larger amounts of data, the observed and estimated angular variations were correlated using Pearson's coefficient.

3. Results

Two groups of 15 subjects each took part in the study. The normal weight group presented a mean age of 24.0 ± 3.3 years, mean height of 1.72 ± 0.07 m and mean weight of 66.9 ± 7.6 kg. The overweight group presented a mean age of 23.8 ± 3.1 years, mean height of 1.76 ± 0.06 m and mean weight of 88.7 ± 9.5 kg.

The inter-rater palpation discrepancy was greater than the intra-rater discrepancy. Some anatomical landmarks presented greater discrepancies, such as the GT, FE, ASIS, C7, MT and AC. Other anatomical landmarks, like the HE, US, PC, TT, LM and 5MT showed small discrepancies (Fig. 2). The intra-rater comparisons for the second rater and the inter-rater comparisons showed significantly larger palpation discrepancies for overweight subjects in relation to normal weight subjects only for the ASIS landmark ($P = 0.03$ and 0.001 , respectively).

The angular variability was also higher for the inter-rater than for the intra-rater comparison. Some joint angles, such as PF, KF, TI and NF, showed variations of less than 10° for both the intra-rater and the inter-rater comparisons. Larger variations (greater than 10°) were found for the HF, PI, Q and TF angles. There were no significant differences between the normal weight and overweight groups for the measured angles (Fig. 3).

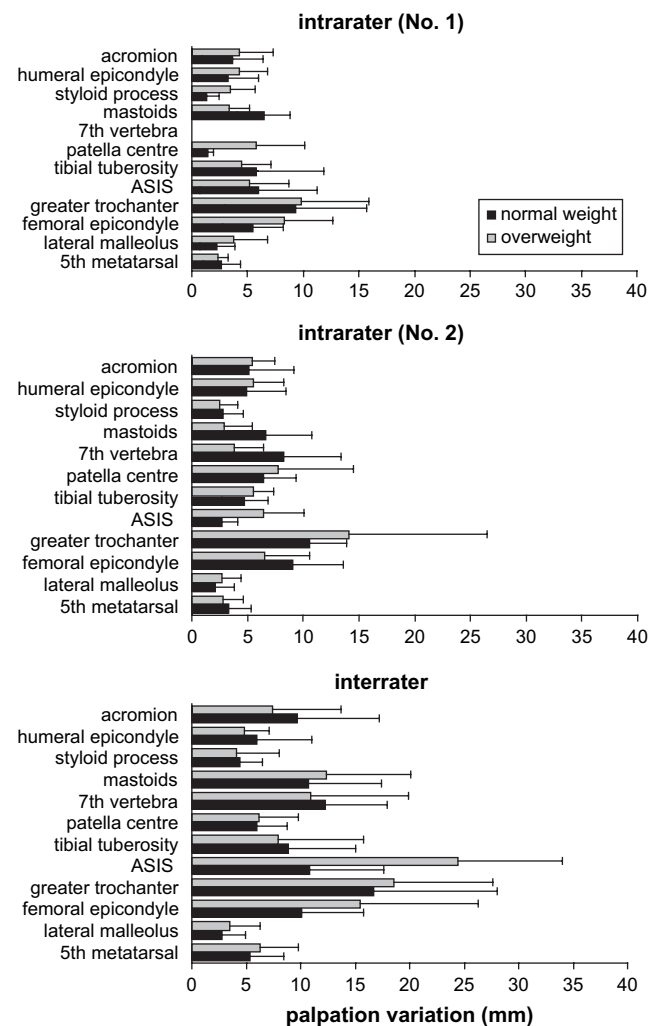


Fig. 2. Means and standard deviations for palpation discrepancies in normal weight and overweight groups, for the intra-rater comparisons for both raters and for the inter-rater comparisons.

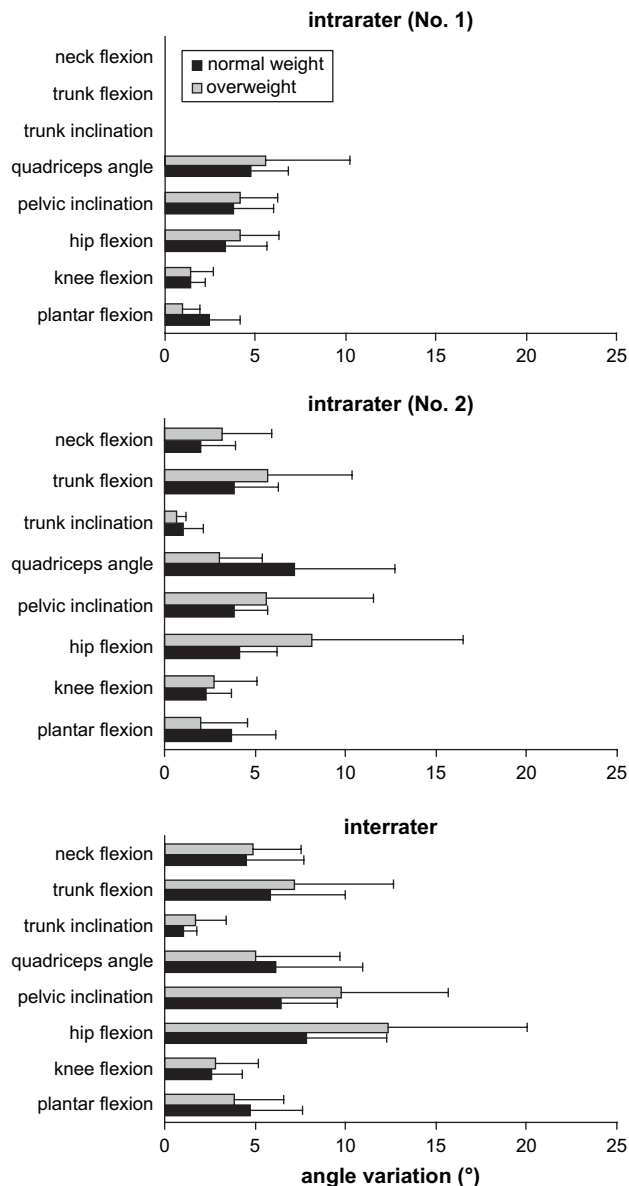


Fig. 3. Means and standard deviations for angular variations for normal weight and overweight groups, for the intra-rater comparisons for both raters and for the inter-rater comparisons.

The multiple linear regression results showed that the angular variations in TF, HF and PI were influenced by palpation discrepancy at the ASIS and GT. The adjusted R^2 were 0.55, 0.49 and 0.46, respectively.

Table 1 compares the observed and estimated angular variations. In general, the estimated variation was higher than the observed variation, except for three angles for the intra-rater assessment of the second rater (PF, KF and HF) and two angles for the inter-rater assessment (PF and KF). The estimated angles derived from the maximum palpation discrepancy showed small variations for PF, KF and TI (within 5° for intra-rater and 10° for inter-rater comparisons).

The Pearson results showed the most extreme correlations for the Q (-0.02) and PI (0.76) angles. The quadriceps angle results showed no linear relationship between the observed and estimated angular variations, while the PI variations showed a linear relationship between the observed and estimated variations. A linear relationship was also identified for the HF and TF angles (not illustrated).

4. Discussion

The intra-rater reliability was higher than the inter-rater reliability, for both the palpation and angular variations. This indicates that discrimination of bony landmarks could be prone to misinterpretation by different raters. Similar results were also reported by Della Croce et al. (1999) and Billis et al. (2003), thus suggesting that reliable palpation measurements can be better achieved when procedures are performed by the same examiner.

Some anatomical landmarks showed larger discrepancies during palpation, for both intra- and inter-rater comparisons. Several characteristics may explain this variability, such as the location of the structure in relation to the skin surface, and the size and morphology of the structures (Della Croce et al., 1999; Lewis et al., 2002; Holgrem and Waling, 2008). Della Croce

Table 1
Comparison between observed and estimated angular variations ($^\circ$)

Angle ($^\circ$)	Intra-rater				Inter-rater	
	Rater No. 1		Rater No. 2		Observed	Estimated
	Observed	Estimated	Observed	Estimated		
PF	1.77	2.40	2.80	2.50	4.30	4.03
KF	1.43	1.47	2.53	1.70	2.68	2.50
HF	3.73	4.32	6.27	5.15	10.03	10.64
PI	3.93	4.82	4.80	5.42	8.13	11.62
Q	5.13	6.75	4.47	6.84	5.57	9.21
TI	—	—	0.85	0.89	1.33	2.47
TF	—	—	4.69	5.40	6.47	11.89
NF	—	—	2.54	4.10	4.67	8.70

et al. (1999) pointed out that anatomical landmarks are often not clearly identifiable discrete points but, rather, relatively large and curved areas. Moreover, morphological features (such as surface irregularities) may also affect palpation reliability. Thus, these characteristics could explain the large variability found in the GT, ASIS, FE, PC and AC.

Other anatomical landmarks require careful identification. The patella is prone to errors due to the bulky insertion of the quadriceps. The TT varies in shape and prominence, and may be perceived as not having a natural centre (France and Nester, 2001). The seventh cervical spinal process was another structure that is difficult to identify, since there are no clearly described procedures. Some authors have reported that C7 is the most prominent vertebra, while others have indicated that this structure is the last vertebra that moves during NF/extension (Gross et al., 2002). Thus, hypomobility of the cervical column and morphological differences in spinous processes may mislead C7 identification.

Significant differences between the normal and overweight groups were found only for ASIS, probably due to abdominal fat. In fact, the lack of influence of BMI on palpation discrepancy has been identified in other study (Harlick et al., 2007), which confirms that the BMI was not a sufficient criterion for differentiating between the groups in relation to palpation difficulty in our study. Similarly, Kushner and Blatner (2005) reported that the BMI did not allow distinction between the composition of lean and fat tissue and therefore could lead to erroneous interpretations.

The regression analysis reported here showed a relationship between palpation discrepancy and angular variability for some angles. Della Croce et al. (2005) also demonstrated that the reliability of joint kinematics is dependent on the precision of the palpation procedures.

For most of the results reported in the present study, the observed variations were lower than the “predicted” variations. The standardised procedures established seem to have successfully controlled for some photogrammetric sources of error. Only for the lower limb angles (PF, KF and HF) the estimated variation was smaller than the observed variation. In this case, some photometric errors might be added to the palpation variations. Perhaps, the lower limb position could change from one photo to another because of postural adjustments, e.g., oscillation during quiet standing, caused by tibialis anterior and gastrocnemius muscle activity, and on a minor scale, rectus femoris and semitendinosus activity (Madigan et al., 2006).

The observed and estimated angular variations showed a linear relationship and the Pearson correlation coefficient ranged from moderate to high for PI (r from 0.64 to 0.76; $P < 0.05$). For the Q angle, no linear relationship was found (r from -0.02 to -0.21 ; $P > 0.05$). In this case, after inspection of the photos, it can be supposed that the PC

position might be an extra source of variation. Since the Q angle is highly dependent on the PC, i.e. the angular vertex, and this bone is embedded in the quadriceps tendon (sesamoid bone), the quadriceps muscle might have presented a different level of contraction when the photos were taken, thus causing patella movement and possible displacement of the marker. Also, the subjects may have had some perception of instability when standing on the rotating platform, which could explain the occurrence of this muscle contraction. Hence, the quadriceps contraction level and surface stability also have to be controlled in order to achieve precise measurements of the Q angle.

France and Nester (2001) also investigated the effect of errors in identifying the ASIS, PC and TT on the Q angle, by means of data manipulation. In the present study, the simulation developed the initial idea proposed by France and Nester (2001), in as much as the distance between the anatomical landmarks and the palpation discrepancy associated with these points were taken into consideration. Another advance in the present simulation was the consideration of a very large number of angles (10,000) that could be formed by different placements of landmarks as a result of palpation discrepancy. This leads to more accurate estimation of the influence of palpation discrepancy on angular measurements.

The small variations identified for some angles, such as PF, KF and TI, suggest that the calculations of these angles are reliable and repeatable, since they are based on more prominent and easily identified bony landmarks.

One limitation to this study was the small number of raters. Della Croce et al. (1999) tested the reliability of six raters, while Billis et al. (2003) investigated 30 physiotherapists with different levels of training and experience. Increasing the number of raters could lead to a better estimate of the palpation discrepancy. Furthermore, these data refer to healthy subjects and cannot be generalised to patients (Harlick et al., 2007). Future studies should be conducted specifically to test possible differences between healthy subjects and subjects with impairments or particular disabilities.

5. Conclusion

The intra-rater reliability was higher than the inter-rater reliability, thus indicating that measurements based on palpation by a single trained rater are advisable. Different palpation discrepancies between the anatomical landmarks suggest that rater training should give special attention to some specific structures.

Since palpation discrepancy can alter the measured joint angles, the procedures should be conducted carefully in order to achieve reliable measurements for postural and motion analysis purposes. Finally, the computer simulation was shown to be a useful procedure for estimating the maximum variation due to palpation.

References

- Billis EV, Foster NE, Wright CC. Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. *Manual Therapy* 2003;8(4):223–32.
- Della Croce U, Capozzo A, Kerrigan DC. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1999;37:155–61.
- Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture* 2005;21(2):226–37.
- France L, Nester C. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical Biomechanics* 2001;16(8):710–3.
- Gross JM, Fetto J, Rosen E. The cervical spine and thoracic spine. In: Gross JM, Fetto J, Rosen E, editors. *Musculoskeletal examination*. 2nd ed. Edinburgh: Blackwell Publishing; 2002. p. 43 [chapter 4].
- Harlick JC, Milosavljevic S, Milburn PD. Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Manual Therapy* 2007;12(1):56–62.
- Holgreim U, Waling K. Inter-examiner reliability of four static palpation tests used for assessing pelvic dysfunction. *Manual Therapy* 2008;13(1):50–6.
- Kushner RF, Blatner DJ. Risk assessment of the overweight and obese patient. *American Dietetic Association* 2005;105(Suppl. 1): S53–62.
- Lewis J, Green A, Reichard Z, Wright C. Scapular position: the validity of skin surface palpation. *Manual Therapy* 2002;7(1): 26–30.
- Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. *Human Movement Science* 2006;25:788–99.
- Van Sint Jan S, Della Croce U. Identifying the location of human skeletal landmarks: why standardized definitions are necessary – a proposal. *Clinical Biomechanics* 2005;20(6):659–60.
- Winter DA. Anthropometry. In: Winter DA, editor. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. New York: John Wiley; 1990. p. 52 [chapter 3].
- Whistance RS, Adams LP, Van Geems BA, Bridger RS. Postural adaptations to workbench modifications in standing workers. *Ergonomics* 1995;38(12):2485–503.
- World Health Organization (WHO). Available from: http://www.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html; 2008.