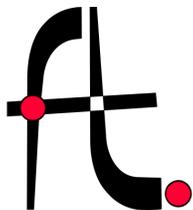


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ELETROGONIOMETRIA FLEXÍVEL: AVALIAÇÃO DA SIMETRIA
ANGULAR DOS JOELHOS E DOS EFEITOS DOS SENSORES, DAS COLETAS
E DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO NOS REGISTROS DA MARCHA.**

LETÍCIA CARNAZ

**São Carlos
2008**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE)

**ELETROGONIOMETRIA FLEXÍVEL: AVALIAÇÃO DA SIMETRIA
ANGULAR DOS JOELHOS E DOS EFEITOS DOS SENSORES, DAS COLETAS
E DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO NOS REGISTROS DA MARCHA.**

Orientadora: Prof^ª Dr^ª Helenice Jane Cote Gil Coury

Aluna: Letícia Carnaz

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



Apoio financeiro: Fapesp (processo número 05/59349-6)

São Carlos

2008

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

C288ef

Carnaz, Leticia.

Eletrogoniometria flexível : avaliação da simetria articular e dos efeitos dos sensores, das coletas e dos joelhos nos registros da marcha / Leticia Carnaz. -- São Carlos : UFSCar, 2008.
52 f.

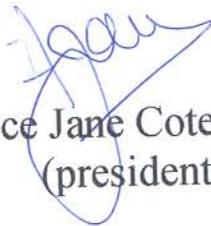
Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2008.

1. Articulações. 2. Articulação do joelho. 3. Variação biológica. 4. Eletrogoniometro. 5. Erro. 6. Confiabilidade. I. Título.

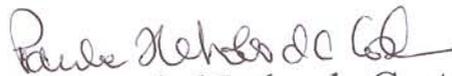
CDD: 611.72 (20ª)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE Leticia Carnaz, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 05 DE MARÇO DE 2008.

BANCA EXAMINADORA:



Helenice Jane Cote Gil Coury
(presidente)



Paula Hentschel Lobo da Costa
(UFSCar)



Marcos Duarte
(USP/SP)

DEDICATÓRIA

Aos meus pais e ao meu irmão,

Aos meus pais por serem guias tão maravilhosos. À minha mãe pelo exemplo de coragem, trabalho, perseverança, companheirismo e dedicação. Ao meu pai pela serenidade, integridade, bondade e amor. E por vocês, juntos, serem a melhor família que alguém pode ter. Agradeço a Deus infinitamente por ter me permitido estar aqui com vocês.

Ao meu irmão por ter me ensinado a conviver e admirar o diferente com seu jeito engraçado e extrovertido. Sei que estará ao meu lado sempre.

Tudo isso é para vocês. Eu os amo demais.

Obrigada por tudo!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Professora Helenice,

Muito obrigada por ter me acolhido no laboratório mesmo eu estando no início do segundo ano da faculdade e sendo tão inexperiente e imatura.

Obrigada pela paciência, dedicação e incentivos constantes. Por acreditar em mim sempre.

E a cada dia, eu admiro mais a sua capacidade de conduzir as pessoas e conseguir extrair sempre o melhor delas com ética, trabalho, dedicação, competência e humildade.

Trabalhar ao seu lado é sempre uma grande lição.

AGRADECIMENTOS

Aos meus avós, em especial a minha avó Leca, por ser uma batalhadora incansável, por ter nos ajudado tanto nos momentos difíceis e também ser responsável por essa conquista.

Aos meus tios, que sempre se fizeram presentes, em especial ao meu tio Bento, jamais esquecerei o incentivo dado aos meus estudos.

Às minhas grandes e essenciais amigas, Roberta e Mariana. A Rô, por ter me acolhido em São Carlos no momento em que mais precisei, por ter me incentivado a fazer o Mestrado, pela alegria, amizade e companheirismo (sei que posso contar com você sempre).

À Má, por termos dividido tantos momentos, pela lealdade, pela semelhança e por se fazer presente mesmo distante.

Às meninas Martha Luisa, Lu e Cris. À Marthinha e a Cris pela amizade, passeios, almoços, risadas. À Lu por ser minha grande companheira de estágios, de inglês, de caminhadas para faculdade. Vocês são demais!

À Tati, Bia e Gert pela imensa contribuição na realização desse trabalho. À Tati e à Bia pela disponibilidade em compartilhar conhecimento, pela criatividade, pela competência. Vocês são sensacionais. É muito bom poder contar com a companhia e amizade de vocês.

Aos outros membros do laboratório: Patrícia, Rodrigo, Jerônimo e Iolanda pela convivência agradável.

Aos membros da banca pelas contribuições e pela disponibilidade em participar desse estudo.

RESUMO

O registro do movimento humano é uma ferramenta fundamental para estudos que realizam análise de movimento, sendo muito utilizado pela Fisioterapia e Biomecânica. Entretanto, para se obter análises de movimento com qualidade, são necessários equipamentos confiáveis e válidos. Nesse sentido, os eletrogoniômetros flexíveis têm apresentado alta replicabilidade, além de outras vantagens como: baixo custo financeiro, facilidade de operação e registro bilateral de dados. Contudo, esses instrumentos são susceptíveis a erros, tais como: as características do próprio equipamento, os procedimentos de coleta de dados e o efeito crosstalk. Dessa forma, dois estudos (Estudo I e II) foram realizados. O objetivo do estudo (I) foi avaliar a simetria angular dos movimentos do joelho, nos planos sagital e frontal, através do critério estabelecido por Maupas, do índice absoluto de simetria e da análise estatística. Nove sujeitos saudáveis participaram do estudo. Os movimentos do joelho foram registrados por eletrogoniômetros flexíveis acoplados bilateralmente nessa articulação. Os sujeitos passaram por um período de familiarização e, em seguida, os movimentos do joelho foram registrados durante 90 segundos a uma velocidade de 5 km/h. O registro foi dividido em passadas e normalizado no tempo usando uma rotina desenvolvida em MatLab. As curvas de movimento foram derivadas de 50 passadas e os ângulos máximos bem como a amplitude de movimento articular foram calculados. A partir do critério proposto por Maupas, os joelhos dos sujeitos foram considerados simétricos para os movimentos de flexo-extensão e valgo-varo. Entretanto, os movimentos do plano frontal apresentaram maior variabilidade do que os movimentos do plano sagital, o que pode ser resultado de algum efeito crosstalk do sensor. O objetivo do estudo (II) foi avaliar o efeito dos sensores do eletrogoniômetro, dos procedimentos (coletas consecutivas) e da articulação do joelho nos registros da marcha. Os movimentos de flexo-extensão e valgo-varo do joelho foram registrados durante caminhada em esteira. Os registros foram divididos em passadas e normalizados no tempo usando uma rotina desenvolvida em MatLab. As curvas foram derivadas de 50 passadas e sete condições foram avaliadas: uma para comparação dos sensores; duas para comparação de duas diferentes coletas (incluindo a variação do sensor), e quatro para comparação entre os joelhos direito e esquerdo (incluindo a variação dos sensores e coletas). Os desvios padrão médios das diferenças foram calculados. Para estimar as variações devido às coletas e à articulação do joelho, os desvios padrão compostos foram transformados em variâncias e seus componentes isolados. Diferenças angulares entre joelhos direito e esquerdo foram responsáveis pela maior fonte de variação dos resultados quando comparados a sensores e coletas para a maioria dos sujeitos. A variação foi muito maior entre joelhos para os movimentos de varo-valgo do que para a flexo-extensão. Sensores individuais apresentaram a menor fonte de variação. Assim, é preferível usar diferentes sensores na mesma coleta de dados (simultânea) do que usar o mesmo sensor em dois registros diferentes (consecutivos).

Palavras chave: eletrogoniômetro, joelho, simetria, fontes de variação.

ABSTRACT

Human movement recording is a fundamental tool for studies that perform movement analysis which is very useful for Physiotherapy and Biomechanics. However, to obtain high quality movement analysis, reliable and accurate equipments are necessary. In this way, flexible electrogoniometers have shown high reproducibility besides other advantages as low financial cost, readiness of working and bilateral data recording. Nevertheless, these equipments are exposed to errors like: the equipment itself, data acquisition procedures and the crosstalk effect. Thus, two studies (Studies I and II) were carried through. The aim of study (I) was to assess knee movement symmetry on sagittal and frontal planes based on Maupas' criterion, absolute symmetry index and on statistical analysis. Nine healthy subjects have taken part in the study. Knee movements were recorded by flexible electrogoniometers attached on both knees. The subjects passed by a familiarization period in the treadmill and, after this, the movements were recorded during 90 seconds at 5,0 Km/h. The recording was partitioned as strides and normalized in time using a routine developed in MatLab. Movement curves were derived from 50 strides. Maximum angle and range of movement were also calculated. Based on Maupas' criterion, subjects' knees were considered symmetrical for the flexion-extension and valgus-varus movements. However the frontal plane movements showed more variability than sagittal plane movements, what can be due to some crosstalk effect. The aim of study (II) was to evaluate the effect from eletrogoniometer sensors, procedures (consecutive trials) and the knees during gait recordings. Knee flexion-extension and valgus-varus movements were recorded during treadmill walking. The recording was partitioned as strides and normalized in time using a routine developed in MatLab. Curves were derived from 50 strides, and seven conditions were evaluated: one for comparing two sensors; two for comparing two different trials (including variation due to sensor); and four for comparing right and left knee (including variation due to sensors and trials). Mean standard deviations of the differences were calculated. To estimate the variations due to trial and knee, the compound SDs were transformed into variances and split into its components. Differences between normal knees had more influence in determining variation on the results than sensors and trials for most of the subjects. Variation was much higher between knees for valgus-varus than for flexion-extension movements. Individual sensors showed the smaller source of variation. Thus, it is preferable to use different sensors in the same data recording (simultaneous) than use the same sensor in two different recordings (consecutive).

Key words: electrogoniometer, knee, symmetry, sources of variation.

SUMÁRIO

1.Contextualização.....	1
2.Estudo I.....	4
2.1 Introdução.....	5
2.2 Materiais e Métodos.....	6
2.3 Resultados.....	13
2.4 Discussão.....	17
2.5 Conclusão.....	20
3. Estudo II.....	21
3.1 Introdução.....	22
3.2 Materiais e Métodos.....	23
3.3 Resultados.....	27
3.4 Discussão.....	33
3.5 Conclusão.....	36
4. Considerações Finais.....	37
5. Referências Bibliográficas.....	39
6. Anexos.....	45
6.1 Anexo I: E-mail de Submissão Estudo I.....	46
6.2 Anexo II: E-mail de Submissão Estudo II.....	47
6.3 Anexo III: Esclarecimento ao Participante da Pesquisa.....	48
6.4 Anexo IV: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	49
6.5 Anexo V: Artigo Completo Publicado na Revista Gait & Posture.....	50
6.6 Anexo VI: Artigo Completo Publicado na Revista Brasileira de Fisioterapia.....	51
6.7 Anexo VII: Artigo Completo Publicado na Revista Manual Therapy.....	52

LISTA DE TABELAS

Estudo I

Tabela 1. Diferenças angulares entre os joelhos direito e esquerdo- Ângulo Limite- e Índice Absoluto de Simetria (ASI)..... 16

Tabela 2. Valores angulares médios ($^{\circ}$) e desvio padrão da máxima flexão e amplitude de movimento do joelho..... 17

Estudo II

Tabela 1. Variações (DP; $^{\circ}$) devido ao sensor, à coleta e a articulação do joelho..... 33

LISTA DE FIGURAS

Estudo I

Figura 1. Identificação dos picos máximos e mínimos e da amplitude de movimento para as curvas de flexo-extensão e varo-valgo..... 10

Figura 2. Curva média e desvio padrão dos movimentos de flexo-extensão e varo-valgo..... 14

Estudo II

Figura 1. Acoplamento do eletrogoniômetro na primeira e segunda coletas e os sensores A e B fixados um ao outro e acoplados ao joelho direito na terceira coleta..... 25

Figura 2. Curva da diferença de todos os sujeitos para o movimento de flexo-extensão..... 29

Figura 3. Curva da diferença de todos os sujeitos para o movimento de varo-valgo..... 30

Figura 4. Desvios padrão compostos e isolados para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo..... 32

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

O registro do movimento humano é uma ferramenta fundamental para estudos que envolvam a análise de movimento, sendo muito utilizado pela fisioterapia e biomecânica (Benedetti et al., 1998). Dentre os vários parâmetros que podem ser aferidos na análise de movimento, a amplitude de movimento articular é o mais comumente usado por especialistas na prática clínica, sendo que muitas das decisões a respeito da simetria angular dos membros inferiores durante a marcha, do tratamento e do prognóstico dos pacientes são baseadas em parte ou totalmente nessa medida (Rothstein, 1985; Rowe et al., 2001). Contudo, para possibilitar análises de amplitude de movimento articular de qualidade são necessários equipamentos de registro de movimento confiáveis e válidos.

Alguns equipamentos permitem registros do movimento articular altamente precisos, mas envolvem procedimentos laboriosos e de alto custo (Meichtry et al., 2007), o que torna esses instrumentos inviáveis para o uso em situações clínicas (Campbell-Kyureghyan et al., 2005; Barker et al., 2006). Por outro lado, os equipamentos relativamente simples e portáteis, aplicáveis as situações funcionais, poderiam apresentar menor nível de confiabilidade e precisão (Rowe et al., 2001).

No entanto, os eletrogoniômetros flexíveis têm apresentado alta replicabilidade (Shiratsu e Coury, 2003; Hansson et al., 2004) e têm sido muito difundidos na área biomédica, biomecânica e na ergonomia por serem equipamentos fáceis de operar, não restringirem a realização do movimento e apresentarem baixo custo financeiro, permitindo assim, o registro de movimentos em situações funcionais, tais como, o punho durante as atividades ocupacionais e os joelhos durante a marcha (Tesio et al., 1995; Buchholz e Wellman, 1997; Spielholz, 1998, Rowe et al., 2001).

Outras vantagens desses instrumentos são: permitir o registro de dados bilateralmente, ser aplicável ao estudo de grandes grupos de indivíduos, com frequência de amostragem adequada e registros de longa duração (Maupas et al., 2002, Campbell-Kyureghyan et al., 2005).

Entretanto, os eletrogoniômetros são susceptíveis a erros: o equipamento (características individuais dos goniômetros), os procedimentos de coleta de dados (repetitividade da aplicação dos sensores e imprecisão dos registros da posição de referência) e o efeito crosstalk -registro errôneo dos movimentos em um plano de movimento que ocorre quando os movimentos do outro plano são registrados simultaneamente- (Hansson et al., 1996; Buchholz e Wellman, 1997; Rowe et al., 2001; Hansson et al., 2004).

Diante do exposto, observam-se duas frentes de estudo: uma referente à aplicação de eletrogoniômetros flexíveis em situações funcionais e uma outra relativa ao estudo das fontes de variação a que esse equipamento está susceptível.

Dessa forma, dois estudos foram realizados. O primeiro com o objetivo de avaliar a simetria angular dos movimentos do joelho de sujeitos saudáveis, aferidos por eletrogoniômetros flexíveis, através de três diferentes métodos de classificação de simetria. Esse estudo foi desenvolvido, pois a simetria da locomoção normal é um assunto importante já que influencia na avaliação da marcha, nas decisões clínicas sobre os pacientes que necessitam de reabilitação e nos desenhos de membros artificiais. Contudo, a simetria só pode ser avaliada quando equipamentos confiáveis e precisos são utilizados.

O segundo estudo teve por objetivo quantificar e comparar o efeito de diferentes fontes de variação nos registros eletrogoniométricos da marcha: sensores, procedimentos (coletas) e a articulação do joelho e a partir disso, delinear qual a melhor

forma de aquisição de dados para minimizar o efeito dessas fontes de variação, ou seja, definir se é preferível usar diferentes sensores na mesma coleta (simultânea) ou usar o mesmo sensor em dois diferentes registros (consecutivos).

O primeiro estudo foi submetido à Revista Brasileira de Biomecânica (Anexo I) e o segundo estudo foi submetido à Revista Brasileira de Fisioterapia (Anexo II). A primeira correção sugerida pelos revisores já foi realizada para os dois artigos.

2. ESTUDO I

AVALIAÇÃO DA SIMETRIA ANGULAR DO JOELHO, NOS PLANOS SAGITAL E FRONTAL, DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS.

2.1 INTRODUÇÃO

Historicamente, a locomoção normal é considerada um movimento simétrico já que a assimetria é frequentemente associada à patologia. No entanto, o comportamento simétrico ou não dos membros inferiores na caminhada de pessoas sem lesão é ainda controverso (Sadeghi et al., 2000). Isso porque, muitos estudos que avaliam a marcha de indivíduos assintomáticos registram os movimentos de apenas um dos membros inferiores para facilitar a análise de dados e relatam valores médios dos membros inferiores direito e esquerdo o que mascara a variabilidade intra e inter indivíduos. Além disso, essas pesquisas investigam apenas poucos passos da distância percorrida pelos sujeitos e não consideram a exatidão do instrumento de medida utilizado (Gundersen et al., 1989; Kadaba et al., 1989; Maupas et al., 1999; Maupas et al., 2002).

Em função disso, Maupas et al. (1999) propuseram uma nova forma de avaliar a simetria angular da marcha na tentativa de suprir as lacunas apresentadas acima. Para isso, os autores aferiram os movimentos da articulação do joelho durante a locomoção através de eletrogoniômetros flexíveis. Esses equipamentos são portáteis, permitem o registro bilateral de um grande número de passos e têm sua repetitividade e exatidão demonstrada por estudos prévios (Rowe et al., 2001; Shiratsu e Coury, 2003) o que permite eliminar algumas das falhas descritas anteriormente.

Esses autores também formularam um novo critério para classificar os movimentos do joelho em simétricos e assimétricos. Esse critério calcula o erro que o eletrogoniômetro vai apresentar na situação avaliada, através do conhecimento da exatidão e repetitividade do instrumento. A partir disso, o erro do equipamento é calculado e comparado com as diferenças observadas entre as amplitudes de movimento articular dos joelhos direito e esquerdo de cada indivíduo. Quando as diferenças angulares entre os joelhos são inferiores ao erro do equipamento, os sujeitos são

considerados simétricos, já quando as diferenças angulares entre os joelhos são superiores ao erro do instrumento, os sujeitos são classificados como assimétricos.

Contudo, Maupas et al. (1999) não avaliaram a simetria angular dos movimentos do plano frontal do joelho e não compararam o seu critério de classificação de simetria com outros tradicionalmente usados, tais como, a análise estatística (Gundersen et al., 1989; Hesse et al., 1997) e o índice absoluto de simetria (Karamanidis et al., 2003; Zifchock et al., 2006; Liikavainio et al., 2007), critérios que não consideram a precisão do instrumento de medida utilizado.

A partir do exposto, o objetivo desse estudo foi avaliar a simetria angular dos movimentos do joelho, aferidos por eletrogoniômetros flexíveis, nos planos sagital e frontal, através do critério estabelecido por Maupas, do índice absoluto de simetria e da análise estatística.

2.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

A população de estudo consistiu de 9 sujeitos, homens saudáveis, com idade média de 21,6 anos (± 3), massa corporal de 65,3 Kg ($\pm 5,4$) e estatura de 1,68m ($\pm 0,25$). Um esclarecimento inicial sobre os objetivos gerais do estudo e procedimentos da coleta foi fornecido aos indivíduos (Anexo III), que posteriormente assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo IV) mediante o qual concordaram em participar do estudo, além de autorizarem a utilização das imagens para fins acadêmicos. Esse trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade (Protocolo 035/04).

Os indivíduos selecionados para participar da coleta deveriam apresentar altura variando entre 1,65- 1,75m e índice de massa corporal entre 18 e 24 kg/m², visto que o bom acoplamento dos eletrogoniômetros depende das características antropométricas dos sujeitos. Além disso, foram excluídos da amostra os indivíduos que apresentavam sintomas, lesões ou doenças nos membros inferiores, distúrbios do equilíbrio, discrepância no comprimento dos membros inferiores superior a 1 cm e alterações posturais nos joelhos (genu valgum, varum, flexum ou recurvatum) identificadas na avaliação postural realizada por um fisioterapeuta treinado.

Equipamentos

Dois sensores do eletrogoniômetro biaxial flexível (M110, Biometrics Ltd., Gwent, UK) e uma unidade de aquisição de dados (Data Logger 1001, Biometrics Ltd) foram utilizados para registrar os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo do joelho. A frequência de aquisição dos dados foi de 1000 Hz. As características métricas do equipamento fornecidas pelo fabricante são: resolução de 1,8° e acurácia de $\pm 2^\circ$ em amplitudes superiores a 90°.

Procedimentos

Os indivíduos foram submetidos à tricotomia no local de fixação dos sensores, pois a presença de pêlos pode promover uma menor adesão dos equipamentos sobre a pele e levar a deslocamentos dos terminais durante a coleta. Marcadores foram acoplados ao trocânter maior do fêmur e maléolo lateral.

Para colocação dos sensores do eletrogoniômetro, a linha interarticular foi tomada como referência, assim como o eixo dos segmentos perna/coxa. O centro da

mola do eletrogoniômetro foi alinhado à linha interarticular, o terminal fixo foi acoplado na coxa tendo como referência o trôcanter maior do fêmur e o terminal telescópico foi fixado na perna alinhado ao marcador do maléolo lateral. O processo foi realizado bilateralmente.

Coleta de Dados

A posição de referência foi registrada com o indivíduo ereto, membros inferiores estendidos, em posição anatômica. Em seguida, o sujeito foi instruído a posicionar-se na esteira sendo que a velocidade foi elevada lentamente até atingir 5,0 Km/h. Aproximadamente, seis minutos foram dados para adaptação do sujeito ao ritmo da esteira (Matsas et al., 2000) e então o sinalizador foi acionado determinando o início do registro que durou 90 segundos. Após esse período, o sinalizador foi ativado novamente para marcar o fim da coleta e o equipamento desligado. Os dados foram descarregados da unidade de aquisição para o computador.

Análise dos dados

O processamento dos dados foi realizado através de uma rotina desenvolvida em MatLab versão 6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Os dados foram filtrados usando um filtro passa baixa, 2ª ordem, Butterworth a 10Hz. Depois disso, o registro foi dividido em ciclos (passadas), sendo que cada passada foi definida como o tempo entre dois toques de calcanhar consecutivos, isto é, o primeiro mínimo depois de uma flexão máxima (Winter, 1984). As cinquenta passadas centrais foram selecionadas para cada joelho e normalizadas pela duração da passada (representada por 101 pontos de dados), tanto para flexo-extensão como para o varo-valgo. Curvas médias de flexo-extensão e varo-valgo foram derivadas dessas 50 passadas e usadas para o procedimento de análise

que permitiu o cálculo dos ângulos máximos, ângulos mínimos e arcos de movimento para cada sujeito (Figura 1).

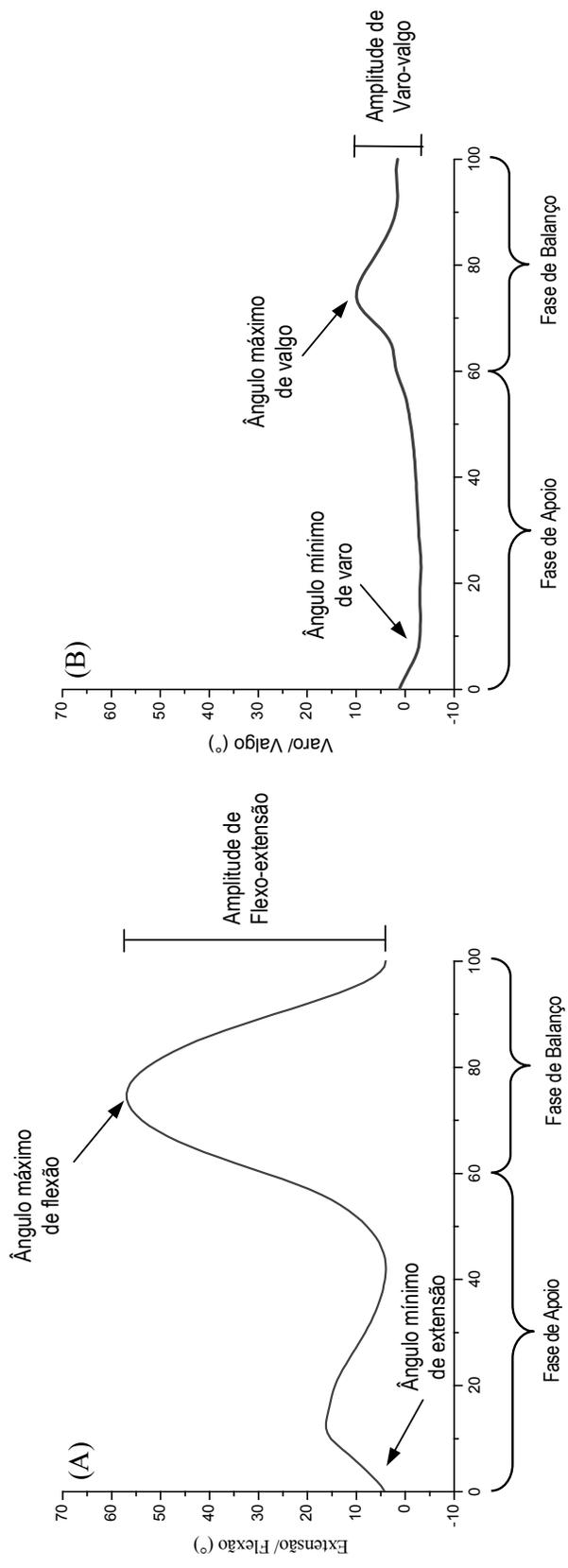


Figura 1. Segundo proposição de Benedetti et al. (1998), identificação dos ângulos máximos de flexão e valgo, dos ângulos mínimos de extensão e varo e da amplitude de movimento para as curvas de flexo-extensão (A) e varo-valgo (B).

A simetria angular dos movimentos do joelho foi analisada através da aplicação de três métodos: o critério proposto por Maupas et al. (1999), o índice absoluto de simetria (Herzog et al., 1989) e a análise estatística (Gundersen et al., 1989; Hesse et al., 1997).

O critério de simetria utilizado por Maupas et al. (1999) considera a exatidão e a repetitividade do eletrogoniômetro durante a marcha. O cálculo da exatidão dos sensores utilizados nesse estudo foi realizado através da comparação das medidas fornecidas pelos eletrogoniômetros com as medidas de um goniômetro mecânico (padrão ouro). Para a realização do teste, o goniômetro mecânico e o eletrogoniômetro foram submetidos a excursões variando de -90° a $+90^\circ$, com um incremento de 5° . O resultado dessa comparação forneceu um valor de exatidão em média de $1,1^\circ (\pm 0,79)$ para o movimento de flexo-extensão e de $1,04^\circ (\pm 0,42)$ para o movimento de varo-valgo para os dois sensores do eletrogoniômetro testados.

A repetitividade do eletrogoniômetro na marcha foi analisada com a aferição de movimentos de flexo-extensão e varo-valgo do joelho em duas coletas consecutivas em condições idênticas (mesmo indivíduo, mesmo joelho e mesmo sensor). Essa medida forneceu informações tanto da repetitividade do equipamento, como da variabilidade intrínseca dos movimentos durante a locomoção. Os valores obtidos foram em média de $1,91^\circ (\pm 1,35)$ para o movimento de flexo-extensão e $2,51^\circ (\pm 2,06)$ para o movimento de varo-valgo.

O ângulo limite proposto por Maupas et al. (1999) foi calculado a partir dos cálculos de exatidão (E) e repetitividade (R) apresentados acima¹:

$$\hat{\text{Ângulo limite}} = \sqrt{(\text{média}_E)^2 + (3 \text{ desvio padrão}_E)^2 + (\text{média}_R)^2 + (3 \text{ desvio padrão}_R)^2}$$

Para os sensores utilizados nesse estudo, o ângulo limite foi de 5,2° para o movimento de flexo-extensão e 6,8° para o movimento de varo-valgo. Isso indica que as diferenças angulares entre os joelhos direito e esquerdo inferiores a 5,2° para o movimento de flexo-extensão e 6,8° para o movimento de varo-valgo, não devem ser consideradas assimetrias angulares, pois estão dentro da variabilidade intrínseca do movimento e das variações introduzidas pelo próprio instrumento.

O índice absoluto de simetria (ASI) considera os parâmetros cinemáticos da marcha, sendo que um índice superior a 10% é indicativo de assimetria. O cálculo foi realizado a partir da fórmula abaixo (Herzog et al., 1989):

$$\text{ASI} = \frac{2 |X_{\text{direito}} - X_{\text{esquerdo}}|}{X_{\text{direito}} + X_{\text{esquerdo}}} \times 100$$

onde X_{direito} é o parâmetro cinemático do membro inferior direito e X_{esquerdo} é o parâmetro cinemático do membro inferior esquerdo.

Os resultados foram também submetidos à análise estatística com aplicação do teste t pareado (Software SPSS versão 10.0). A assimetria angular foi assumida quando alguma diferença estatística significativa foi verificada nos parâmetros medidos bilateralmente (Gundersen et al., 1989; Hesse et al., 1997).

¹ Nesse estudo, o cálculo do ângulo limite foi realizado de acordo com Maupas et al. (1999), entretanto há outras formas para o cálculo de limites a partir dos quais é possível classificar os sujeitos em simétricos e assimétricos, tais como, o cálculo do intervalo de confiança.

2.3 RESULTADOS

As curvas de movimento dos joelhos direito e esquerdo para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo de todos os sujeitos estão apresentadas na Figura 2.

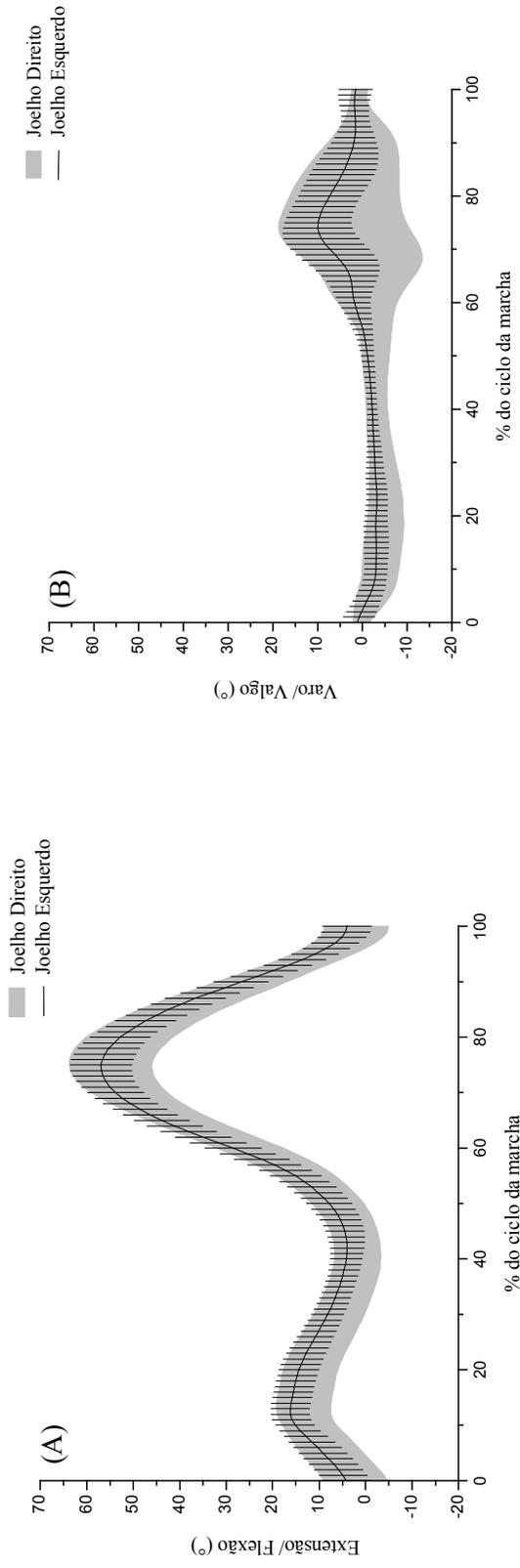


Figura 2. Curva média e desvio padrão dos movimentos de flexo-extensão (A) e varo-valgo (B) dos joelhos direito e esquerdo de todos os indivíduos avaliados.

A análise da Figura 2 permite identificar, para flexo-extensão, uma diferença angular entre os joelhos direito e esquerdo presente em todo o ciclo da marcha, entretanto não há diferença no padrão dinâmico da curva de movimento. Para o varo-valgo, além da diferença angular entre os joelhos direito e esquerdo, as curvas de movimento apresentam padrão dinâmico distinto, principalmente, na fase de balanço (60-100% do ciclo da marcha); indicando maior variabilidade deste movimento quando comparado à flexo-extensão.

Os resultados da Tabela 1 indicam que o ângulo limite e o índice absoluto de simetria (ASI) foram concordantes em relação ao movimento de flexo-extensão, visto que os dois métodos indicaram que há assimetria angular apenas na flexão máxima dos sujeitos 1 e 6, sendo que os demais indivíduos foram considerados simétricos tanto para flexão máxima como para a amplitude de movimento.

Entretanto, para o movimento de varo-valgo temos que o ângulo limite identificou 3 sujeitos assimétricos tanto para o valgo máximo como para a amplitude de movimento, já o índice absoluto de simetria (ASI) considerou que todos os indivíduos eram assimétricos para o valgo máximo e 8 dos 9 sujeitos eram assimétricos para amplitude de movimento.

Tabela 1. Diferenças angulares (°) entre os joelhos direito e esquerdo (Ângulo Limite) e Índice Absoluto de Simetria (ASI) em porcentagem (%) aplicado a cada indivíduo para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo.

Sujeitos	Flexo-extensão						Varo-valgo					
	Ângulo Limite (°)		ASI (%)		Ângulo Limite (°)		ASI (%)		Amplitude		Amplitude	
	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude
1	6,9*	4,4	12,9*	8,2	13,2 [▲]	12,7 [▲]	45,9*	41,2*				
2	4,1	1,5	6,7	2,5	8,1 [▲]	7,2 [▲]	55,7*	41,1*				
3	1,1	2,9	1,9	5,2	6,8	1,8	147,6*	15,5*				
4	1,5	4,3	2,5	7,6	1,4	0,2	19,7*	1,7				
5	4,2	5,0	6,4	8,2	6,1	1,7	225,5*	12,8*				
6	7,9*	3,1	16,4*	5,6	5,2	2,1	67,5*	14,1*				
7	4,2	1,1	9,9	2,5	4,6	2,4	24,3*	11,0*				
8	0,6	4,3	0,9	6,7	11,2 [▲]	10,6 [▲]	128,9*	69,6*				
9	2,4	1,1	4,4	2,2	5,9	3,3	332,2*	30,1*				

*diferenças angulares superiores a 5,2° para o movimento de flexo-extensão,

[▲]diferenças angulares superiores a 6,8° para o movimento de varo-valgo,

• índice absoluto de simetria superior a 10% tanto para flexo-extensão como para o varo-valgo.

Os resultados do teste t pareado aplicado para comparar as diferenças angulares entre os joelhos direito e esquerdo estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Valores angulares médios ($^{\circ}$) e desvio padrão da máxima flexão e da amplitude de movimento dos joelhos direito (D) e esquerdo (E) para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo durante a marcha.

	Flexo- Extensão		Varo-Valgo	
	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude
Joelho D	57,2 \pm 6,6	55,5 \pm 5,7	11,9 \pm 7,2	16,5 \pm 5,6
Joelho E	55,3 \pm 9,0	56,4 \pm 6,8	9,1 \pm 11,5	16,3 \pm 8,3

▲ diferença estatística significativa entre os joelhos direito e esquerdo (teste t pareado $p < 0,05$)

A partir da Tabela 2, verifica-se que as diferenças angulares médias entre os joelhos, direito e esquerdo, tanto para o movimento de flexo-extensão como para o movimento de varo-valgo foram de pequena magnitude; em torno de $1,9^{\circ}$ para o ângulo máximo e $0,9^{\circ}$ para a amplitude de movimento de flexo-extensão e $2,8^{\circ}$ para o ângulo máximo e $0,2^{\circ}$ para a amplitude de movimento de varo-valgo. Além disso, nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada para todas as condições avaliadas. Contudo, observa-se uma grande variabilidade dos movimentos de varo-valgo identificada pelo alto desvio padrão apresentado por esse movimento.

2.4 DISCUSSÃO

O ângulo limite proposto por Maupas et al.(1999), o índice absoluto de simetria e a análise estatística apresentaram resultados similares quando os movimentos do plano sagital foram avaliados, entretanto, o mesmo não ocorreu para o plano frontal. O índice absoluto de simetria com limite de 10% não foi um método capaz de distinguir os

indivíduos simétricos e assimétricos para os movimentos do plano frontal, já que considerou praticamente todos os sujeitos assimétricos, mesmo quando as diferenças angulares entre os joelhos não foram superiores a $1,4^\circ$.

A limitação desse índice em analisar os movimentos de varo-valgo provavelmente, se deve a pequena amplitude de movimento desse plano. Isso porque, para o cálculo do ASI, os valores médios do movimento são aplicados no denominador da equação e como esses valores apresentam pequena magnitude, o índice acaba sendo superestimado.

A análise estatística também não se mostrou um bom método para avaliar o plano frontal, pois como compara as médias angulares dos joelhos direito e esquerdo de todos os indivíduos, mascara a variabilidade intra e inter sujeitos e os movimentos são considerados simétricos mesmo na presença de grandes diferenças individuais (indivíduos 1 e 8).

Dentre os métodos utilizados para classificar a simetria/assimetria angular dos movimentos do joelho, o critério utilizado por Maupas et al. (1999) conseguiu identificar a presença de simetrias/assimetrias tanto no plano sagital como no plano frontal. Além de realizar uma classificação sujeito a sujeito o que preserva a variabilidade intra e inter sujeitos.

Diante disso, a discussão da simetria/assimetria angular foi realizada a partir dos resultados do critério proposto por Maupas et al. (1999). Esses resultados indicaram simetria angular dos joelhos direito e esquerdo para os movimentos do plano sagital, achados que estão de acordo com alguns estudos prévios (Kettelkamp et al., 1970; Chao et al., 1983; Hannah et al., 1984; Karamanidis et al., 2003) que também avaliaram a simetria angular dos movimentos do joelho.

Entretanto, esses resultados são distintos dos obtidos por Maupas et al., (1999, 2002) que observaram assimetria angular dos joelhos direito e esquerdo para os movimentos de flexo-extensão. As possíveis justificativas para essa divergência são: o critério de seleção dos indivíduos, visto que os sujeitos desta pesquisa não apresentavam alterações posturais dos joelhos clinicamente notáveis e o registro da posição de referência do equipamento que foi realizada de forma distinta nos estudos.

O ângulo limite identificou assimetrias angulares entre os joelhos direito e esquerdo para o máximo ângulo de valgo (33,3% dos sujeitos) e para a amplitude de movimento de varo-valgo (33,3% dos sujeitos) de alguns sujeitos. Kettelkamp et al., (1970), Hannah et al., (1984) e Reinschmidt et al. (1997) também encontraram assimetrias e variabilidade entre os joelhos para esse plano de movimento.

Contudo, esses resultados do plano frontal devem ser interpretados com cautela, visto que esse é um movimento de pequena magnitude e há dificuldade em obtê-lo com marcadores fixados na pele ou através de eletrogoniômetros (Freeman e Pinskerova, 2005). Além disso, algum efeito crosstalk do sensor pode ser esperado, isto é, o registro errôneo dos movimentos de varo-valgo durante os movimentos de flexo-extensão, e vice-versa, podendo ocorrer por três razões: (1) desvios mecânicos nas propriedades geométricas dos elementos sensíveis do goniômetro; (2) mau alinhamento de um dos terminais, resultando na rotação axial do goniômetro; (3) fixação do goniômetro fora do plano principal de movimento. Provavelmente, o crosstalk de maior influência para esse estudo é o primeiro tipo, visto que ele ocorre em grandes amplitudes de movimento de flexo-extensão, ou seja, durante a fase de balanço da marcha (Hansson et al., 1996; Hasson et al., 2004).

2.5 CONCLUSÃO

Dentre os métodos utilizados para a análise da simetria angular, concluímos que o índice absoluto de simetria e a análise estatística podem ser empregados quando os movimentos do plano sagital são avaliados. Entretanto, quando além dos movimentos do plano sagital, os do plano frontal também precisam ser analisados, o ângulo limite se mostrou mais eficaz na identificação de simetrias/assimetrias.

Os resultados aqui relatados corroboram com a existência de simetria angular do joelho durante a marcha nos planos sagital e frontal. Entretanto, os movimentos do plano frontal apresentaram maior variabilidade do que os movimentos do plano sagital. Contudo, essa constatação deve ser interpretada com cautela visto que algum efeito crosstalk do sensor pode estar contribuindo para a variabilidade observada nesse plano de movimento.

3. ESTUDO II

**EFEITO DAS VARIÁVEIS SENSOR, COLETA E ARTICULAÇÃO DO
JOELHO NOS REGISTROS ELETROGONIOMÉTRICOS DA MARCHA.**

3.1 INTRODUÇÃO

Fisioterapeutas requerem métodos quantitativos, confiáveis e precisos para avaliar lesões, incapacidades, danos e também para determinar resultados da reabilitação. Devido a sua praticidade, eletrogoniômetros flexíveis têm sido usados para registrar movimentos funcionais (Smutz et al., 1994; Åkesson et al., 1997; Rowe et al., 2000; Hansson et al., 2001; Juul-Kristensen et al., 2001; Arvidsson et al., 2008). Entretanto, diferentes fontes de variação podem afetar a acurácia e a precisão das medidas, entre elas: diferentes características dos goniômetros individuais, mau alinhamento dos terminais em relação aos planos de movimento, limitada reprodutibilidade da aplicação dos terminais, definição vaga do que poderia levar a registros imprecisos da posição de referência (Hansson et al., 1996; Rowe et al., 2001; Shiratsu e Coury, 2003), e diferenças entre articulações bilaterais, tais como os joelhos durante a marcha normal (Hannah et al., 1984; Maupas et al., 2002).

Para estimar a variação devido às várias fontes, particularmente sensores, procedimentos e a articulação do joelho, diferentes caminhos para isolar cada efeito devem ser considerados. Uma possibilidade para determinar o efeito dos sensores seria registrar o mesmo joelho, usando diferentes sensores na mesma coleta (por exemplo, dois goniômetros do mesmo modelo fixados um ao outro através de fita adesiva dupla face), isto é, durante medidas simultâneas. Para avaliar a diferença entre os movimentos dos joelhos direito e esquerdo, a coleta de dados poderia ser simultânea usando diferentes sensores, ou consecutiva usando o mesmo sensor. Desse modo, seria possível decidir se é preferível usar diferentes sensores na mesma coleta de dados (simultânea), ou usar o mesmo sensor em dois diferentes registros (consecutivos) para alcançar a menor variação.

Assim, o objetivo deste estudo foi quantificar a variação e comparar o efeito de diferentes fontes de variação para os registros eletrogoniométricos da marcha: os sensores, os procedimentos (coletas) e a articulação do joelho.

3.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

Oito homens saudáveis ($21,6 \pm 3,5$ anos; 170 ± 3 cm; $66,4 \pm 7,0$ kg) participaram do estudo. Eles não apresentavam lesões musculoesqueléticas, doenças do equilíbrio ou sintomas. Sujeitos que apresentavam qualquer desvio postural dos membros inferiores, identificado na avaliação postural realizada por um fisioterapeuta treinado, foram excluídos para assegurar apenas a inclusão de indivíduos que apresentavam membros inferiores simétricos. Além disso, como os registros dos eletrogoniômetros são antropométrico dependente, os sujeitos foram selecionados com a altura variando entre 165-175 cm. Sessenta homens saudáveis foram avaliados para selecionar os oito sujeitos que foram finalmente incluídos no estudo, visto que foi difícil encontrar indivíduos que atendessem ao nosso restrito critério de inclusão. Este estudo foi desenvolvido com aprovação do Comitê de Ética para Investigação em Humanos (Protocolo 035/04) e os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Equipamentos

Os movimentos de flexo-extensão (F/E) e varo-valgo (V/V) foram registrados usando dois eletrogoniômetros biaxiais flexíveis (M110, Biometrics Ltd., Gwent, UK,

nomeados sensores A e B) e uma unidade de aquisição (Data Logger 1001, Biometrics Ltd.). A frequência de aquisição de dados foi de 1000 Hz.

Procedimentos

Para duas das três coletas, registros bilaterais de F/E e V/V foram realizados; um dos goniômetros (A ou B) foi fixado na face lateral de cada joelho com os sujeitos em pé, em posição anatômica. O centro da linha interarticular foi considerado a referência comum para a perna e para a coxa. O centro da mola do sensor foi coincidente com esta linha e os terminais foram alinhados ao eixo da coxa e da perna, tendo o trocânter maior do fêmur e o maléolo lateral como pontos de referência. Para evitar crosstalk cinemático, os sensores foram alinhados ao eixo de flexão “verdadeiro” (Coury et al., 2006) e um fisioterapeuta foi responsável pela fixação dos sensores. A área que recebeu os sensores foi marcada com caneta demográfica para permitir a reprodução precisa dos terminais nas coletas seguintes. Os ângulos do joelho durante a postura em pé (posição anatômica) foram considerados como posição de referência e estes registros foram subtraídos dos registros da marcha subseqüentes. Para a terceira coleta, os goniômetros foram fixados um ao outro usando fita adesiva dupla face (Figura 1) e acoplados ao joelho direito.

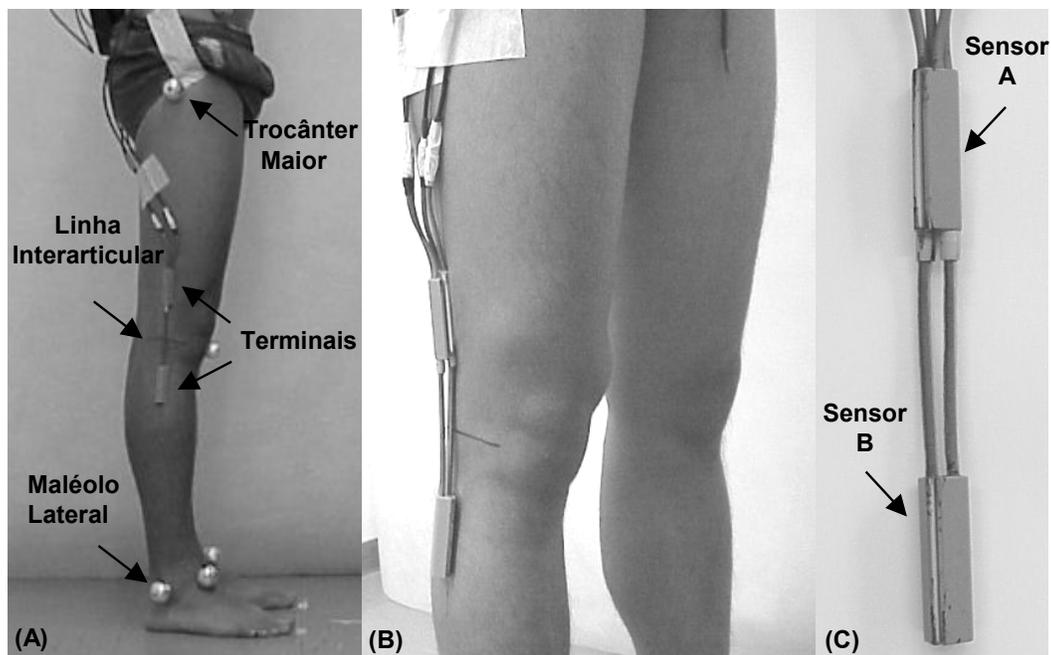


Figura 1. (A) Acoplamento do eletrogoniômetro na primeira e segunda coletas; (B) e (C) Sensores A e B fixados um ao outro e acoplados ao joelho direito na terceira coleta.

Três coletas de caminhada foram realizadas para cada sujeito. A primeira coleta foi realizada com o sensor A fixado no joelho esquerdo (registro AE1) e o sensor B no joelho direito (BD1); a segunda coleta foi registrada com o sensor A acoplado ao joelho direito (AD2) e o sensor B ao joelho esquerdo (BE2); a terceira coleta foi realizada com ambos os sensores A e B fixados no joelho direito (AD3 e BD3, respectivamente). A seqüência de coletas foi randomizada entre os sujeitos e houve uma pausa de cinco minutos entre as coletas. Para cada coleta, depois de registrar a posição de referência, os sujeitos foram gradualmente familiarizados com a caminhada na esteira a 5 km/h e os movimentos do joelho foram registrados durante 90 segundos.

Um teste piloto foi realizado para verificar o efeito da variação devido ao posicionamento do goniômetro. O mesmo fisioterapeuta treinado realizou a palpação e fixou o goniômetro no joelho do indivíduo duas vezes. A máxima variação devido à recolocação dos sensores foi de 1,1° para o movimento de F/E e 3,6° para o movimento de V/V. Schwartz et al. (2004) avaliaram um efeito similar e, embora os autores não

tenham apresentado explicitamente, pode-se inferir dos gráficos que eles encontraram erros $\leq 4^\circ$ para o movimento de F/E e $\leq 2^\circ$ para o movimento de V/V.

Análise dos Dados

O processamento dos dados foi feito usando uma rotina desenvolvida em MatLab versão 6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Através desta rotina, todos os dados foram filtrados usando um filtro passa-baixa, 2ª ordem, Butterworth a 10 Hz. Os registros foram divididos em passadas, definidas como o tempo entre dois toques de calcanhar consecutivos, isto é, o primeiro mínimo depois da flexão máxima (Winter, 1984). As 50 passadas centrais (correspondendo a aproximadamente 60s) foram selecionadas para cada joelho e normalizadas no tempo, para ambos F/E e V/V, representadas por 101 pontos de dados. Curvas médias de F/E e V/V foram derivadas destas 50 passadas e usadas para o procedimento de análise.

Destes dados, sete diferenças foram derivadas: uma medida para comparar os sensores A e B (AD3 – BD3); duas medidas para comparar as coletas 1 e 2 (incluindo a variação devido ao sensor: BD1 – AD2 e AE1 – BE2); e quatro medidas para comparar os joelhos direito e esquerdo (incluindo a variação devido ao sensor: BD1 – AE1, AD2 – BE2, e a variação devido à coleta: AD2 – AE1 e BD1 – BE2).

Para cada comparação descrita acima, o valor médio da diferença entre as curvas para os 101 pontos de dados foi calculado. Este valor foi considerado como offset e subtraído de cada um dos 101 pontos de uma curva. Em virtude disso, qualquer diferença sistemática na F/E e V/V, entre os dois registros comparados, foi desprezada.

Após a subtração do offset, para obter a medida resumida da diferença, o desvio padrão médio (DP) foi calculado de acordo com a fórmula abaixo (James, 2004).

$$DP_{m\u00e9dio} = \left(\frac{\sum_{i=1}^k DP_i^2}{k} \right)^{\frac{1}{2}}$$

onde $DP_{m\u00e9dio}$ \u00e9 a m\u00e9dia dos desvios padr\u00e3o individuais, isto \u00e9, de todos os 101 pontos ($K = 101$) que comp\u00f5e a curva, e DP_i \u00e9 o desvio padr\u00e3o de cada um dos pontos.

Estes desvios padr\u00e3o foram aplicados para comparar as diferentes fontes de varia\u00e7\u00e3o. Para estimar as varia\u00e7\u00f5es isoladas devido \u00e0 coleta e ao joelho, os DP compostos (DP da coleta incluindo a varia\u00e7\u00e3o devido ao sensor e DP do joelho incluindo a varia\u00e7\u00e3o devido ao sensor ou \u00e0 coleta) foram transformados em vari\u00e2ncias e seus componentes isolados. Assim, os DP compostos foram elevados ao quadrado e os DP ao quadrado do sensor ou da coleta (DP isolados) subtra\u00eddos. Estes c\u00e1lculos foram baseados em duas compara\u00e7\u00f5es para coleta (coleta mais sensor para os joelhos direito e esquerdo, condi\u00e7\u00f5es: BD1 - AD2 e AE1 - BE2) e em quatro compara\u00e7\u00f5es para a articula\u00e7\u00e3o do joelho (articula\u00e7\u00e3o do joelho mais sensores A e B, e articula\u00e7\u00e3o do joelho mais coletas 1 e 2, condi\u00e7\u00f5es: BD1 - AE1, AD2 - BE2, AD2 - AE1 e BD1 - BE2). A raiz quadrada foi ent\u00e3o derivada, resultando em DP estimados para a varia\u00e7\u00e3o devido \u00e0s coletas e \u00e0 articula\u00e7\u00e3o do joelho. Como os dados n\u00e3o apresentaram distribui\u00e7\u00e3o normal, o teste de Kruskal Wallis foi aplicado para avaliar as diferen\u00e7as entre as condi\u00e7\u00f5es sensor, coleta e articula\u00e7\u00e3o do joelho para os movimentos de F/E e V/V. O teste post-hoc de Dunn foi empregado quando diferen\u00e7as estat\u00edsticas foram identificadas.

3.3 RESULTADOS

Os oito sujeitos e as tr\u00eas coletas apresentaram em m\u00e9dia um pico de amplitude de $53,3^\circ$ (DP $1,5^\circ$) para a F/E, um pico de flex\u00e3o de $56,2^\circ$ ($1,6^\circ$) e um pico de extens\u00e3o

de $2,9^\circ$ ($1,3^\circ$). Os movimentos de V/V apresentaram menor magnitude: um pico de amplitude de $12,0^\circ$ ($1,7^\circ$), um pico de valgo de $9,5^\circ$ ($2,7^\circ$) e um pico de varo de $-2,5^\circ$ ($1,5^\circ$). Os picos de flexão e valgo aconteceram durante a fase de balanço e os picos de extensão e varo ocorreram durante a fase de apoio da marcha.

As Figuras 2 e 3 apresentam as curvas das diferenças para cada sujeito e comparação. Para todas as comparações, a variação foi, em geral, maior para o V/V do que para F/E. Para ambos F/E e V/V, e todas as comparações, as diferenças foram mais acentuadas durante a fase de balanço, isto é, 60-100% da passada. A comparação dos sensores A e B (AD3 - BD3) para os movimentos de F/E e V/V apresentou o menor desvio dos valores zero e as curvas da articulação do joelho (mais sensor e mais coleta) apresentaram o maior desvio de zero, especialmente para os movimentos de V/V. Alguns sujeitos apresentaram uma diferença entre os joelhos direito e esquerdo, a qual, para todas as combinações articulação do joelho mais coleta e articulação do joelho mais sensor, foi evidente no gráfico. Por exemplo, a Figura 3 mostra que, no início da fase de balanço (aproximadamente 70% da passada), o ângulo de valgo para o joelho direito é aproximadamente 15° maior do que para o joelho esquerdo para o sujeito 7. Uma diferença de magnitude similar, mas na direção inversa e posteriormente na fase de balanço, pode ser vista para o sujeito 1.

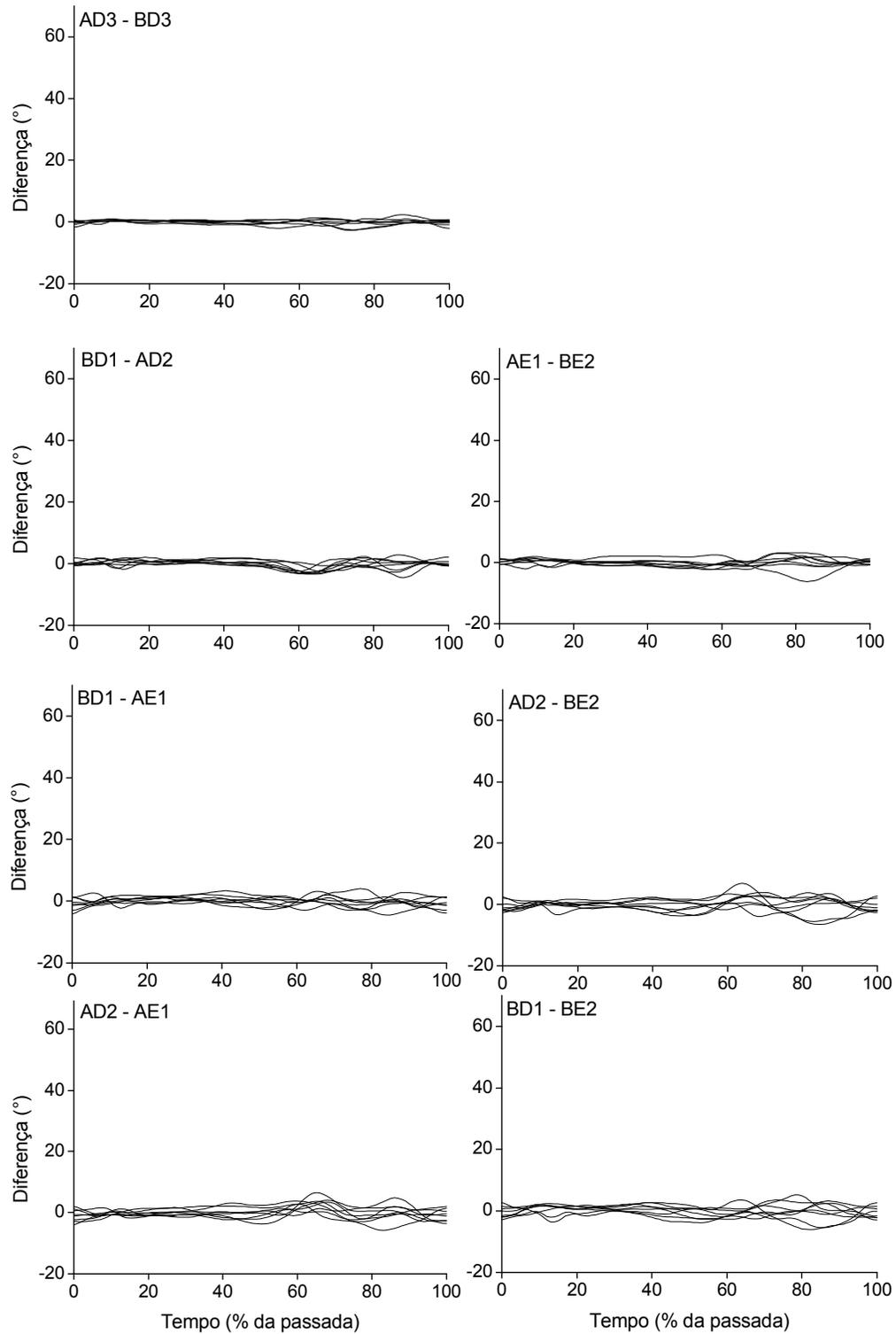


Figura 2. Gráficos da curva da diferença de todos os sujeitos para cada comparação no movimento de flexo-extensão do joelho durante a marcha.

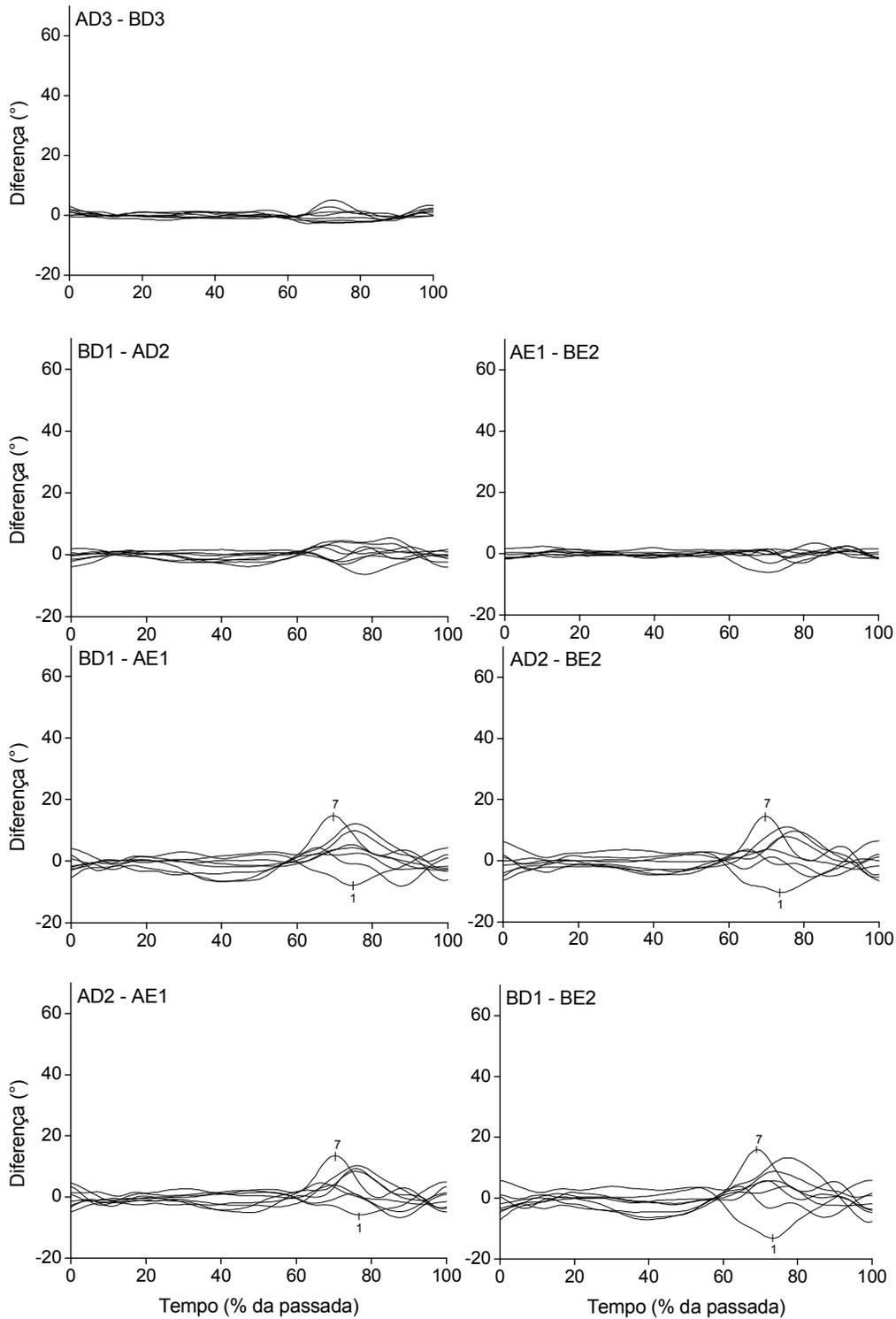


Figura 3. Gráficos da curva da diferença de todos os sujeitos para cada comparação no movimento de varo-valgo do joelho durante a marcha. Nas comparações relacionadas a articulação do joelho (articulação do joelho mais sensor e articulação do joelho mais coleta) é possível identificar os sujeitos 1 e 7 com as diferenças identificadas.

Todas as fontes de variação estão apresentadas na Figura 4. Em geral, o sensor apresentou a menor fonte de variação para ambos F/E e V/V. A variação devido à coleta mostrou maior oscilação dos valores do que a variação devido ao sensor. Para a F/E estas variações foram aproximadamente iguais, enquanto que para o V/V, a variação devido à coleta foi menor do que a variação devido ao sensor, para a maioria dos sujeitos. Como esperado, a variação para a variável coleta mais sensor foi maior do que para o sensor e para a coleta isolados, exceto em alguns casos provocados por efeitos randômicos. A variação devido à articulação do joelho apresentou os maiores valores e foi, em geral, consideravelmente, maior para o V/V do que para a F/E. É lógico que as variações combinadas (articulação do joelho mais sensor e articulação do joelho mais coleta) foram maiores do que as variações isoladas da articulação do joelho. Entretanto, essas diferenças foram menores, especialmente para o V/V, isto é, a relativa influência do sensor e da coleta no registro da variação do joelho foi menor.

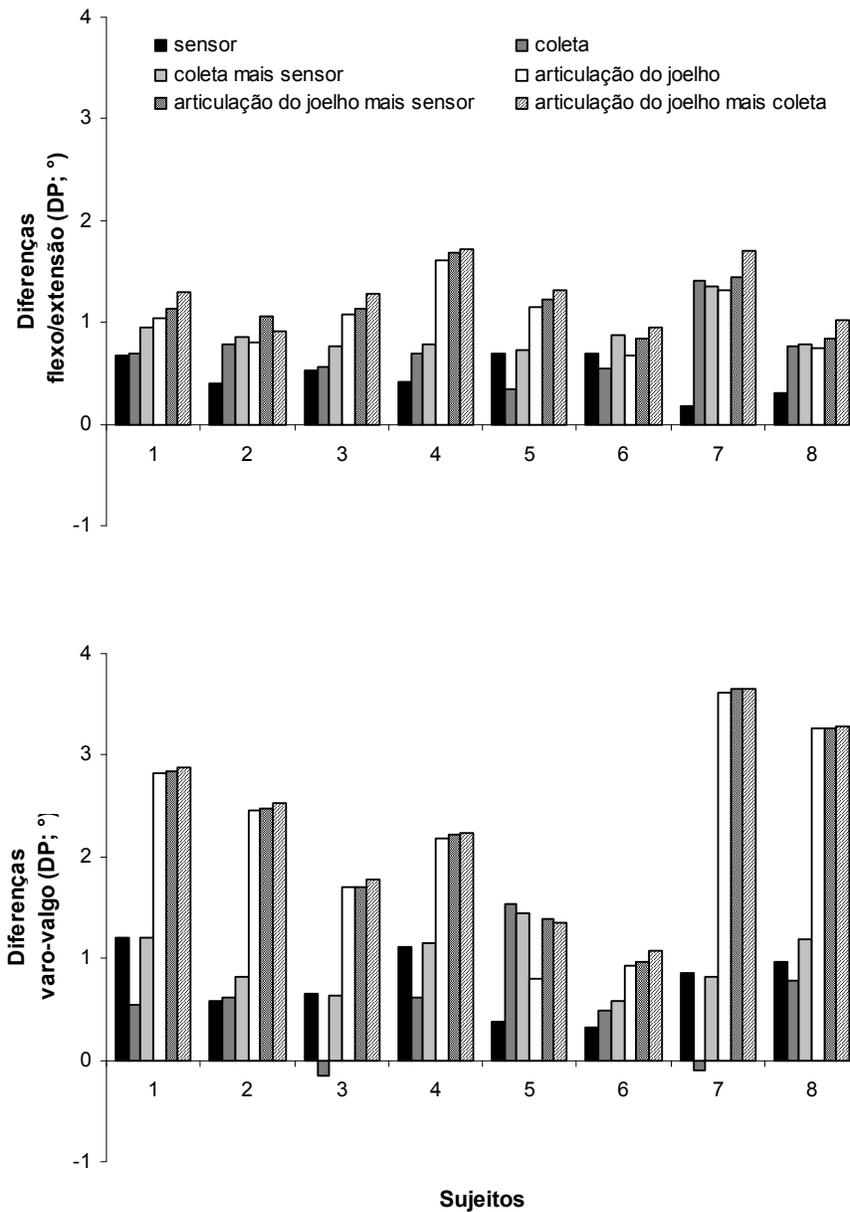


Figura 4. Desvios padrão (DP, °) compostos (coleta mais sensor, articulação do joelho mais sensor e articulação do joelho mais coleta) e isolados (sensor, coleta e articulação do joelho) para movimentos de flexo-extensão e varo-valgo para cada sujeito.

A Tabela 1 mostra que a variação do sensor para F/E foi menor do que para a coleta (estatisticamente não significante), enquanto que a variação devido à articulação do joelho foi maior do que devido à coleta, e significativamente maior do que a variação

devido ao sensor ($p < 0,05$). Para o V/V, a variação devido à coleta apresentou o menor valor de variação e a variação devido à articulação do joelho foi significativamente maior do que a variação devido ao sensor ($p < 0,05$) e à coleta ($p < 0,05$).

Tabela 1. Variações (DP; °) devido ao sensor, à coleta e à articulação do joelho. Os valores médios dos oito sujeitos para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo estão apresentados abaixo. A análise de variância não paramétrica foi aplicada, e se significativa ($p < 0,05$), o teste de Dunn foi aplicado para identificar as diferenças significantes (*) entre sensor, coleta e articulação do joelho.

			sensor	coleta	articulação do joelho
Flexo/Extensão	Média DP médio		0.48	0.72	1.05
	Teste Dunn	<i>sensor</i>	-	NS	*
		<i>coleta</i>	NS	-	NS
Varo/Valgo	Média DP médio		0.76	0.54	2.22
	Teste Dunn	<i>sensor</i>	-	NS	*
		<i>coleta</i>	NS	-	*

3.4 DISCUSSÃO

A variável articulação do joelho teve maior influência em determinar a variação nos resultados do que os sensores e as coletas para a maioria dos sujeitos. Da mesma forma, a variação foi muito maior entre a articulação do joelho para o movimento de V/V do que para o movimento de F/E. Para todas as fontes, a variação foi, em geral, maior para a fase de balanço do que para a fase de apoio.

Sensores individuais do mesmo modelo podem produzir diferentes resultados num protótipo, no qual nenhuma outra fonte de variação geralmente presente nas

situações funcionais ocorre. Shiratsu and Coury (2003) relataram 3° de diferença entre sensores individuais (Biometrics Ltd.; XM150B) quando estes foram fixados num protótipo que reproduziu amplitudes completas para os movimentos de F/E e desvios. No presente estudo, as variações (em DP) introduzidas pelos sensores variaram entre 0,48° e 0,76°. Estes resultados são consistentes com os resultados do estudo mencionado acima se considerarmos que diferentes métodos foram utilizados para caracterizar as diferenças entre os sensores nos dois estudos. Entretanto, algum efeito crosstalk do sensor pode ser esperado.

Crosstalk, isto é, o registro errôneo dos movimentos de V/V durante os movimentos de F/E, e vice-versa, pode ocorrer por três razões: (1) desvios mecânicos nas propriedades geométricas dos elementos sensíveis do goniômetro; (2) mau alinhamento de um dos terminais, resultando na rotação axial do goniômetro; (3) fixação do goniômetro fora do plano principal de movimento. O *primeiro tipo de crosstalk* é uma propriedade inerente (impressão digital do sensor) do goniômetro individual e de significância apenas para grandes amplitudes de F/E. Este erro presumivelmente contribui para a diferença entre sensores observada nos movimentos de V/V durante grandes amplitudes de movimento de flexo-extensão, isto é, durante a fase de balanço. O *segundo tipo de crosstalk* ocorrerá se o terminal da perna não estiver alinhado ao plano sagital. Neste caso, movimentos puros de F/E provocarão um registro errôneo de V/V, o qual é proporcional à amplitude de F/E (Hansson et al., 1996). O conhecimento prévio desta potencial fonte de erro foi a razão para a fixação rigorosa e cuidadosa dos terminais usados no presente estudo. Entretanto, para a comparação entre as articulações do joelho, o efeito do posicionamento do eletrogoniômetro não pode ser desprezado. O *terceiro tipo de crosstalk* ocorrerá se ambos os terminais estiverem mal alinhados em relação ao plano sagital. Considerando a colocação do goniômetro no

plano frontal (isto é, na frente ou atrás do joelho), embora isto não seja praticamente possível, o ângulo de F/E aparecerá no canal que registra o ângulo de V/V quando o goniômetro é colocado no plano sagital. Portanto, a colocação dos goniômetros em qualquer plano intermediário entre os planos sagital e frontal resultará em crosstalk. Por exemplo, para obter um registro errôneo de 12° de V/V numa amplitude de 56° de F/E é necessário um mau alinhamento de 26° de um dos terminais (Hansson et al., 2004).

Uma outra fonte de variação é a ocorrência de *artefatos de tecido mole* devido ao relativo deslocamento entre a colocação do eletrogoniômetro e as referências anatômicas usadas para representar o ângulo articular na posição estática (Isacson et al., 1986; Ishii et al., 1997; Rowe et al., 2001). Além disso, quaisquer diferenças entre os terminais serão compensadas pelo registro da posição de referência (subtraindo os ângulos de F/E e V/V dos registros subseqüentes), desde que estas diferenças angulares não se alterem. Uma possibilidade para reduzir a influência das mudanças locais é realizar uma “média espacial” por aplicar uma placa ou régua ao longo da coxa e da perna (Rowe et al., 2001).

A repetitividade dos movimentos do joelho é claramente dependente da estabilidade e adaptabilidade articular (Heiderscheit, 2000). Além disso, como a amplitude de movimento de V/V é pequena (Chao et al., 1983; Xue et al., 1996; Reinschmidt et al., 1997; Benoit et al., 2007) pode ser fortemente influenciada por características anatômicas e funcionais (Ramsey e Wretenberg, 1999; Claiborne et al., 2006). Aspectos individuais analisados aqui como a variação da articulação do joelho, introduziram a maior fonte de variação. Entretanto, estes resultados devem ser cuidadosamente interpretados, já que esta variação é próxima à variação devido ao posicionamento do goniômetro (como apresentado na seção Métodos). Outro aspecto a ser considerado como tendo influência na cinemática da marcha são as diferenças

individuais, entre elas idade e gênero (Kettelkamp et al., 1970; Gundersen et al., 1989; Benedetti et al., 1998; Maupas et al., 1999; Sadeghi et al., 2000), as quais foram controladas no presente estudo. Além disso, a dominância lateral também tem sido considerada como tendo alguma influência na cinemática da marcha, entretanto, este aspecto ainda permanece controverso (Gundersen et al., 1989; Maupas et al., 1999; Sadeghi et al., 2000).

3.5 CONCLUSÃO

A variação introduzida por diferentes sensores do mesmo modelo aplicados numa mesma coleta foi menor do que a variação introduzida pelos movimentos registrados em duas coletas consecutivas usando o mesmo sensor. Ainda, a variação introduzida pela diferença entre as articulações do joelho foi maior do que a variação introduzida pelos sensores e pelas coletas, e a magnitude dessa diferença é próxima a variação devido ao reposicionamento do sensor. Assim, é preferível usar diferentes sensores na mesma coleta de dados (simultânea) do que usar o mesmo sensor em dois diferentes registros (consecutiva).

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em termos gerais, concluímos através do Estudo I que dentre os critérios de classificação da simetria, o critério proposto por Maupas se mostrou mais adequado quando os movimentos do plano sagital e frontal precisam ser avaliados. Em relação à simetria, os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo do joelho se mostraram simétricos durante a marcha de indivíduos sem lesão, entretanto os movimentos do plano frontal apresentaram maior variabilidade. Contudo, a variabilidade dos movimentos de varo-valgo pode ter ocorrido devido ao efeito crosstalk. O ideal é que estudos futuros que tenham por objetivo avaliar a simetria do plano frontal possam minimizar o crosstalk através de equações de correção propostas recentemente (Sato et al., 2008).

O estudo II demonstrou que dentre as fontes de variação estudadas (sensor, coleta e articulação do joelho) a variação introduzida pela diferença entre as articulações do joelho foi maior do que a variação introduzida por sensores e coletas, sendo que os sensores foram a menor fonte de variação. Com esses resultados, a melhor forma de aquisição de dados é usar diferentes sensores na mesma coleta de dados (simultânea) ao invés de usar o mesmo sensor em dois registros diferentes (consecutiva). Além disso, destaca-se que a variação devido à diferença entre as articulações do joelho tem magnitude próxima à variação devido ao reposicionamento do sensor, demonstrando que o acoplamento de sensores do eletrogoniômetro deve ser cuidadoso e padronizado visto que essa é uma fonte de variação de grande magnitude e que pode influenciar a interpretação dos resultados.

Além dos dois estudos descritos nessa dissertação, foram realizados projetos paralelos nesse período, que resultaram em três artigos publicados em revistas nacionais e internacionais: 1) “Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction” (Anexo V), 2) Indivíduos que apresentam diferença estática entre os joelhos também apresentam diferença durante a marcha? (Anexo VI), 3) Reliability of intra- and inter-rater palpation discrepancy and estimation of its effects on joint angle measurements (Anexo VII).

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Åkesson I, Hansson G-Å, Balogh I, Moritz U, Skerfving S. Quantifying work load in neck, shoulders and wrists in female dentists. *Int Arch Occup Environ Health*. 1997; 69: 461-474.
2. Arvidsson I, Hansson G-Å, Mathiassen SE, Skerfving S. Neck postures in air traffic controllers with and without neck/shoulder disorders. *Appl Ergon*. 2008; 39: 255-260.
3. Barker SP, Freedman W, Hillstrom H. A novel method of producing a repetitive dynamic signal to examine reliability and validity of gait analysis systems. *Gait Posture*. 2006; 24: 448-452.
4. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech*. 1998; 13: 204-215.
5. Benoit D, Ramse, DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renstrom P. In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clin Orthop Relat Res*. 2007; 454: 81-88.
6. Buchholz B. e Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *Human Factors*. Massachusetts. 1997; 39: 119-129.
7. Campbell- Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras WS. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clin Biomech*. 2005; 20: 455-464.
8. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*. 1983; 16: 219-233.

9. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006; 22: 41-50.
10. 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.* 2006; 24: 370-374.
11. Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* 2005; 38:197-208.
12. Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ, Snyder-Mackler L. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of relationship between lateral dominance and symmetry. *Phys Ther.* 1989; 69: 640-50.
13. Hannah RE, Morrison JB, Chapman AE. Kinematic symmetry of the lower limbs. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984; 65: 155-158.
14. 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.
15. Hansson G-Å, Balogh I, Byström JU, Ohlsson K, Nordander C, Asterland P, Sjölander S, Rylander L, Winkel J, Skerfving S. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scand J Work Environ Health.* 2001; 27: 30-40.
16. 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.

17. Heiderscheit BC. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech.* 2000; 16: 419-27.
18. Herzog W, Nigg BM, Read LJO, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21: 110-114.
19. Hesse S, Reiter F, Jahnke M, Dawson M, Sarkodie-Gyan T., Mauritz KH. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78: 719-724.
20. Isacson J, Gransberg L, Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *J Biomech.* 1986; 8:627-635.
21. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop.* 1997; 343: 144-150.
22. James CR. Considerations of movement variability in biomechanics research. In: Stergiou N. *Innovative analysis of human movement.* 1^a ed. Champaign: Human Kinetics. 2004; 29-62.
23. Juul-Kristensen B, Hansson G-Å, Fallentin N, Andersen JH, Ekdahl C. Assessment of work postures and movements using a video-based observation method and direct technical measurements. *Appl Ergon.* 2001; 32: 517-524.
24. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootter ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res.* 1989; 7: 849-860.
25. Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann GP. Symmetry and Reproducibility of Kinematic Parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 35: 1009-1016.

26. Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EYS, Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg.* 1970; 52: 775-790.
27. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, Arokoski JPA, Komi P. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike. *The Knee.* 2007; 14: 231-238.
28. Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture.* 2000; 11:46-53.
29. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André JM. Asymmetry leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clin Biomech.* 1999; 14: 403-411.
30. 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: 304-312.
31. Meichtry A, Romkes J, Gobelet C, Brunner R, Müller R. Criterion validity of 3D trunk acceleration to assess external work and power in able-bodied gait. *Gait Posture.* 2007; 25: 25-32.
32. Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech.* 1999; 14: 595-611.

33. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, Stano A. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture*. 1997; 6: 98-109.
34. Rothstein JM. *Measurement in Physical Therapy*. Churchill Livingstone, cap. 1 e 4, 1985.
35. 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*. 2000; 12: 143-155.
36. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy*. 2001; 87: 479-88.
37. Sadegui H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000; 12: 34-45.
38. Sato TO, Gil Coury HJC, Hansson G-Å. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; Article In Press.
39. Schwartz H, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*. 2004; 20: 196-203.
40. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech*. 2003; 18: 682-684.
41. Smutz P, Serina E, Rempel D. A system for evaluating the effect of keyboard design on force, posture, comfort, and productivity. *Ergonomics*. 1994; 37: 1649-1660.

42. Spielholz P. Development of an electrogoniometer calibration procedure for measurement of wrist angle and forearm rotation. *Adv Occup Ergon Saf.* 1998; 499-502.
43. Tesio L, Monzani M, Gatt R, Franchignoni, F. Flexible electrogoniometers: kinesiological advantages with respect to potentiometric goniometres. *Clin Biomechan.* 1995; 10: 275-277.
44. Winter DA. Kinematic and kinetic pattern in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci.* 1984; 3: 51-76.
45. Xue LM, Bo L, Bo Deng, Shi MZ. Normal six-degree-of-freedom motions of knee joint during level walking. *J Biomech Eng.* 1996; 118: 258-261.
46. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech.* 2006; 39: 2792-2797.

6. ANEXOS

6.1 ANEXO I

E-MAIL DE SUBMISSÃO DO ARTIGO

Estudo I: AVALIAÇÃO DA SIMETRIA ANGULAR DO JOELHO, NOS PLANOS SAGITAL E FRONTAL, DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS.

Katia Brandina <katiab@usp.br> para mim

[mostrar detalhes](#) 

Prezados Autores,

Vimos por meio desta comunicar o recebimento do artigo **“SIMETRIA ANGULAR DO JOELHO, NOS PLANOS SAGITAL E FRONTAL, DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS”** em 21/11/2005, de autoria de **“Letícia Carnaz, Patrícia Rios Poletto, Helenice Jane Cote Gil Coury e Gert Hansson”**, o qual recebeu o número de identificação **05/032**, para ser submetido à publicação na RBB/BJB. Quanto ao julgamento, solicitamos aguardar resposta até 90 dias pois, neste momento estamos encaminhando o manuscrito para análise por consultores cadastrados pelo Conselho Editorial da RBB/BJB..

Agradecemos a vossa preciosa colaboração.

Atenciosamente,

Katia Brandina

Secretária Executiva

Revista Brasileira de Biomecânica

6.2 ANEXO II

E-MAIL DE SUBMISSÃO DO ARTIGO

Estudo II: EFFECTS OF SENSOR, TRIAL AND KNEE JOINT, ON
ELECTROGONIOMETRIC GAIT RECORDINGS

----- Forwarded message -----

From: Secretaria Geral <rbfisio-seer@ufscar.br>
Date: Dec 12, 2007 7:51 AM
Subject: [RBFis] Agradecimento pela Submissão
To: Tatiana de Oliveira Sato <tatisato@gmail.com>

Tatiana de Oliveira Sato,

Agradecemos a submissão do seu manuscrito "EFFECTS OF SENSOR, TRIAL AND KNEE, ON ELECTROGONIOMETRIC GAIT RECORDINGS" para Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy. Através da interface de administração do sistema, utilizado para a submissão, será possível acompanhar o progresso do documento dentro do processo editorial, bastando logar no sistema localizado em:

URL do Manuscrito:

<http://www.rbf.ufscar.br/index.php/rbfisio/author/submission/241>

Login: tosato

Em caso de dúvidas, envie suas questões para este email.
Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de transmitir ao público seu trabalho.

Secretaria Geral
Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy

Revista Brasileira de Fisioterapia/
Brazilian Journal of Physical Therapy
<http://www.ufscar.br/rbfisio>

6.3 ANEXO III

ESCLARECIMENTO AO PARTICIPANTE DA PESQUISA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

Rod. Washington Luís, Km. 235- Caixa Postal.676

CEP 13565-905- São Carlos –SP

TEL: (16) 260-8341 – FAX: (16) 261-2081

ESCLARECIMENTO AO PARTICIPANTE DA PESQUISA

TÍTULO DA PESQUISA: Eletrogoniometria flexível: Avaliação da simetria articular e dos efeitos dos sensores, coletas e joelhos nos registros da marcha.

Professor responsável: Prof. Dra. Helenice Jane Cote Gil Coury

Para uma avaliação precisa da função de pacientes submetidos à Fisioterapia para reabilitação de patologias do membro inferior, torna-se necessário comparar os movimentos de articulações como o joelho e tornozelo, que apresentam alterações de movimento, com um padrão ou uma faixa de padrões de movimentos que possam ser representativo do normal ou esperado para esses movimentos. Assim sendo, torna-se necessário construir um banco de dados que reúna características de um conjunto de pessoas sem patologias percebidas ou alterações aparentes, para efeito de caracterização de possíveis padrões “normais”, assim como para a avaliação de possíveis alterações e acompanhamento de programas de tratamento.

Para tal, eu participarei inicialmente de uma entrevista e uma avaliação quanto a possíveis alterações posturais e de saúde geral. Após essa avaliação, caso eu seja considerado apto a participar, vestirei um calção ou sunga e terei alguns pontos anatômicos de meu corpo (trocânter maior do fêmur, maléolo lateral e, linha interarticular do joelho, bordo inferior da patela) demarcados. Essa demarcação visa facilitar a colocação precisa dos sensores em posição correta para o registro. Em seguida dois sensores eletrogoniométricos são acoplados, bilateralmente, próximo à articulação de cada joelho. Após calibragem do equipamento eu realizarei uma breve familiarização nas atividades que devo realizar, a saber: caminhar em esteira (após familiarização) por 1 minuto e meio em velocidade lente (2,5 Km/h) e, outro período similar em velocidade mais elevada (5,0 Km/h). Eventualmente o teste poderá ser repetido em caso de problemas durante a realização. Entendo que o equipamento não causa qualquer sensação (de calor, vibração, etc). Ainda, a possibilidade de ocorrência de problemas ou danos físicos à minha pessoa é desprezível. No entanto, se eu sentir-me cansado ou desconfortável, o teste será interrompido imediatamente. Entendo também, que eu poderei abandonar o teste a qualquer momento que desejar, sem qualquer constrangimento ou implicação, bastando para isso informar ao avaliador sobre essa minha decisão.

A duração total do teste (avaliação, preparo e coleta dos dados) será de aproximadamente 60 minutos.

São Carlos, _____ de _____.

6.4 ANEXO IV

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

	<p>UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA Rod. Washington Luís, Km. 235- Caixa Postal.676 CEP 13565-905- São Carlos –SP TEL: (16) 260-8341 – FAX: (16) 261-2081</p>
---	--

TERMO DE CONSENTIMENTO, FORMAL, LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, abaixo assinado, tendo lido o “Esclarecimento ao Participante da Pesquisa” e sido devidamente esclarecido sobre os objetivos, riscos e demais condições que envolverão minha participação no Projeto de Pesquisa intitulado: Eletrogoniometria flexível: Avaliação da simetria articular e dos efeitos dos sensores, coletas e joelhos nos registros da marcha., coordenado pela Profª Drª Helenice Jane Cote Gil Coury, declaro que tenho total conhecimento dos direitos e das condições que me foram apresentadas e asseguradas, as quais passo a descrever:

1. A garantia de ser informado e de ter respondida qualquer pergunta ou esclarecimento a dúvidas sobre os procedimentos, objetivos, decorrências e riscos referentes às situações da pesquisa a que serei submetido, ainda que isso possa influenciar a minha decisão de nele permanecer;
2. A liberdade de deixar de participar do estudo, a qualquer momento, sem qualquer ônus ou constrangimento;
3. A garantia de que não serei pessoalmente identificado, a despeito da publicação ou divulgação dos dados genéricos do estudo, e que terei resguardada a minha privacidade;
4. O compromisso de que, caso seja necessário, serei ressarcido de eventuais despesas decorrentes da minha participação neste estudo pelos responsáveis pelo projeto.

Declaro, ainda, que estou ciente e concordante com todas as condições que me foram apresentadas e que, livremente, manifesto a minha vontade em participar do projeto supra-mencionado.

São Carlos _____ de _____ de _____.

Nome do Participante (legível)/RG

Assinatura do Participante

6.5 ANEXO V

ARTIGO COMPLETO PUBLICADO NA REVISTA GAIT & POSTURE

Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction

H.J.C.G. Coury^{a,*}, J.S. Brasileiro^a, T.F. Salvini^a,
P.R. Poletto^a, L. Carnaz^a, G.-A. Hansson^b

^aDepartment of Physical Therapy, Universidade Federal de São Carlos,
Km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

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

Received 20 May 2005; received in revised form 21 October 2005; accepted 5 November 2005

Abstract

Knee kinematics after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is of interest in studies evaluating the effect of training programs. Many studies have addressed knee flexion/extension but not valgus/varus movements. Considering that joint stability is a major concern in ACL reconstruction surgery, movements occurring in the frontal plane of the knee also deserve attention. Knee extensor torque was analyzed by an isokinetic dynamometer and the angular amplitudes and velocities of flexion/extension and valgus/varus movements were analyzed by goniometry during gait 9 months after ACL reconstruction. The analysis was repeated after 3 months of eccentric isokinetic training of the quadriceps in five patients. The gait pattern was also recorded for 10 healthy controls. The knee extensor torque and flexion/extension range of movement during gait increased significantly after training. However, an unexpectedly increased valgus, most pronounced during the swing phase, which may imply adverse effects on the knee, was also observed in the ACL reconstructed knee. The recorded valgus angles may however be overestimated due to crosstalk. Thus, the extent of the increased valgus, as well as the mechanisms involved and the functional and clinical implications, need clarification before eccentric training after ACL reconstruction can be generally recommended.

© 2005 Elsevier B.V. All rights reserved.

Keywords: Electrogoniometer; Gait; Torque

1. Introduction

Injury and reconstruction of the anterior cruciate ligaments (ACL) leads to alterations in the kinematic patterns of the knee joint during gait [1,2]. The altered gait pattern may occur as a consequence of weakness of the quadriceps femoris muscle, knee joint swelling, joint tissue derangement or muscle inhibition due to pain [3]. Thus, recovery of knee extensor strength is essential for functional rehabilitation of the limb after ACL reconstruction. Previous studies have shown that functional outcome has a positive correlation with extensor strength indicating muscle strengthening as a

prerequisite for functional recovery after ACL reconstruction [4,5]. The quadriceps muscle strengthening is important because during the first 2 years after ACL reconstruction using patellar tendon autograft this muscle presents a force deficit of 15–20% compared to the uninvolved limb, while no significant differences is found between the hamstring muscles [6]. Recently, it has been suggested that training using eccentric contractions is more effective in this recovery because such training promotes greater changes in neural activation and muscle hypertrophy [7].

Knee kinematics has received little attention in studies evaluating the effect of training programs after ACL reconstruction. Although some studies have evaluated knee flexion/extension movements and tibial translations in deficient/reconstructed ACL patients [1,8–10], none were

* Corresponding author. Tel.: +55 16 3351 8634; fax: +55 16 3361 2081.
E-mail address: helenice@power.ufscar.br (H.J.C.G. Coury).

found reporting on the effect of eccentric training on valgus/varus movements after ACL reconstruction. Considering that joint stability and gait normalization are crucial concerns in ACL reconstruction surgery, effective training should lead to normalization of functional movements occurring in both planes of movement. Thus, this study had the objective of evaluating the effects of eccentric isokinetic training on the sagittal and coronal knee movements during gait, in subjects 9 months after ACL reconstruction.

2. Methods

2.1. Subjects and eccentric training

Five male subjects (age 32 ± 7.8 years; height 173 ± 3 cm; weight 80 ± 14 kg) who had been submitted to ACL reconstruction of the right knee using patellar tendon autograft were recruited 9 ± 1.3 months after surgery. The exclusion

criteria were other associated injuries, pain, or effusion either in the involved or the uninvolved limb. All subjects were performing their daily activities without any restriction. The occupational and recreational activities did not change during the training. Ten healthy male controls (age 21.5 ± 2.8 years; height 168 ± 4 cm; weight 65 ± 5 kg) were included for the recording of knee movements. In selecting these controls, the requirements were that they should present no injuries associated with the knee, equilibrium disorders, or pain. The ACL subjects' involved limb alone was trained in an isokinetic dynamometer twice a week, for 12 weeks. Each training session consisted of 3 series of 10 maximal eccentric isokinetic contractions at an angular velocity of $30^\circ/\text{s}$. Three minutes of rest were given between each series. Both the involved and uninvolved limbs were evaluated before and after 12 weeks of eccentric training, though only the involved knee was trained. All subjects completed the whole program of training. This study was developed with approval from the local Ethics Committee for Human Investigation.

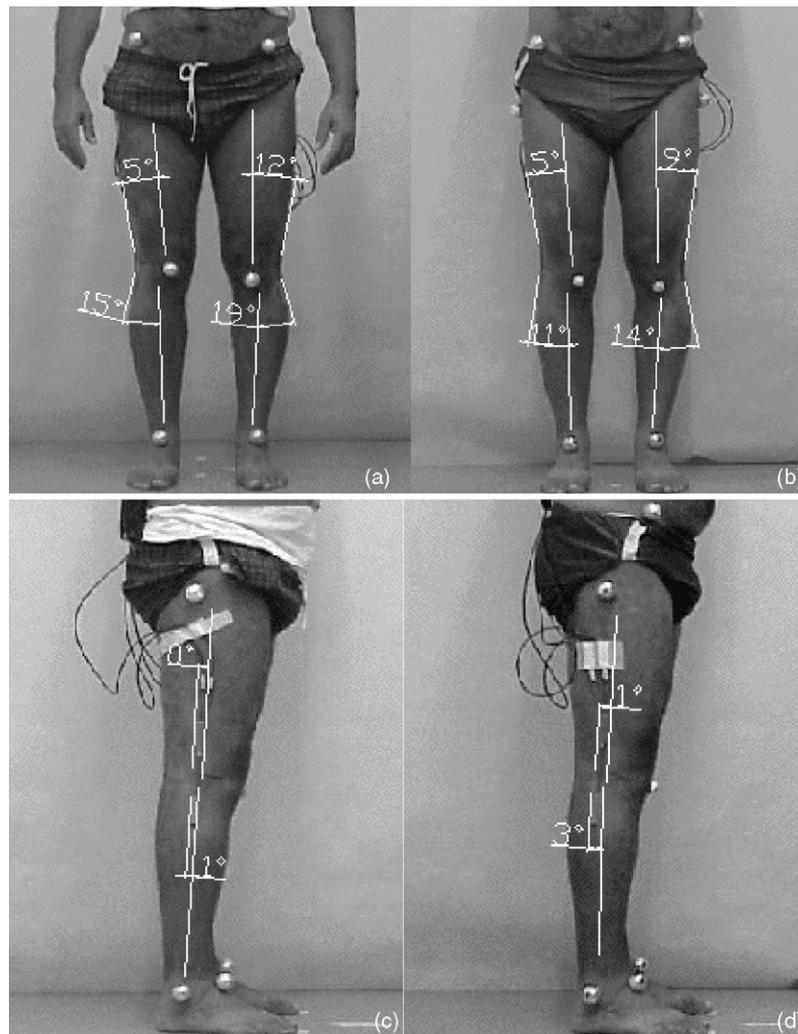


Fig. 1. Frontal (a and b) and lateral (c and d) views of one representative subject before (a and c) and after (b and d) a 12-week eccentric training period. The lines represent the axis of the thigh and the shank, and the long axis of the endblocks of the goniometer, and the angles indicate the misalignment of the endblocks. The right knee is the involved one.

2.2. Knee extensor torque

The subjects warmed up for 5 min on a cycle ergometer and then both the right and left quadriceps muscles were stretched three times (30 s with 30 s rest). Following this, the subjects were seated on the isokinetic dynamometer (Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical Incorporation, New York, NY, USA) with the backrest reclined 10° from vertical and straps fixing the waist and distal thigh. The lateral femoral epicondyle was used as the body landmark for matching the rotation axes of the knee joint and the lever arm of the dynamometer. The dynamometer pad was then fastened around the leg 5 cm proximally to the medial malleolus. Following a series of familiarization contractions, the knee extensor peak torque (PT) was measured for both right and left limbs, preceded by 3 min of rest. The subjects performed five consecutive maximal eccentric isokinetic contractions, without any pause between them, for both the involved and uninvolved limbs, at an angular velocity of 30°/s. The knee was forced by the dynamometer to move through the range of motion from 20° to 90° (0° straight leg). PT was defined as the maximum value achieved during the five contractions.

2.3. Knee movements

Knee flexion/extension and valgus/varus movements were recorded bilaterally using biaxial flexible electrogoniometers and a data logger (M110 and DL 1001, respectively, Biometrics Ltd., Gwent, UK). One goniometer was fixed to the shaved lateral face of each knee when the subjects were standing in a relaxed position, and photos were taken (Fig. 1). The inter-joint line was considered to be the common reference for the leg and thigh. The center of the sensor springs was mounted so as to be coincident with this line, and the two terminals were aligned with the axes of the thigh and leg on the sagittal plane for both segments. In order to avoid the kinematic crosstalk the alignment aimed at the “true” flexion axis [11]. One trained physiotherapist was responsible for attaching the sensors on all subjects in the pre- and post-sessions of measurements. The knee angles during relaxed standing (Fig. 1) were defined as 0° of flexion/extension and valgus/varus, i.e. the goniometer values recorded during relaxed standing were subtracted from the subsequent gait recordings.

While walking on a treadmill at 5.0 km/h, the knee movements were recorded and analyzed for 60 s [12]. The speed was considered comfortable by all the subjects. To avoid spurious data, the 1st and 99th percentiles of the amplitude distributions, rather than the lowest and highest values, were used to represent the maximum flexion/extension and valgus/varus angles during gait.

2.4. Data analysis

For knee torque and movements, differences between pre- and post-training values, for both the involved and

uninvolved knees, as well as differences between the involved and uninvolved knees, both pre- and post-training, were evaluated by paired *t*-tests.

3. Results

The knee extensor torque of the involved limb increased by 25% (from 210 ± 60 to 262 ± 51 N m; *p* = 0.02) after training. The corresponding increase of 7% for the uninvolved limb (from 326 ± 69 to 348 ± 65 N m; *p* = 0.2) was not significant. The difference in extensor torque, between the involved and the uninvolved limbs, decreased from 36% pre-training to 24% post-training.

There was an inherent relationship between the involved and uninvolved knee regarding flexion/extension movements during gait (Table 1). The flexion/extension range of movement (99th–1st percentile) increased after training, and the movement of the uninvolved knee reached the control

Table 1

Flexion/extension and valgus/varus angles and movements, for the right and left knee, during 60 s of walking on a treadmill, at a walking speed of 5.0 km/h

Direction	Angle (°)			Velocity (°/s)
	1st percentile	99th percentile	99th–1st percentile	50th percentile
Flexion/extension				
Right side				
Patients				
Pre-training	–2 (3)	50 (17)	52 (14)	66 (11)
Post-training	0 (2)	57 (3)	57 (3)	69 (8)
Controls	2 (4)	60 (6)	57 (3)	81 (19)
Left side				
Patients				
Pre-training	–1 (3)	51 (11)	51 [#] (9)	75 (5)
Post-training	1 (1)	58 (5)	58 [#] (5)	78 (9)
Controls	–1 (4)	56 (9)	57 (7)	80 (15)
Valgus/varus				
Right side				
Patients				
Pre-training	–3 (2)	9* (4)	12* (3)	20* (4)
Post-training	–2 (2)	21* (8)	24* (8)	35* (9)
Controls	–4 (2)	12 (8)	15 (7)	23 (9)
Left side				
Patients				
Pre-training	–3 (2)	7 (4)	10 (3)	15 (5)
Post-training	–4 (5)	8 (5)	12 (4)	18 (8)
Controls	–7 (5)	8 (9)	15 (6)	22 (9)

Mean value and standard deviation (S.D.) are given for five male patients with anterior cruciate ligament reconstruction of their right knee, and 10 healthy male controls. For the patients, measurements were performed both before (pre) and after a training program (post). For angular data, the 1st and 99th percentiles and also the range of motion (99th–1st percentile) are shown. For velocity data, the 50th percentile is shown. Positive values denote flexion and valgus.

* *p* < 0.05 for difference between pre- and post-training (paired *t*-test).

[#] 0.05 ≤ *p* < 0.1 for difference between pre- and post-training (paired *t*-test).

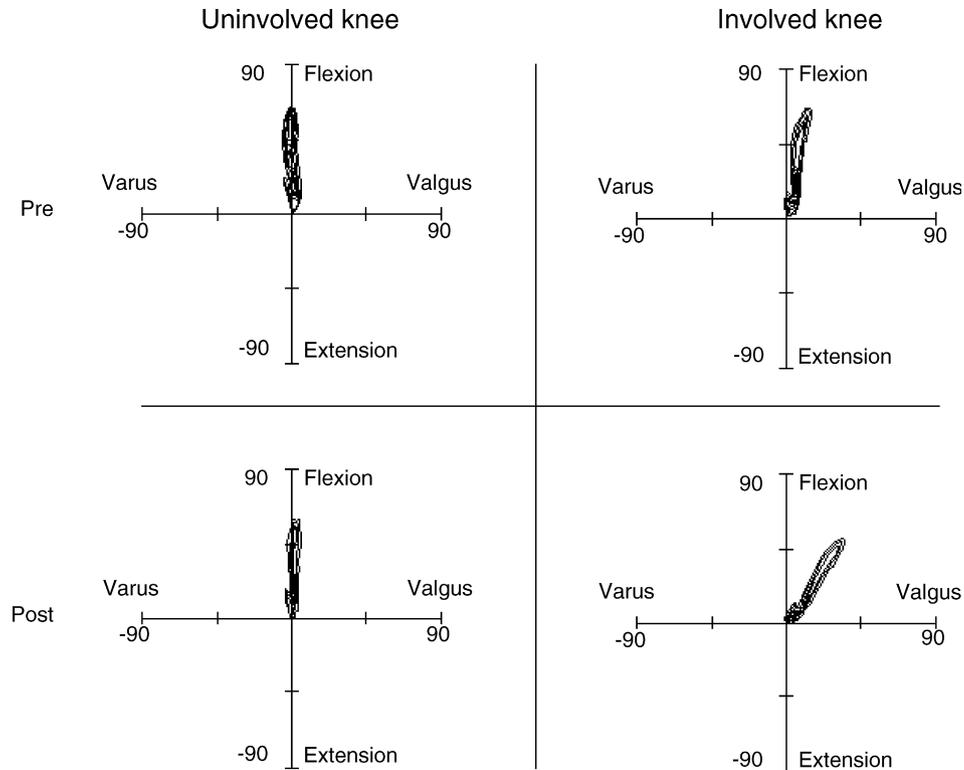


Fig. 2. Representative X–Y plots of flexion/extension vs. valgus/varus angles from one subject (the same as in Fig. 1), for both the involved (right) and uninvolved (left) knee, before (pre) and after (post) a 12-week eccentric training period.

values. Especially for the involved knee, there were considerable interindividual differences regarding knee flexion/extension before training. These differences showed a marked decrease after training (standard deviation decreased from 17° to 3° for the 99th percentile, in the involved knee), thus indicating that, regarding flexion/extension, the patients walked more uniformly and more like the controls, after training.

The valgus angles and velocities increased significantly for the involved knee after training, and greatly exceeded the control values (Table 1). From the X–Y plots of flexion/extension versus valgus/varus angles during gait, it is obvious that the valgus angles increased with the flexion angle, reaching their maximum values during the swing phase of gait (Fig. 2; data from the same subject as Fig. 1).

From the recordings of the flexion/extension and valgus/varus angles versus time, the occurrence of mid-stance was identified based on the flexion/extension angles. In the recordings from the involved knee post-training the valgus/varus angles during mid-stance corresponded to the minimum angles during the gait cycle, i.e. the 1st percentile of the valgus/varus angles represent mid-stance.

4. Discussion

As expected, the eccentric isokinetic training increased the muscle strength. Also, an increase in flexion/extension

movement was observed for both knees. However, an unexpected increase in the valgus amplitude was observed for the involved knee during particularly the swing phase.

The major source of error in the measurements of the knee angles is crosstalk introduced by misalignment of the goniometer endblocks in relation to the axis of the shank and thigh [11,13]. There is no indication of any significant crosstalk in the recordings of the healthy subjects' knee angles, the patients' uninvolved knees, or their involved knees pre-training. However, the high valgus angles in combination with the linear relationship between flexion and valgus for the involved knee post-training focus the alignment of the endblocks on the involved knee post-training. There is no obvious reason to believe that the alignment of the endblock on the shank should change significantly due to the training, but, since the training had a significant effect on the quadriceps muscles, there might be a bulging of the thigh, affecting the alignment of the endblock on the thigh, both in the frontal plane (corresponding to valgus/varus) and the transverse plane (corresponding to rotation). Thus the critical alignment concerns the endblock on the thigh of the involved leg. However, from the photos during standing, no increased misalignment in the frontal plane was observed post-training and, although not possible to verify from the photos, the trained physiotherapist did not note any misalignment in the transverse plane during standing. Although the photos show that there was no increase in misalignment after training during standing, it

cannot be excluded that misalignment may occur, in both the frontal and transverse planes, during walking when quadriceps is activated. However, to achieve the observed valgus angle (21° at 58° of flexion/extension; [Table 1](#)), as an effect of crosstalk, a misalignment of 21° in the frontal plane (at 0° misalignment in the transverse plane), or a misalignment of 42° in the transverse plane (at 0° misalignment in the frontal plane), or a combinations of intermediate misalignments in the two planes [[12](#)] would be necessary. An additional possible source of crosstalk error is that the training may have introduced a rotation of the tibia. We got aware of the numerically high valgus angles when the recordings of the first trained subjects were analyzed, and direct observation from the posterior plane of the succeeding patients showed a lateral deviation of the involved knee during gait. Thus, we are convinced that the training caused on increased valgus, at least during flexion, although we cannot exclude that the recorded valgus angles may be highly overestimated due to crosstalk. To obtain accurate estimates of the knee angles, it is necessary to improve the measurement methods and also record the axial rotation of the knee [[11](#)].

Although there was no increase in valgus angle during mid-stance, the monotonic relationship between flexion and valgus shown in [Fig. 2](#), shows that, at the end of the stance-phase which occurs at about 20° of flexion the valgus angle may be considerable. This increased valgus at the end of the stance phase, when the knee is still supporting the body weight, may be more critical, than the peak valgus, which occur during the swing phase.

Eccentric training increases the stiffness of the muscles, tendons and ligament structures, as well as increasing muscle volume and strength (for review see [[14](#)]). This increase in the stiffness and size of the quadriceps muscle, tendons, and ligaments will restrain the elongation of knee structures during flexion, and also change the tibia movement during gait. Thus, the increase in valgus, particularly during the swing phase, is most likely the result of mechanical compensation that is induced by the load promoted by the eccentric training.

One limitation of this study is its small sample size. However, the analysis of the results clearly showed atypical movements in the frontal plane.

In addition to the quadriceps torque increase, the eccentric isokinetic training also altered the frontal movements of the knee in individuals with ACL reconstructed knee. The mechanisms involved in the increased valgus, as well as its functional and clinical implications, need

clarification before eccentric training of ACL reconstructed patients can be generally recommended.

Acknowledgements

Financial support from FAPESP and CNPq.

References

- [1] Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:287–94.
- [2] Yoo JD, Papannagari R, Park SE. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on knee joint kinematics under simulated muscle loads. *Am J Sports Med* 2005;33:240–6.
- [3] Ernst GP, Saliba E, Diduch D.R., Hurwitz SR, Ball DW. Lower-extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther* 2000;80:251–60.
- [4] Williams GN, Snyder-Mackler L, Barrance PJ, Buchanan TS. Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury; a differential response in copers versus non-copers. *J Biomech* 2005;38:685–93.
- [5] Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;20:60–73.
- [6] Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. Denver: Harcourt Brace and Company, 1995.
- [7] LaStayo PC, Woolf JM, Lewek MD, Snyder-Mackler L, Reich T, Lindstedt SL. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation and sport. *J Orthop Sports Ther* 2003;33:557–71.
- [8] Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 1997;5:14–21.
- [9] Kvist J, Gillquist J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med* 2001;29:72–82.
- [10] Stergiou N, Moraiti C, Giakas G, Ristanis S, Georgoulis AD. The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clin Biomech* 2004;19:957–63.
- [11] Piazza SJ, Cavanagh PR. Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *J Biomech* 2000;33:1029–34.
- [12] Hansson G-A, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurement of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:355–67.
- [13] Rowe PJ, Myles CM, Hillman J, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy* 2001;87:479–88.
- [14] Kjaer M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev* 2004;84:649–98.

6.6 ANEXO VI

ARTIGO COMPLETO PUBLICADO NA REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA

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).

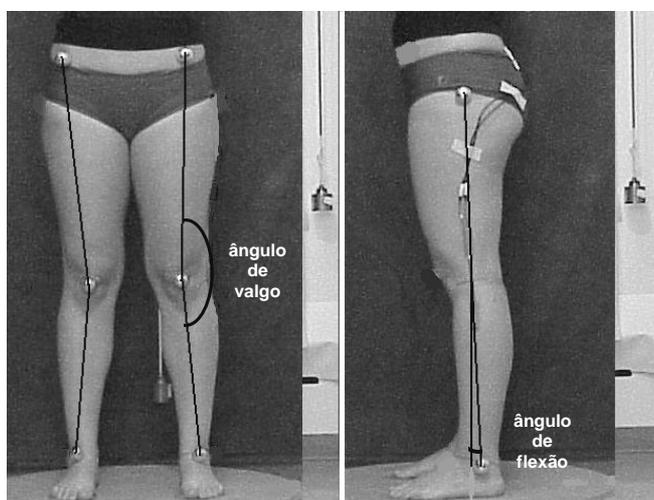


Figura 1. Indivíduo preparado para a coleta e ângulos articulares mensurados no plano frontal (esquerda) e sagital (direita).

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

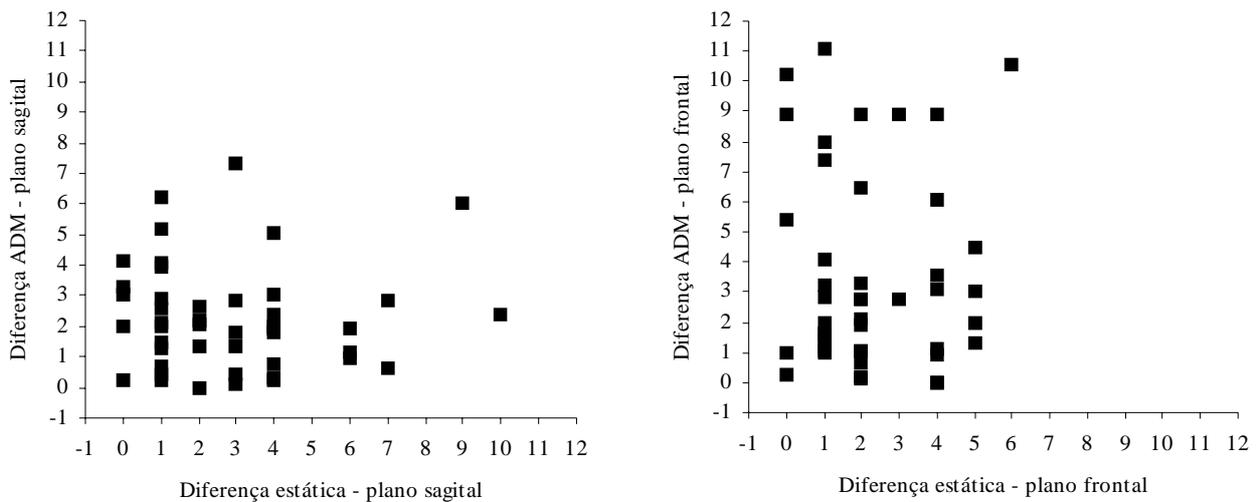


Figura 2. Gráfico de dispersão mostrando a relação entre a diferença estática (eixo x) e a diferença dinâmica (eixo y) para os planos sagital (esquerda) e frontal (direita).

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.

<i>Registros</i>	<i>Sagital</i>			<i>Frontal</i>		
	<i>Mín</i>	<i>Máx</i>	<i>Média ± DP</i>	<i>Mín</i>	<i>Máx</i>	<i>Média ± DP</i>
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.

6.7 ANEXO VII

ARTIGO COMPLETO PUBLICADO NA REVISTA MANUAL THERAPY



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

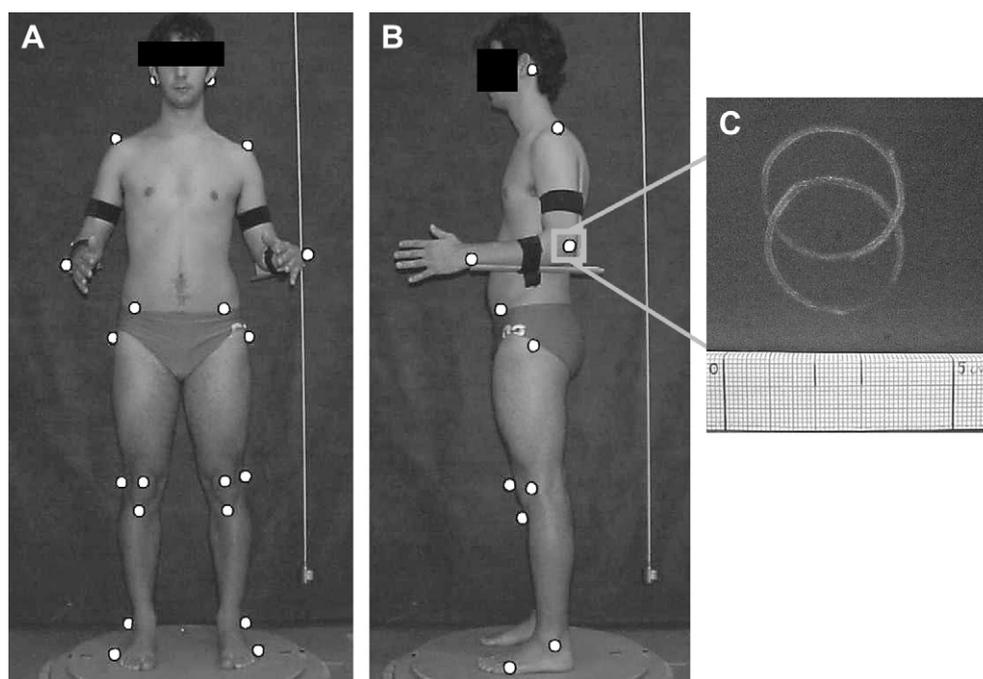


Fig. 1. Reflective markers on anatomical landmarks. (A) Frontal plane; (B) left sagittal plane; and (C) “invisible” pen demarcation under ultraviolet light.

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).

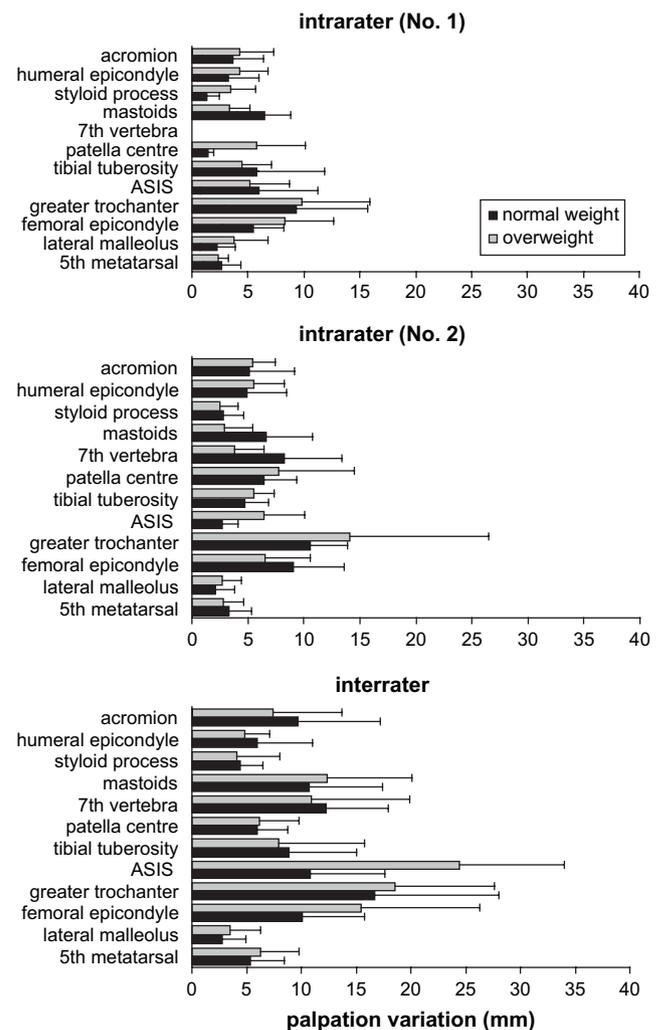


Fig. 2. Means and standard deviations for palpation discrepancies in normal weight and overweight groups, for the intra-rater comparisons for both raters and for the inter-rater comparisons.

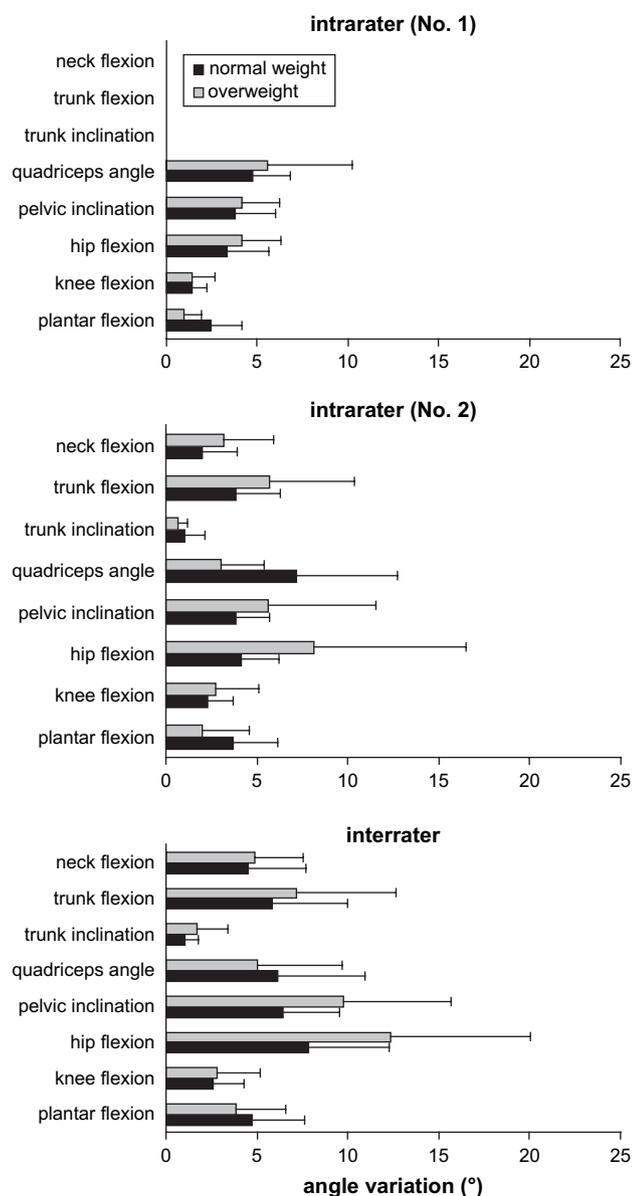


Fig. 3. Means and standard deviations for angular variations for normal weight and overweight groups, for the intra-rater comparisons for both raters and for the inter-rater comparisons.

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.
- Holgreem 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.