

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

**AVALIAÇÕES ELETROGONIOMÉTRICAS DA ARTICULAÇÃO DO
JOELHO NA MARCHA HUMANA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal
de São Carlos como parte dos requisitos para
obtenção do Título de doutor em Fisioterapia, área
de concentração: Processos de Avaliação e
Intervenção em Fisioterapia

Aluna: Patrícia Rios Poletto

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

São Carlos

2007

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

P765ae

Poletto, Patrícia Rios.

Avaliações eletrogoniométricas da articulação do joelho na marcha humana / Patrícia Rios Poletto. -- São Carlos : UFSCar, 2008.
200 f.


Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2007.

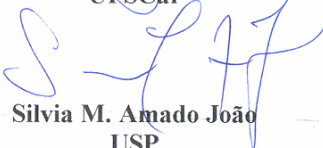
1. Fisioterapia preventiva. 2. Eletrogoniometria. 3. Articulação do joelho. 4. Marcha. I. Título.


CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE Patrícia Rios Poletto, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 29 DE JUNHO DE 2007.

BANCA EXAMINADORA:


Helenice J. C. Gil Coury
UFSCar


Silvia M. Amado João
USP


Claudia Santos Oliveira
UNINOVE


Fábio Viadanna Serrão
UFSCar


Stela M. Mattiello G. Rosa
UFSCar

AGRADECIMENTOS

“O professor se liga à eternidade; ele nunca sabe onde cessa a sua
influência”

Agradeço especialmente à Professora Helenice por ter me recebido em seu
laboratório, por ter acreditado no meu potencial e me apoiado em todos os trabalhos
que realizamos juntas.

Após cinco anos de convivência aprendemos a nos conhecer e nos respeitar e pude
contar com seu carinho e conselhos nos momentos que mais precisei nessa etapa
da minha vida que se encerra aqui.

Obrigada por tudo!

Agradecimentos

Eu sempre pensei que essa parte seria a mais fácil de escrever quando se produz uma tese de doutorado, mas me enganei. É difícil colocar todos os sentimentos no papel e sempre dá aquele medo de esquecer alguém. Mas vamos lá...

Em primeiro lugar agradeço a todo o apoio do Programa de pós-graduação de fisioterapia e à CAPES, que possibilitaram a realização e conclusão deste doutorado.

Aos membros da minha banca, que se dispuseram a ler meu trabalho e dedicar seu tempo, que eu sei que é precioso, para estar aqui contribuindo para o meu crescimento profissional.

Aos meus amigos de laboratório, ou até poderia dizer às minhas amigas porque sempre fomos na maioria mulheres, por todos os momentos que trabalhamos juntas, rimos juntas, sofremos juntas, e etc. Acho que não conheço outro laboratório com melhor entrosamento que o nosso. Nunca vou esquecer vocês. Também à Iolanda, pelos cafés e chás e pelas risadas de descontração.

À minha amiga de laboratório Tatiana, que foi minha parceira de trabalho desde o mestrado, com quem fiz os melhores trabalhos e artigos, que se mostrou uma grande pesquisadora e quem sabe um dia ainda não voltaremos a trabalhar juntas.

Aos amigos da academia que ajudaram, e atrapalharam muitas vezes, mas que sempre estiveram presentes nos momentos de diversão.

Em especial aos meus pais Ana e Alir, que nunca deixaram de me apoiar e sempre estiveram ao meu lado, mesmo estando longe. Sem eles eu não estaria aqui concluindo mais uma etapa da vida. Agradeço tudo o que sempre fizeram por mim. Amo vocês, obrigada.

Aos meus irmãos que nunca saíram de perto de mim mesmo nos momentos mais difíceis e cada um do seu jeito conseguiram me ajudar a sempre continuar em frente e não perder o caminho, também amo muito vocês dois, Fá e Gú.

A toda a minha família, minhas tias Lúcia, Biga, Ausgusta, minha terceira mãe Geni, meus primos queridos Tati, Carol, Gordo, Tiaginho, Gabi, Natália, aos novos primos Fer e Paulo, aos novos membros pequenos Maiara e Murilo, aos meus tios Edison e Zezinho, meus irmãos postiços Karen e Vinicius, e em especial aos meus queridos avós Maria e Neto, que me deram essa família maravilhosa, unida, divertida e maluca que eu amo.

Aos meus amigos de Assis que nunca me esquecem, mesmo quando eu fico em débito com eles, em especial ao Pedro e a Nati, que me apóiam mesmo quando tomo as decisões erradas, mas que estão ali para me segurar.

E para terminar eu queria agradecer a uma pessoa em especial, que fez parte da minha vida nos últimos quatro anos, mas que escolheu ir embora e não fazer mais parte dela. Apesar do vazio que deixou tenho que agradecer ao Alex por

sempre ter estado ao meu lado, agüentado os momentos difíceis, pelo carinho e amor e por ter participado de tudo isso que encerra agora...

OBRIGADA A TODO MUNDO POR TUDO NESSES ANOS!!!!!!

RESUMO

Este estudo teve por propósito realizar avaliações eletrogoniométricas da articulação do joelho durante a execução da marcha e avaliações estáticas da postura desta articulação, a fim de fornecer informações cinemáticas dos movimentos dos joelhos em processos de reabilitação e na compreensão da variabilidade presente em seus movimentos.

Os estudos I (Mudanças na cinemática do joelho na marcha após treinamento isocinético excêntrico no quadríceps de pacientes submetidos a reconstrução de ligamento cruzado anterior) e II (Pico de torque e cinemática de joelho durante a marcha após treinamento isocinético excêntrico de quadríceps em sujeitos saudáveis) apresentam um enfoque clínico envolvendo a avaliação da aplicação de exercícios para reabilitação tanto em pacientes com reconstrução de ligamento cruzado anterior como em indivíduos saudáveis. Esses estudos foram frutos de uma parceria com o Laboratório de Neurociências – Unidade de Plasticidade Muscular (Professora Tânia de Fátima Salvini), cuja temática é atualizar análises de dinamometria isocinética, métodos e técnicas da performance física, em indivíduos com e sem disfunções; aplicar os conceitos da biomecânica ortopédica na avaliação e reabilitação das lesões do sistema músculo-esquelético, por meio da dinamometria isocinética, permitindo a análise de variáveis relacionadas com a função muscular e articular, e da eletromiografia cinesiológica, que permite uma análise funcional do músculoesquelético. Esses estudos nos permitiram

identificar uma lacuna existente quanto a parâmetros eletrogoniométricos dos movimentos de joelho em população saudável, com e sem pequenas alterações na configuração postural estática.

Nos estudos III (Indivíduos que apresentam diferença estática entre os joelhos também apresentam diferença durante a marcha?) e IV (Pequenas alterações posturais do joelho no plano frontal não alteram parâmetros cinemáticos na marcha em mulheres saudáveis) avaliou-se indivíduos saudáveis buscando fornecer informações para enriquecer a caracterização da articulação do joelho, na tentativa de facilitar as tomadas de decisão clínica e preventiva relativas a esta articulação. Estes estudos foram realizados no Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE), desta universidade.

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	01
-------------------------	----

TEMA DE INTERESSE	05
--------------------------	----

HISTÓRICO DA COMPOSIÇÃO DA TESE	06
--	----

ESTUDO I: Mudanças na cinemática do joelho na marcha após treinamento isocinético excêntrico no quadríceps de pacientes submetidos a reconstrução de ligamento cruzado anterior

Introdução	09
------------	----

Métodos	10
---------	----

Resultados	14
------------	----

Dicussão	18
----------	----

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL	22
--	----

ESTUDO II: Pico de torque e cinemática de joelho durante a marcha após treinamento isocinético de quadríceps em sujeitos saudáveis

Introdução	25
------------	----

Métodos	27
---------	----

Resultados	31
------------	----

Dicussão	35
----------	----

Conclusões	40
------------	----

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO II	41
---	----

ESTUDO III: Indivíduos que apresentam diferença estática entre os joelhos também apresentam diferença durante a marcha?

Introdução	43
Métodos	46
Resultados	50
Dicussão	54
DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO III	57
ESTUDO IV: Pequenas alterações posturais do joelho no plano frontal não alteram parâmetros cinemáticos na marcha em mulheres saudáveis	
Introdução	59
Métodos	61
Resultados	67
Dicussão	71
Conclusão	73
CONSIDERAÇÕES FINAIS	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75
ANEXO I: Artigo original Estudo I publicado no periódico Gait & Posture 2006, 24(3):370-374	86
ANEXO II: Versão em inglês Estudo II submetido ao periódico Revista Brasileira de Fisioterapia	91
ANEXO III: Artigo original Estudo III publicado na Revista Brasileira de Fisioterapia 2007, 11(1):43-48	112
ANEXO IV: Artigo original do Estudo IV submetido ao periódico	118

Clinical Biomechanics

ANEXO V: Termo de consentimento	138
ANEXO VI: Ficha de avaliação física	140
ANEXO VII: Registro original da eletrogoniometria no programa DL1001	142
ANEXO VIII: Rotina de análise dos registros eletrogoniométricos na plataforma Matlab 6.5	143
ANEXO IX: Resultados gerados pela rotina de análise no Matlab 6.5	170
ANEXO X: Artigo original decorrente do tema de interesse submetido à Revista Brasileira de Biomecânica	178
ANEXO XI: Resumos decorrentes do tema de interesse apresentados em congresso	191

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I:

Tabela 1 – Ângulos e movimentos de flexo-extensão e varo-valgo, para os joelhos direito e esquerdo, durante 60s de marcha em esteira a 5km/h.

ESTUDO II:

Tabela 1 – Média (e desvio padrão) para os ângulos de flexo-extensão e varo-valgo pré e pós- treinamento dos joelhos direito e esquerdo para os 18 sujeitos durante a marcha. As diferenças médias entre pré e pós-treinamento (pós menos pré), e os valores de P, são também mostrados. Ângulos positivos representam flexão e valgo. ADM = amplitude de movimento.

ESTUDO III:

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.

ESTUDO IV:

Tabela 1 – Desvio padrão médio das 50 passadas dos indivíduos dos grupos normal, valgo e varo.

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO I:

Figura 1 – Vista frontal (a e b) e lateral (c e d) de um sujeito representativo, antes (a e c) e após (b e d) as 12 semanas de treinamento. As linhas representam os eixos da coxa e da perna, os eixos longos dos terminais dos sensores do eletrogoniômetro, e os ângulos indicam o desalinhamento desses terminais. O joelho direito é o joelho envolvido.

Figura 2 – Gráfico representativo dos ângulos de flexo-extensão *vs.* varo-valgo de um sujeito representativo (o mesmo da Fig. 1), para os joelhos esquerdo e direito, antes e após o treinamento excêntrico de 12 semanas.

ESTUDO II:

Figura 1 – Amplitudes medias e desvio padrão dos 18 sujeitos para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo durante 100% das passadas consecutivas nas fases de apoio e balanço da marcha de ambos joelhos antes e após o treinamentos. Ângulos positivos represntam flexão e valgo.

ESTUDO III:

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

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). As áreas hachuradas indicam as regiões de correspondência entre os registros estático e dinâmico.

ESTUDO IV:

Figura 1 – Sensores do eletrogoniômetro fixados na face lateral dos joelhos direito e esquerdo na situação de coleta.

Figura 2 – Classificação dos sujeitos em relação às distâncias intermaleolar e intercondilar.

Figura 3 – Curvas de movimento do joelho na marcha. A. Indivíduos com joelho valgo (linhas pretas) comparados com o grupo normal (área cinza); B. Indivíduos com joelho varo (linhas pretas) comparados com o grupo normal (área cinza). Os valores do CMC são apresentados com seus respectivos gráficos.

CONTEXTUALIZAÇÃO

No âmbito da Fisioterapia o estudo da articulação do joelho destaca-se devido a vários aspectos, desde sua complexidade biomecânica até a incidência de alterações que afetam sua morfologia e funcionalidade.

O joelho destaca-se por ser uma articulação de carga e de grande amplitude de movimento, representando papel fundamental à eficiência mecânica do corpo durante a locomoção, bem como para a realização das atividades diárias (MAJEWSKI *et al*, 2006, HEBERT, 2003). É composto por duas articulações distintas localizadas no interior de uma única cápsula – articulações tibiofemoral e patelofemoral. Os movimentos principais ocorrem na articulação tibiofemoral e são: flexão-extensão, varo-valgo, rotação lateral-medial e translação anterior-posterior (GROSS, 2000). O valgo é máximo com o joelho flexionado e rodado internamente e o varo é máximo próximo da extensão e máxima rotação externa (NORKIN & WHITE, 1997, HAMILL, 1984).

É uma estrutura afetada com frequência por alterações degenerativas como a osteoartrose, por lesões como ruptura de ligamento e meniscos e por síndromes como a disfunção femuro-patelar (FREDERICSON & YOON, 2006). No esporte esta articulação sofre comumente lesões em atividades como futebol, esqui, corrida, voleibol (MAJEWSKI *et al*, 2006, FREDERICSON & WEIR, 2006). Devido às suas características biomecânicas e a sua importância funcional, a avaliação da articulação do joelho deve ser objetiva e precisa para fornecer o maior número

possível de informações que favoreçam o processo de reabilitação do indivíduo acometido (SADEGHI *et al.*, 2000).

A participação do joelho na marcha humana é o papel funcional mais estudado desta articulação (CRENSHAW & RICHARDS, 2006, SADEGHI *et al.*, 2000). Nas análises cinemáticas de atividades dinâmicas em geral, assim como na marcha, é importante registrar o padrão temporal de eventos cíclicos, pois esses registros podem oferecer informações detalhadas para a caracterização das atividades analisadas.

Várias ferramentas de medida podem ser usadas para quantificar os movimentos e ângulos articulares do joelho na marcha. Destacam-se as análises de movimento por imagem bi e tridimensionais, a eletrogoniometria e os acelerômetros. PIRIYAPRASARTH & MORRIS (2007) afirmam que a eletrogoniometria e a análise de movimento 3D são altamente confiáveis para avaliação cinemática da marcha, e recomendam a utilização de qualquer um desses equipamentos para caracterização desta atividade.

A utilização da eletrogoniometria para mensuração da marcha teve início na década de 60 com KARPOVICH E HERDEN (1960) *apud* ISACSON (1986), e as ferramentas e métodos evoluíram desde então tendo sido aprimorados até o eletrogoniômetro flexível utilizado atualmente. A eletrogoniometria é uma ferramenta promissora, já que fornece os ângulos alcançados em cada momento com precisão além de ser prático, portátil, relativamente simples de operar e

apresentar boa adaptação aos segmentos corporais (ROWE, 2001, TESIO, 1995). Em decorrência dessas características o eletrogoniômetro está entre as ferramentas que auxiliam no entendimento da variabilidade da marcha, tanto normal quanto alterada, e pela sua praticidade no uso adequa-se bem à prática clínica. Alguns estudos têm usado a eletrogoniometria flexível para avaliar os movimentos do joelho na marcha, mas avaliaram apenas os movimentos que ocorrem no plano sagital (MAUPAS, 2002, ROWE, 2001, Maupas, 1999).

Esta avaliação da marcha pode ser realizada no solo ou em esteira elétrica. RILEY *et al* (2007) compararam avaliação da marcha em esteira e solo e não encontraram diferença significativa nos parâmetros espaço-temporais, mas houve diferenças significativas em algumas variáveis cinemáticas, contudo, estas diferenças não foram maiores que 1,5° e estão dentro da variabilidade normal destes parâmetros encontrados na literatura científica disponível. Os mesmos autores afirmam ainda, apoiados em MATSAS (2000), que após o período de familiarização essas diferenças deixam de ser significativas e recomendam a utilização da esteira na avaliação da marcha pela vantagem de ser possível registrar maior número de ciclos.

De acordo com a literatura científica ainda, sabe-se que é importante realizar avaliações estáticas e dinâmicas de uma articulação a fim de se obter um bom prognóstico na reabilitação das lesões. Existem vários estudos que avaliam a marcha humana sob seus diferentes aspectos e uma gama de estudos que mensuram características estáticas da articulação do joelho, por meio de testes e

clínicos, observação visual, palpação manual, avaliação postural. Porém ainda há uma escassez de relatos que associem esses dois tipos de medidas da articulação do joelho, e os autores que fizeram algum tipo de comparação entre avaliações estáticas e dinâmicas não chegaram a um consenso sobre a sua inter-relação.

TEMA DE INTERESSE

Este estudo teve por propósito realizar avaliações eletrogoniométricas da articulação do joelho durante a execução da marcha e avaliações estáticas da postura desta articulação, a fim de fornecer informações cinemáticas dos movimentos dos joelhos em processos de reabilitação e na compreensão da variabilidade presente em seus movimentos.

HISTÓRICO DA COMPOSIÇÃO DA TESE

Os artigos apresentados a seguir encontram-se em ordem cronológica e determinam a linha de trabalho deste doutorado, elucidando a participação de cada estudo parcial dentro do tema central.

Os estudos I e II apresentam um enfoque clínico envolvendo a avaliação da aplicação de exercícios para reabilitação tanto em pacientes com reconstrução de ligamento cruzado anterior como em indivíduos saudáveis. Esses estudos foram frutos de uma parceria com o Laboratório de Neurociências – Unidade de Plasticidade Muscular (Professora Tânia de Fátima Salvini), cuja temática é atualizar análises de dinamometria isocinética, métodos e técnicas da performance física, em indivíduos com e sem disfunções; aplicar os conceitos da biomecânica ortopédica na avaliação e reabilitação das lesões do sistema músculo-esquelético, por meio da dinamometria isocinética, permitindo a análise de variáveis relacionadas com a função muscular e articular, e da eletromiografia cinesiológica, que permite uma análise funcional do músculoesquelético. Esses estudos nos permitiram identificar uma lacuna existente quanto a parâmetros eletrogoniométricos dos movimentos de joelho em população saudável, com e sem pequenas alterações na configuração postural estática.

Nos estudos III e IV avaliou-se indivíduos saudáveis buscando fornecer informações para enriquecer a caracterização da articulação do joelho, na tentativa de facilitar as tomadas de decisão clínica e preventiva relativas a esta articulação.

Estes estudos foram realizados no Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (LAFIPE), desta universidade.

ESTUDO I

Mudanças na cinemática do joelho na marcha após treinamento isocinético excêntrico no quadríceps de pacientes submetidos a reconstrução de ligamento cruzado anterior.

Artigo publicado no periódico *Gait & Posture*, 2006, 24(3):370-374 (ANEXO I)

1. INTRODUÇÃO

Lesões e reconstruções de ligamento cruzado anterior (LCA) levam a alterações nos padrões cinemáticos da articulação do joelho durante a marcha (YOO *et al*, 2005, KNOLL *et al*, 2004). O padrão alterado na cinemática da marcha pode ocorrer como consequência de fraqueza do músculo quadríceps femoral, edema na articulação do joelho, desordem do tecido articular ou inibição muscular devido a dor (ERNST *et al*, 2000). Assim, a recuperação da força extensora é essencial na reabilitação funcional do membro após reconstrução do LCA. Estudos anteriores mostraram que os resultados funcionais têm uma correlação positiva com a força extensora indicando o fortalecimento muscular como um pré-requisito para recuperação funcional após reconstrução de LCA (WILLIAMS *et al*, 2005, WILK *et al*, 1994). O fortalecimento do músculo quadríceps é importante porque durante os dois primeiros anos após a reconstrução do LCA usando enxerto do tendão patelar, este músculo apresenta um déficit de força de 15 a 20% comparado ao membro não afetado, enquanto que nenhuma diferença significativa foi encontrada para os músculos isquiotibiais (DVIR, 1995). Recentemente, foi sugerido que o treinamento usando contrações excêntricas é mais eficiente na recuperação porque promove maiores mudanças na ativação neural e hipertrofia muscular (LASTAYO *et al*, 2003).

A cinemática do joelho tem recebido pouco atenção em estudos avaliando o efeito de programas de treinamento após reconstrução de LCA. Embora alguns

estudos tenham avaliado os movimentos de flexo-extensão do joelho e as translações tibiais em pacientes com LCA deficientes/reconstruídos (KNOLL *et al*, 2004, STERGIOU *et al*, 2004, KVIST & GILLQUIST, 2001, BULGHERONI *et al*, 1997), não foi encontrado nenhum relato sobre os efeitos do treinamento excêntrico nos movimentos de varo-valgo após reconstrução de LCA. Considerando que a estabilidade articular e a normalização da marcha são aspectos cruciais nas cirurgias de reconstrução de LCA, um treinamento efetivo deveria levar a normalização dos movimentos funcionais nos dois planos de movimento. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar os efeitos do treinamento isocinético excêntrico nos movimentos da articulação do joelho nos planos sagital e frontal, durante a marcha de pacientes após nove meses de reconstrução de LCA.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Sujeitos e treinamento excêntrico

Cinco indivíduos do sexo masculino (idade $32 \pm 7,8$ anos; altura $1,73 \pm 3$ m; peso 80 ± 14 kg) foram submetidos à reconstrução de LCA do joelho direito usando enxerto do tendão patelar do membro acometido, foram recrutados $9 \pm 1,3$ meses posteriormente à cirurgia, e após terem sido tratados com o mesmo protocolo de reabilitação no ambulatório de fisioterapia da UFSCar. Os critérios de exclusão foram outras lesões associadas, dor, ou efusão tanto no membro envolvido como no membro não-envolvido. Todos os sujeitos desenvolviam suas atividades de vida

diária sem restrições. As atividades recreacionais e ocupacionais não foram modificadas durante o treinamento. Dez indivíduos do sexo masculino (idade $21,5 \pm 2,8$ anos; altura $1,68 \pm 4$ m; peso 65 ± 5 kg) foram incluídos como controles para o registro dos movimentos do joelho. Na seleção destes controles, eles não deveriam apresentar lesões de joelho associadas, desordens de equilíbrio ou dor. Somente o membro envolvido dos pacientes foi treinado no dinamômetro isocinético duas vezes por semana, por 12 semanas. Cada sessão de treinamento consistiu de 3 séries de 10 contrações isocinéticas excêntricas a uma velocidade angular de $30^\circ/\text{s}$, na amplitude de 20° a 90° . Este protocolo de treinamento foi desenvolvido no Laboratório de Neurociências – Unidade de plasticidade muscular da UFSCar (BRASILEIRO, 2004). Três minutos de repouso foi dado entre cada série. Tanto os membros envolvido e não-envolvido foram avaliados antes e após as 12 semanas de treinamento excêntrico, porém somente o membro envolvido foi treinado. Todos os pacientes completaram o programa de treinamento. Este estudo foi desenvolvido com aprovação do Comitê de Ética para Pesquisa em Seres Humanos local.

2.2. Torque extensor do joelho

Os sujeitos foram aquecidos por 5 minutos em bicicleta ergométrica e tanto o músculo quadríceps esquerdo quanto o direito foram alongados três vezes (30s com 30s de repouso). Após isso, os indivíduos foram colocados sentados no dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System3, Biodex Medical

Incorporation, Nova Iorque, NI, EUA) com o encosto reclinado a 10° da vertical e fixado com faixas no peito e na coxa distalmente. O epicôndilo lateral do fêmur foi usado como processo ósseo para unir os eixos de rotação da articulação do joelho e do braço do dinamômetro. A almofada do dinamômetro foi então fixada a aproximadamente 5cm proximalmente ao maléolo medial. Depois da série de contrações de familiarização o pico de torque extensor (PT) foi medido nos dois membros inferiores, precedido de 3 minutos de repouso. Os sujeitos desenvolveram cinco contrações isocinéticas excêntricas máximas consecutivas, sem qualquer pausa entre elas, nos dois membros inferiores, a uma velocidade de 30°/s. O joelho realizou movimentos pré-estabelecidos pelo dinamômetro a uma amplitude de movimento de 20° a 90° (0° membro inferior estendido). O PT foi definido como o valor máximo alcançado durante as cinco contrações.

2.3. Movimentos do joelho

Os movimentos de flexo/extensão e varo/valgo do joelho foram registrados bilateralmente usando eletrogoniômetros biaxiais flexíveis e uma unidade de aquisição de dados (M110 e DL1001, respectivamente, Biometrics Ltd., Gwent, UK). Um goniômetro foi fixado à face lateral tricotomizada de cada joelho com os indivíduos em pé relaxados. Nesta posição foi feito registro fotográfico conforme exibido na Figura 1.

A interlinha articular foi considerada a referência comum para a coxa e a perna. O centro da mola dos sensores foi alinhado com a interlinha articular

previamente demarcada, e os dois terminais foram alinhados com os eixos da coxa e da perna no plano sagital para os dois segmentos dos membros inferiores. Para evitar o *cross-talk* cinemático o alinhamento foi direcionado no verdadeiro eixo de flexão (PIAZZA & CAVANAGH, 2000).

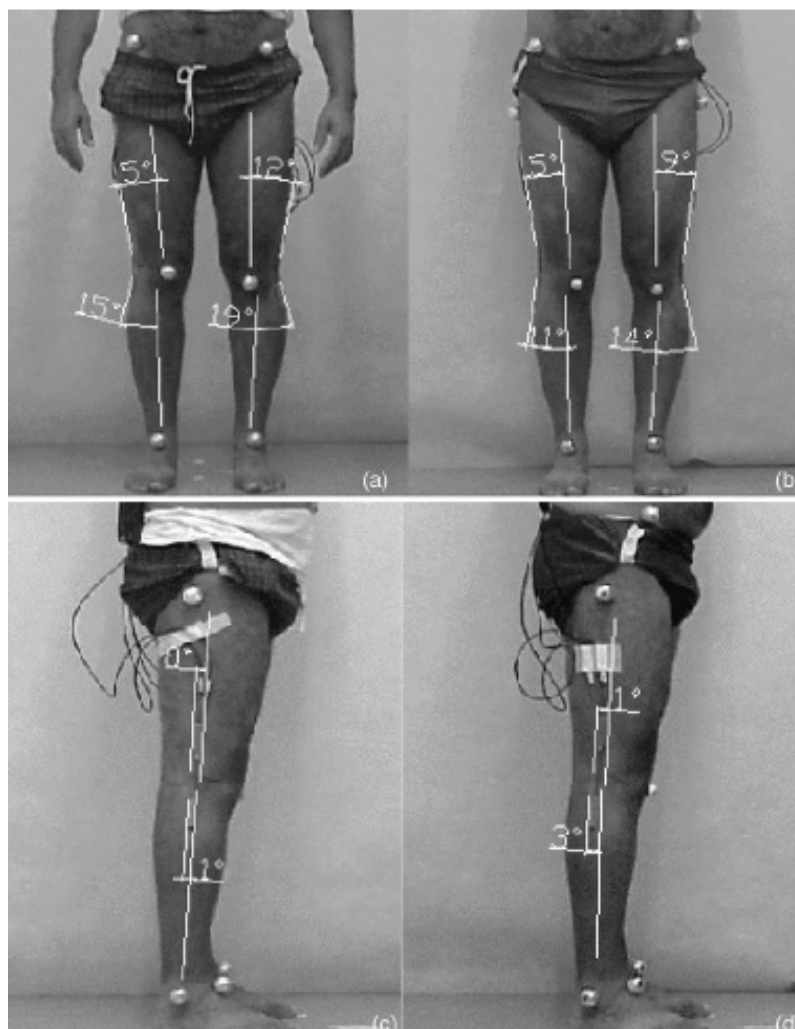


Figura 1 – Vista frontal (**a** e **b**) e lateral (**c** e **d**) de um sujeito representativo, antes (**a** e **c**) e após (**b** e **d**) as 12 semanas de treinamento. As linhas representam os eixos da coxa e da perna, os eixos longos dos terminais dos sensores do eletrogoniômetro, e os ângulos indicam o desalinhamento desses terminais. O joelho direito é o joelho envolvido.

Um fisioterapeuta treinado foi responsável pela colocação dos sensores em todos os sujeitos no pré e pós-treinamento em todas as medidas. Os ângulos de

joelho na posição ereta relaxada (Figura 1) foram definidos como 0° de flexo-extensão e varo-valgo, isto é, os valores registrados pelo eletrogoniômetro durante a posição ereta relaxada foram subtraídos dos registros de marcha realizados posteriormente.

Enquanto os pacientes caminhavam na esteira ergométrica a uma velocidade de cinco km/h, os movimentos de joelho foram registrados e analisados durante 60s. Foram usados o 1° e o 99° percentis das distribuições de amplitude, ao invés dos menores e maiores valores, para representar os ângulos máximos e mínimos de flexo-extensão e varo-valgo durante a marcha.

2.4. Análise de dados

Para o torque e os movimentos do joelho, diferenças entre os valores pré e pós-treinamento, para ambos os joelhos, bem como as diferenças entre os joelhos envolvido e não envolvido, tanto pré quanto pós-treinamento foram avaliados por teste-t pareado.

3. RESULTADOS

O torque extensor de joelho do membro envolvido aumentou 25% (de 210 ± 60 a 262 ± 51 Nm; $p=0,02$) após o treinamento. O aumento correspondente de 7% para o membro não-envolvido (de 326 ± 69 a 348 ± 65 Nm; $p=0,2$) não foi significativo. A diferença no torque extensor entre os membros inferiores diminuiu de 36% no pré-treinamento para 24% no pós-treinamento.

Não houve uma relação clara entre os joelhos envolvido e não-envolvido para os movimentos de flexo-extensão durante a marcha (Tabela 1). A ADM de flexo-extensão (99º - 1º percentil) aumentou após o treinamento, e os movimentos do joelho não-envolvido alcançaram os valores do grupo controle. Especialmente para o joelho envolvido, houve diferenças consideráveis na flexo-extensão antes do treinamento. Estas diferenças mostraram uma diminuição significativa após o treinamento (desvio padrão diminuiu de 17º para 3º no percentil 99 para o joelho envolvido) indicando deste modo que em relação a flexo-extensão os pacientes caminharam mais uniformemente e de forma semelhante ao grupo controle, após o treinamento.

Tabela 1 – Ângulos e movimentos de flexo-extensão e varo-valgo, para os joelhos direito e esquerdo, durante 60s de marcha em esteira a 5km/h.

<i>Direção</i>	<i>Ângulo (°)</i>			<i>Velocidade (°/s)</i>
	1º percentil	99º percentil	99º-1º percentil	50º percentil
Flexão/extensão				
Joelho direito				
Pacientes				
pré-treinamento	-2 (3)	50 (17)	52 (14)	66 (11)
pós-treinamento	0 (2)	57 (3)	57 (3)	69 (8)
Controle	2 (4)	60 (6)	57 (3)	81 (19)
Joelho esquerdo				
Pacientes				
pré-treinamento	-1 (3)	51 (11)	51 [#] (9)	75 (5)
pós-treinamento	1 (1)	58 (5)	58 [#] (5)	78 (9)
Controle	-1 (4)	56 (9)	57 (7)	80 (15)
Varo/valgo				
Joelho direito				
Pacientes				
pré-treinamento	-3 (2)	9* (4)	12* (3)	20* (4)
pós-treinamento	-2 (2)	21* (8)	24* (8)	35* (9)
Controle	-4 (2)	12 (8)	15 (7)	23 (9)
Joelho esquerdo				
Pacientes				
pré-treinamento	-3 (2)	7 (4)	10 (3)	15 (5)
pós-treinamento	-4 (5)	8 (5)	12 (4)	18 (8)
Controle	-7 (5)	8 (9)	15 (6)	22 (9)

Média e desvio padrão (DP) dos pacientes com reconstrução de LCA do joelho direito, e os sujeitos controle. Para os pacientes, as medidas foram feitas pré e pós- treinamento. Dados angulares: 1º e 99º percentis e ADM (99º-1º percentil). Dados de velocidade: 50º percentil. Valores positivos significam flexão e valgo.

[#] $p < 0.05$ para diferença entre pré e pós-treinamento (teste-t pareado).

* $0.05 \leq p < 0.1$ para diferença entre pré e pós-treinamento (teste-t pareado).

Os ângulos de valgo e as velocidades aumentaram significativamente no joelho envolvido após o treinamento, e excederam muito os valores do grupo controle (Tabela 1). Os gráficos X-Y de flexo-extensão *versus* varo-valgo durante a marcha mostram que os ângulos de valgo aumentaram com os ângulos de flexão, alcançando os valores máximos na fase de balanço da marcha (Figura 2; dados do mesmo sujeito da Figura 1).

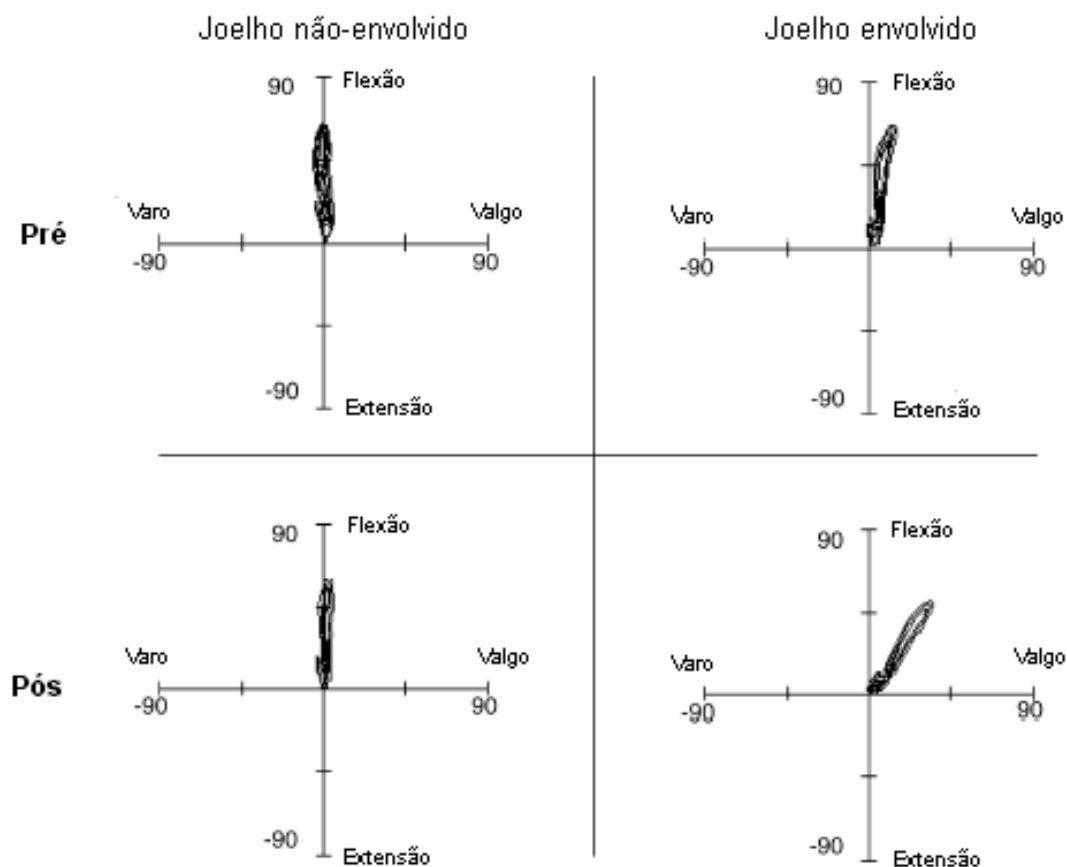


Figura 2 – Gráfico representativo dos ângulos de flexo-extensão *vs.* varo-valgo de um sujeito representativo (o mesmo da Fig. 1), para os joelhos esquerdo e direito, antes e após o treinamento excêntrico de 12 semanas.

Para os registros dos ângulos de flexo-extensão e varo-valgo *versus* o tempo, a fase do médio-apoio foi identificada baseado nos ângulos de flexo-extensão. Nos registros do joelho envolvido os ângulos de varo-valgo após o treinamento durante o médio-apoio corresponderam aos ângulos mínimos durante o ciclo da marcha, ou seja, o primeiro percentil dos ângulos de varo-valgo representam a fase de médio-apoio.

4. DISCUSSÃO

Como esperado, o treinamento excêntrico aumentou a força muscular e também o movimento de flexo-extensão em ambos os joelhos. No entanto, um aumento inesperado nas amplitudes de valgo foi observado no joelho envolvido principalmente na fase de balanço.

A principal fonte de erro nas medidas dos ângulos de joelho é o *crosstalk* introduzido pelo mau alinhamento dos terminais do eletrogoniômetro em relação aos eixos da coxa e da perna (ROWE *et al*, 2001, PIAZZA & CAVANAGH, 2000). Não existe indicação de qualquer *crosstalk* significativo nos registros dos ângulos de joelho nos sujeitos saudáveis (grupo controle) e nos joelhos não-envolvidos do pacientes, ou nos joelhos envolvidos antes do treinamento. Porém, a relação foi linear entre os ângulos de flexão e valgo, pois os maiores ângulos de valgo ocorreram com os maiores ângulos de flexão para o joelho envolvido no pós-

treinamento, e estão relacionados com o alinhamento dos terminais no joelho envolvido na reavaliação.

Não existe uma razão evidente para crer que o alinhamento do terminal na perna mudaria significativamente após o treinamento, mas como o treinamento tem um efeito significativo no músculo quadríceps, poderia existir um aumento de volume da coxa, tanto no plano frontal (correspondente ao varo-valgo) como no plano transversal (correspondente à rotação). Por isso o alinhamento do terminal da coxa no membro inferior envolvido é importante.

Contudo, nos registros fotográficos em posição ortostática, nenhum aumento do desalinhamento no plano frontal foi observado no pós-treinamento e, embora não seja possível verificar as fotografias, o fisioterapeuta treinado não notou qualquer desalinhamento no plano transversal durante a posição ortostática. Embora as fotografias mostrem que não houve aumento no desalinhamento na posição ortostática, este não pode ser descartado já que este pode ocorrer, tanto no plano frontal como transversal, durante a marcha quando o quadríceps é ativado.

Para atribuir o ângulo de valgo observado (21° a 58° da flexo-extensão; Tabela 1) a um efeito do *crosswalk*, seria necessário que tivesse ocorrido um desalinhamento de 21° no plano frontal (0° de desalinhamento no plano transversal), ou um desalinhamento de 42° no plano transversal (0° de desalinhamento no plano transversal), ou uma combinação de desalinhamentos

intermediários nos dois planos (HANSSON *et al*, 2004). Uma outra possível fonte de erro tipo *crossstalk* seria o aparecimento de uma rotação da tíbia devido ao treinamento.

Após a análise dos registros dos primeiros pacientes percebeu-se que os ângulos de valgo numericamente elevados, e a observação visual (qualitativa) direta do plano posterior do restante dos pacientes mostrou um desvio lateral do joelho envolvido durante a marcha. Assim, concluiu-se que o treinamento causou o aumento no valgo, pelo menos durante a flexão, embora não se possa excluir que os ângulos de valgo registrados podem estar altamente superestimados devido ao *crossstalk*. Para obter uma estimativa precisa dos ângulos de joelho, seria necessário aprimorar a metodologia e também registrar a rotação axial do joelho (PIAZZA & CAVANAGH, 2000). Embora não tenha existido aumento no ângulo de valgo durante a fase de médio-apoio, a relação monotônica entre a flexão e o valgo (Figura 2) mostra que no fim da fase de apoio, que ocorreu a aproximadamente 20° de flexão, o ângulo de valgo pode ser considerável. Este aumento do valgo no fim da fase de apoio, quando o joelho ainda está suportando o peso do corpo, pode ser mais crítico.

O treinamento excêntrico aumenta a rigidez dos músculos, tendões e ligamentos, bem como o volume e a força muscular (KJAER, 2004). Com este aumento na rigidez e no tamanho do músculo quadríceps, os tendões e ligamentos irão restringir o alongamento das estruturas do joelho durante a flexão, e também

mudará o movimento da tibia durante a marcha. Assim, o aumento no valgo, particularmente na fase de balanço provavelmente, é resultado da compensação mecânica induzida pela carga promovida pelo treinamento excêntrico.

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL

Em adição ao aumento no torque do quadríceps, o treinamento isocinético excêntrico realizado no estudo inicial alterou os movimentos do plano frontal nos indivíduos com LCA reconstruído. Esse resultado não era esperado e o tamanho relativamente limitado da amostra não encoraja que as conclusões sejam generalizadas para a população em geral. Os mecanismos envolvidos no aumento do valgo, bem como as implicações funcionais e clínicas, precisam ser esclarecidos antes que o treinamento excêntrico seja recomendado a pacientes com reconstrução de LCA.

Em vista desses resultados cinemáticos encontrados no estudo inicial, realizou-se uma nova coleta de dados utilizando a mesma metodologia na avaliação e treinamento, porém com indivíduos saudáveis e ativos para avaliar os efeitos do treinamento sobre o padrão de movimentos do joelho.

Assim, o estudo II tentou responder questões que emergiram do estudo inicial, a fim de que se possa dirimir a dúvida sobre o efeito potencialmente negativo do treinamento excêntrico nos movimentos da articulação do joelho. Por isso, este segundo estudo teve por objetivo a avaliação dos efeitos do treinamento isocinético excêntrico na força dos músculos extensores e flexores do joelho e nos movimentos sagitais e coronais do joelho durante a marcha, em sujeitos saudáveis.

Este estudo também foi realizado em parceria com o Laboratório de Neurociências – Unidade de Plasticidade Muscular (Professora Tânia de Fátima Salvini).

ESTUDO II

**Pico de torque e cinemática de joelho durante a marcha após treinamento
isocinético excêntrico de quadríceps em sujeitos saudáveis**

Artigo submetido ao periódico Revista Brasileira de Fisioterapia (ANEXO II)

1. INTRODUÇÃO

Lesões e reconstruções ligamentares do joelho têm sido associadas a mudanças nos padrões cinemáticos durante a marcha (KNOLL *et al*, 2004, YOO *et al*, 2005). Uma marcha alterada pode levar a aplicação desfavorável de carga na articulação do joelho, e assim levar ao desenvolvimento de artrite secundária à lesão e reconstrução ligamentar. Mudanças nos padrões de marcha podem ocorrer em decorrência de um desarranjo no tecido articular, edema articular, fraqueza do músculo quadríceps femoral, ou inibição devido à dor (ERNST *et al*, 2000). A atrofia dos músculos extensores é um achado comum entre pacientes submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior (GLENN *et al*, 2005). Portanto, a recuperação da força extensora do joelho é essencial para a reabilitação funcional. Relatos anteriores mostraram que resultados funcionais têm uma correlação positiva com a força extensora indicando o fortalecimento muscular como um pré-requisito para a recuperação funcional (GLENN *et al*, 2005; WILK *et al*, 1994).

A literatura científica mostra que o treinamento usando contrações excêntricas é mais efetivo na recuperação muscular porque promove maiores mudanças na ativação neural e hipertrofia muscular (LASTAYO *et al*, 2003). Tanto a geração de força quanto o alongamento são fatores importantes na ativação da síntese protéica e a combinação destes estímulos aparentemente têm um efeito suplementar pronunciado (GOLDSPINK, 1999). Também, a carga do exercício excêntrico é um potente estímulo para hipertrofia (GIBALA *et al*, 2000,

MCDONAGH & DAVIES, 1984) e para o aumento da força muscular (SEGER & THORTENSSON, 2005).

Em estudo recente (COURY *et al*, 2006), onde se aplicou treinamento isocinético excêntrico do músculo quadríceps em indivíduos submetidos a reconstrução de ligamento cruzado anterior (LCA), o torque extensor do joelho e as amplitudes de movimento de flexo/extensão durante a marcha aumentaram significativamente após o treinamento. Entretanto, houve um aumento inesperado no joelho reconstruído quando comparados ao joelho saudável não treinado do movimento de valgo (mais pronunciado durante a fase de balanço) e da amplitude de movimento de valgo, os quais podem trazer efeitos adversos ao joelho. Portanto, os mecanismos envolvidos no aumento do valgo, bem como suas implicações funcionais e clínicas, precisam ser esclarecidos antes que o treinamento excêntrico seja recomendado para reabilitação e atividades esportivas.

Assim, este estudo teve por objetivo a avaliação dos efeitos do treinamento isocinético excêntrico na força dos músculos extensores e flexores do joelho e nos movimentos sagitais e coronais do joelho durante a marcha, em sujeitos saudáveis. Em adição, comparou-se o método de análise baseado em passadas utilizado neste estudo com o método usado em nosso estudo anterior (COURY *et al*, 2006).

2. MÉTODOS

2.1. Sujeitos

Dezoito sujeitos homens ativos e saudáveis, sem qualquer lesão ou sintoma musculoesquelético, ou desordens de equilíbrio, (idade 21.7 ± 2.2 anos; altura 173 ± 10 cm; peso 68.7 ± 9.4 kg; índice de massa corpórea 22.6 ± 2.0 kg/m²) foram avaliados. Suas atividades ocupacionais e recreacionais não mudaram, e nenhum deles estava envolvido em qualquer outro programa de treinamento para melhora da força muscular durante o presente estudo. Este estudo foi desenvolvido com aprovação do Comitê de ética para pesquisa em seres humanos da universidade.

2.2. Treinamento excêntrico

O treinamento foi desenvolvido duas vezes por semana por seis semanas consecutivas, em um total de 12 sessões. Os músculos extensores, tanto do joelho esquerdo como direito, foi treinado em cada sessão. Para evitar qualquer diferença sistemática, o joelho esquerdo foi treinado primeiro em uma sessão, e o joelho direito foi treinado primeiro na sessão seguinte, este procedimento foi repetido em todo o período de treinamento. Todos os sujeitos completaram o programa de treinamento. Este protocolo de treinamento foi desenvolvido no Laboratório de Neurociências – Unidade de plasticidade muscular da UFSCar (BRASILEIRO, 2004).

Os indivíduos foram aquecidos por 5 minutos em uma bicicleta ergométrica (25W) e então os músculos quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmios, direito e

esquerdo, foram alongados três vezes (30s de alongamento com 30s de repouso). A seguir, os indivíduos foram posicionados sentados no dinamômetro isocinético (Biodex Multi-Joint System 3, Biodex Medical Inc., Nova Iorque, NY, EUA) com o encosto reclinado a 5° da vertical, e o tronco, a cintura e a coxa distalmente foram fixados com faixas. O epicôndilo femoral lateral foi usado como processo ósseo para alinhar o eixo de rotação do joelho com o braço do dinamômetro. As almofadas do dinamômetro foram presas a aproximadamente 5 cm do maléolo medial, e o indivíduo desenvolveu uma série de contrações para familiarização. Os sujeitos desenvolveram três séries de 10 contrações isocinéticas excêntricas consecutivas máximas; o joelho foi forçado pelo dinamômetro a se mover na amplitude de movimento de 20° a 90° de flexão de joelho a uma velocidade angular de 30°/s. Cada série foi precedida de 3 minutos de repouso, e não houve pausas entre 10 contrações.

2.3. Torque extensor e flexor de joelho

Antes e após o treinamento, o pico de torque do quadríceps direito e esquerdo foi avaliado, durante as contrações isocinéticas excêntricas a 30°/s. Os procedimentos e equipamento, dos quais cada contração forneceu os dados do pico de torque, foram os mesmos para o treinamento (veja acima), exceto que somente uma sessão de 5 contrações foi realizada. O pico de torque foi definido como o valor máximo alcançado durante as cinco contrações.

Em adição, o pico de torque dos flexores de joelho para o membro não-dominante (joelho direito n=4; joelho esquerdo n=14), foi avaliado durante as contrações excêntricas a 30°/s. Um procedimento análogo foi usado para avaliar os extensores.

Para avaliar a habilidade funcional e o equilíbrio muscular, a relação de força entre quadríceps e isquiotibiais (I:Q) foi derivada como a proporção entre os picos de torque correspondentes (AAGAARD *et al.* 1995, LI *et al.*, 1996, ROSENE *et al.*, 2001).

2.4. Movimentos de joelho e análise dos dados

Os movimentos de flexo-extensão e valgo-varo foram registrados bilateralmente usando eletrogoniômetros biaxiais flexíveis e unidade de aquisição de dados (M110, DL 1001, and DATALINK 2.0, Biometrics Ltd., Gwent, RU) . O goniômetro foi fixado na face lateral tricotomizada de cada joelho. O centro da interlinha articular foi considerado a referência comum entre a coxa e a perna. O centro da mola foi alinhado com essa referência, e os dois terminais foram fixados no plano sagital do joelho e alinhados com o eixo da coxa (referência: trocânter maior do fêmur) e com o eixo da perna (referência: maléolo lateral). A taxa de amostragem foi de 100Hz. A posição de referência (isto é, 0° de flexo-extensão e varo-valgo) foi derivada, pelo valor médio durante 16s, com os sujeitos em posição ortostática relaxados. Ângulos positivos denotaram flexão e valgo. Após a

familiarização à marcha na esteira a 5 km/h, os movimentos do joelho foram registrados durante 90s.

Dos 90s totais de registro selecionou-se a parte central para as análises, ou seja, as 50 passadas consecutivas centrais foram identificadas para os joelhos direito e esquerdo independentemente. A partir das curvas de flexo-extensão os toques de calcanhar foram identificados como sendo o primeiro valor mínimo que ocorreu após a flexão máxima da fase de balanço (KETTELKAMP *et al*, 1970). O toque de calcanhar foi definido como o início da passada em todas as passadas para a normalização da duração da passada. Durante a marcha normal, como no presente estudo, os primeiros 60% da passada representam a fase de apoio, e os últimos 40% representam a fase de balanço (KETTELKAMP *et al*, 1970). Para cada passada, os ângulos máximos e mínimos bem como as amplitudes de movimento (ângulo máximo menos ângulo mínimo), foram determinadas para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo. Os valores médios destas medidas, para as 50 passadas, foram usados na caracterização dos movimentos do joelho para cada sujeito. Em adição, para cada sujeito e joelho, gráficos dos valores médios das 50 passadas, foram plotados. Esta análise foi realizada utilizando-se o software MatLab versão 6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, EUA). Para um subgrupo dos registros (29 dos 36) também foi calculados o 1° e o 99° percentis, e o 99° menos o 1° percentis das distribuições angulares para os 60s centrais do registro bruto, da mesma forma do nosso estudo anterior (COURY *et al*, 2006). Estes dados foram

comparados com as medidas correspondentes do presente método. A posição de referência foi derivada da mesma forma, para o mesmo período em ambos os métodos.

Para verificar os efeitos do treinamento no torque e nos movimentos do joelho os valores pós menos pré-treinamento, foram calculados para ambos os joelhos, e avaliados por meio do teste-t pareado. A comparação entre os lados direito e esquerdo, e entre os métodos de análise prévio e atual, também foi realizada usando o teste-t pareado. Ainda, os intervalos de confiança (IC) de 95% foram calculados para algumas medidas.

3. RESULTADOS

3.1. Pico de torque

Após o treinamento excêntrico, o pico de torque dos extensores aumentou tanto para o joelho direito quanto esquerdo (38% e 41%, respectivamente). O membro direito aumentou de 229 ± 53 Nm para 304 ± 53 Nm ($P < 0.001$), e o esquerdo de 228 ± 59 Nm para 311 ± 63 Nm ($P < 0.001$). Não houve diferença no pico de torque extensor médio entre os joelhos direito e esquerdo nem antes do treinamento (229 ± 53 Nm vs. 228 ± 59 Nm, respectivamente; $P = 0.94$), nem após o treinamento (304 ± 53 Nm vs. 311 ± 63 Nm, respectivamente; $P = 0.22$).

É interessante notar que embora o treinamento tenha aumentado o pico de torque dos flexores em 8% (de 114 ± 30 Nm para 123 ± 22 Nm; $P = 0.03$), a relação I:Q diminuiu em 22% (de 0.50 ± 0.08 para 0.39 ± 0.07 ; $P < 0.001$)

3.2. Análise Cinemática

A media e o desvio padrão para os ângulos máximo, mínimo e amplitudes de movimento antes e após o treinamento, são mostrados na Tabela 1. Para o movimento de flexo-extensão, observando os valores mínimos não ocorreu hiperextensão considerável durante a marcha, e os valores máximos variaram entre 53° a 54° durante a fase de balanço, independente do joelho e do treinamento. Os ângulos de varo-valgo apresentaram uma amplitude de movimento de 11° a 13° , similar para os dois joelhos, tanto antes como após o treinamento.

A Figura 1 apresenta as curvas médias com os respectivos desvios padrão, para os 18 sujeitos. De acordo com esta figura nota-se que houve simetria entre os joelhos e que o treinamento não afetou os ângulos de flexo-extensão em todas as fases do ciclo da marcha. Ainda, os ângulos de varo-valgo, exceto para o joelho esquerdo pós-treinamento, estavam simetricamente distribuídos ao redor da posição de referência. Após o treinamento, o joelho esquerdo mostrou um deslocamento geral em torno do valgo, mais pronunciado na fase de balanço (Figura1; a diferença média entre as curvas médias foi de $4,1^\circ$). Este aumento do valgo também é mostrado pelo aumento dos ângulos mínimo e máximo.

Tabela 1. Média (e desvio padrão) para os ângulos de flexo-extensão e varo-valgo pré e pós-treinamento dos joelhos direito e esquerdo para os 18 sujeitos durante a marcha. As diferenças médias entre pré e pós-treinamento (pós menos pré), e os valores de P, são também mostrados. Ângulos positivos representam flexão e valgo. ADM = amplitude de movimento.

<i>Direção</i>	<i>Ângulo (°)</i>		
	MÁXIMO	MÍNIMO	ADM
Flexão/extensão			
Joelho direito			
pré-treinamento	52.6(3.7)	-0.9(3.4)	53.8(4.8)
pós-treinamento	53.5(4.2)	0.0(2.7)	53.4(4.4)
Diferença	0.9 (3.3)	0.9 (3.0)	-0.4 (4.7)
valor p	0.27	0.22	0.72
Joelho esquerdo			
pré-treinamento	53.0(5.8)	-0.7(2.8)	53.6(5.9)
pós-treinamento	52.5(4.7)	-1.4(2.6)	53.9(5.4)
Diferença	-0.5(3.3)	-0.7(2.3)	0.2(3.2)
valor p	0.55	0.23	0.79
Valgo/varo			
Joelho direito			
pré-treinamento	5.5(3.9)	-6.0(5.3)	11.6(5.2)
pós-treinamento	6.4(6.2)	-6.5(5.0)	12.9(5.5)
Diferença	0.9(8.9)	-0.5(7.9)	1.4(4.3)
valor p	0.68	0.80	0.20
Joelho esquerdo			
pré-treinamento	5.9(4.9)	-6.3(5.3)	12.2(3.6)
pós-treinamento	8.3(4.1)	-3.1(2.1)	11.4(3.4)
Diferença	2.3(5.0)	3.2(5.3)	-0.8(5.5)
valor p	0.06	0.02	0.54

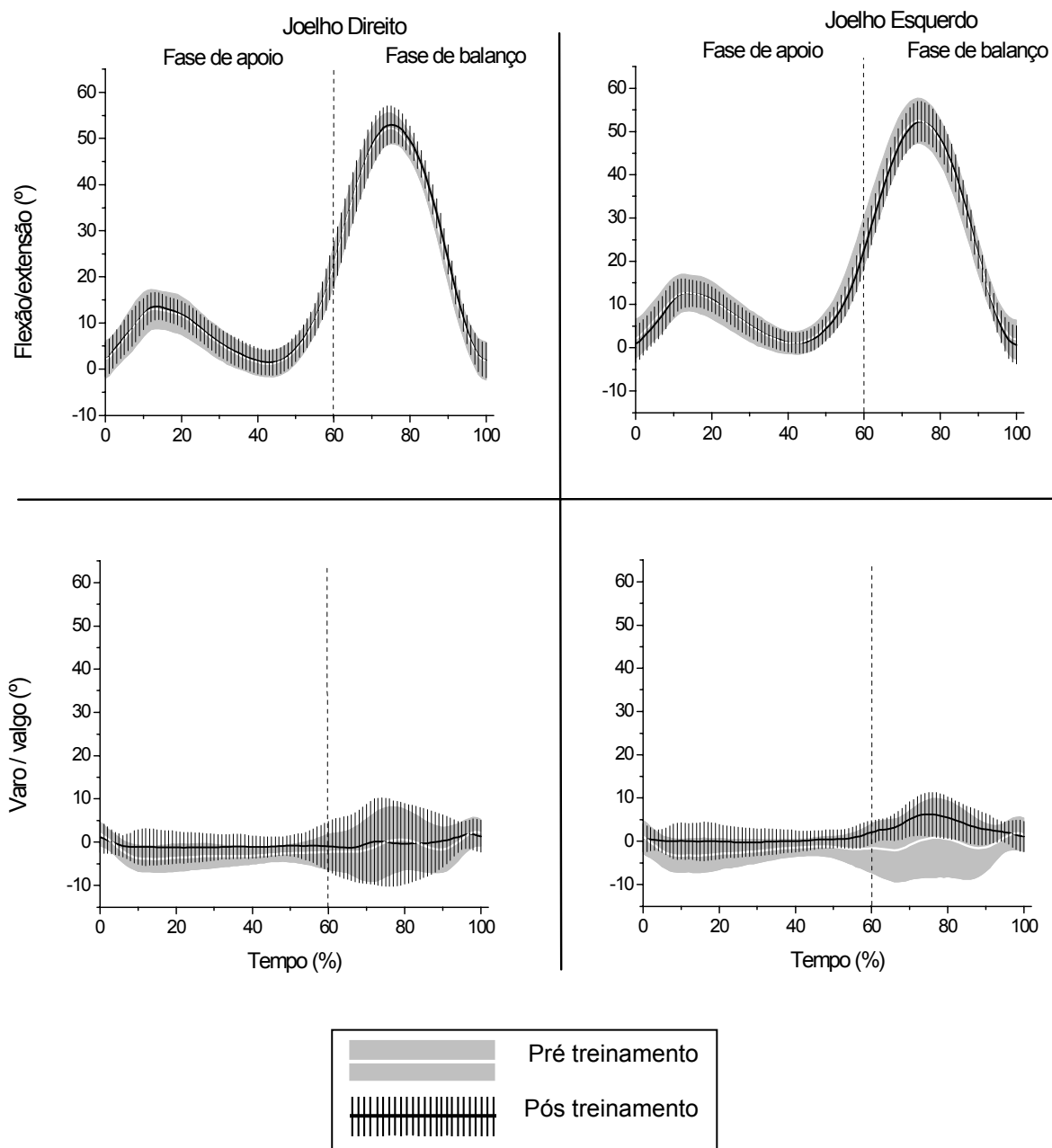


Figura 1 – Amplitudes médias e desvio padrão dos 18 sujeitos para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo durante 100% das passadas consecutivas nas fases de apoio e balanço da marcha de ambos joelhos antes e após o treinamentos. Ângulos positivos representam flexão e valgo.

Os desvios padrão para os ângulos máximo e mínimo de varo-valgo foram relativamente maiores do que os do movimento de flexo-extensão, indicando uma alta variabilidade inter-individual (Tabela 1). Os desvios padrão observados na Figura 1 reforçam esta alta variabilidade inter-individual, a qual é mais pronunciada na fase de balanço.

Ainda na Figura 1, é interessante observar que, para o varo-valgo, os desvios padrão diminuíram na fase de balanço do joelho esquerdo após o treinamento, indicando que esses indivíduos alcançaram um padrão de movimento mais uniforme, podendo indicar uma mudança de proteção no eixo mecânico.

A análise cinemática usada em nosso estudo anterior (COURY *et al*, 2006), identificou valores praticamente idênticos ao método atual; as diferenças nos resultados dos dois métodos (anterior menos o atual) foram: pico de flexão 0.5° (95% IC: $0.4^{\circ} - 0.6^{\circ}$), pico de extensão 0.0° ($-0.5^{\circ} - 0.4^{\circ}$), amplitude de flexo-extensão 0.5° ($0.1^{\circ} - 1.0^{\circ}$), pico de valgo -0.5° ($-0.7^{\circ} - -0.4^{\circ}$), pico de varo -0.5° ($-0.8^{\circ} - -0.3^{\circ}$), e amplitude de varo-valgo 0.0° ($-0.3^{\circ} - 0.3^{\circ}$).

4. DISCUSSÃO

O treinamento excêntrico aumentou tanto o pico de torque extensor (em 40%) quanto o pico de torque flexor (em 8%), mas diminuiu a relação I:Q (de 0,50 para 0,39). Estas mudanças não tiveram efeito significativo na cinemática da marcha do joelho para sujeitos homens saudáveis, exceto por um pequeno

deslocamento da curva ao redor do valgo para o joelho esquerdo após o treinamento.

4.1. Considerações metodológicas

O treinamento no presente estudo foi similar ao realizado em nosso estudo anterior (COURY *et al*, 2006), exceto pela duração menor (6 *vs.* 12 semanas no estudo prévio). Apesar disso, o ganho de torque foi maior neste estudo em relação ao anterior (39% *vs.* 25%). A menor eficiência no ganho de torque extensor durante o treinamento em nosso estudo anterior (COURY *et al*, 2006) foi provavelmente devido ao músculo quadríceps estar com um padrão anormal no recrutamento de unidades motoras após a reconstrução do LCA (GLENN *et al*, 2005).

A mensuração do pico de torque flexor somente membro não-dominante foi feita por razões práticas. Entretanto, nós não vemos nenhuma razão acreditar que o efeito do treinamento excêntrico na relação de I:Q, deveria diferir significativamente entre os membros dominantes e não-dominantes, ou entre os joelhos direito e esquerdo.

O uso da análise baseada nas passadas mostrou-se mais relevante para a análise da marcha do que a análise habitual das distribuições de amplitude que havia sido usado previamente. Por razões práticas, somente 29 registros de marcha, que foram obtidos usando a unidade de aquisição DL1001, foram usados na comparação dos métodos de análise. Para as médias encontradas, as diferenças entre os dois métodos foram surpreendentemente pequenas, tanto para flexo-

extensão quanto para varo-valgo. Essas diferenças muito pequenas e fisiologicamente insignificantes permitiram comparações diretas dos resultados obtidos com os dois métodos. Além disso, quando os métodos são usados para quantificar os efeitos do treinamento, como no estudo atual e no anterior, diferenças entre duas medidas, desenvolvidas com o mesmo método, serão calculadas e virtualmente eliminadas mesmo as diferenças insignificantes entre os métodos. Portanto, as considerações metodológicas podem ser negligenciadas ao se comparar os resultados do presente estudo com o estudo prévio.

4.2. Efeitos fisiológicos

Como esperado, o treinamento excêntrico aumentou o torque extensor dos joelhos, semelhante ao encontrado em nosso estudo anterior usando o mesmo protocolo de treinamento em sujeitos submetidos à reconstrução de LCA (COURY *et al*, 2006). Contudo, a diminuição na relação I:Q indica uma redução na capacidade dos flexores em estabilizar o joelho, a qual poderia aumentar o risco de lesão. Valores normais para a relação I:Q de 0.40 a 0.50 têm sido relatados baseado nos momentos de pico, independente do modo e velocidade de contração (AAGAARD *et al*, 1995; WESTING & SEGER, 1989). Valores baixos de relação I:Q (0.30) sugerem que os músculos flexores têm uma diminuição da capacidade de estabilização dinâmica da articulação do joelho durante movimentos de flexão forçada com contração simultânea do músculo quadríceps (AAGAARD *et al*, 1996; DVIR, 1995), e podem refletir predisposição a lesão (BARATTA *et al*, 1988).

A contração do músculo quadríceps pode criar uma translação tibial anterior significativa, especialmente sob altas forças de contração e com o joelho em direção a extensão completa (HIROKAWA *et al*, 1992, KAUFMAN *et al*, 1991, NISELL *et al*, 1989) e pode produzir uma rotação interna importante da tíbia em relação ao fêmur (HIROKAWA *et al*, 1992, MORE *et al*, 1993). A co-ativação dos músculos isquiotibiais, em adição à tensão do LCA, contribuirá significativamente para contrabalancear a rotação (MORE *et al*, 1993) ou o cisalhamento tibial (DVIR, 1995; MORE *et al*, 1993). Então, a relação I:Q pode ser usada para indicar a extensão na qual os isquiotibiais são capazes de contrabalancear a translação tibial anterior induzida pela contração máxima do músculo quadríceps (AAGAARD *et al*, 1995). Os resultados do presente estudo mostraram que quando o treinamento excêntrico é aplicado exclusivamente ao músculo quadríceps ocorre alteração das forças envolvidas na estabilização da articulação do joelho.

A diminuição da relação I:Q neste estudo foi em consequência do maior ganho de torque dos extensores do joelho (aproximadamente 40%), comparado com o ganho de torque dos flexores do joelho (8%). No entanto, este resultado afetou muito pouco o padrão da marcha avaliado nos sujeitos normais do presente estudo. Especialmente nenhum aumento na amplitude de varo-valgo foi observado, enquanto que tal aumento foi o principal achado de nosso estudo anterior com pacientes submetidos à reconstrução de LCA.

Provavelmente, os pacientes com reconstrução de LCA são mais suscetíveis a alterações nos padrões cinemáticos da marcha devido ao treinamento excêntrico; suas relações I:Q podem ser maiores, e mesmo se a diminuição nesta relação for a mesma do presente estudo, as propriedades mecânicas dos seus ligamentos podem estar mais sensíveis ao aumento de torque, mesmo quando parcialmente balanceado por um torque antagonista dos flexores. Assim, para prevenir que pacientes com LCA reconstruído desenvolvam complicações degenerativas, secundárias a lesão primária, a reabilitação que restaura a cinemática funcional do joelho durante a marcha parece importante. Já que o treinamento excêntrico é um método efetivo para fortalecer os extensores do joelho, um treinamento excêntrico dos flexores seria necessário para manter a relação I:Q dentro da normalidade, com intuito de evitar possíveis anormalidades na cinemática da marcha.

A comparação dos resultados deste estudo com nosso relato anterior (COURY *et al*, 2006) indica que alguns aspectos sobre os efeitos do treinamento excêntrico nos parâmetros do joelho na marcha de sujeitos saudáveis e com reconstrução de LCA, ainda precisam ser considerados em estudos futuros. Por exemplo, seria interessante avaliar o efeito do treinamento excêntrico bilateral dos flexores e extensores nos padrões da marcha de indivíduos saudáveis e com LCA reconstruído, bem como o efeito de diferentes combinações da frequência e duração do treinamento.

5. CONCLUSÕES

O treinamento excêntrico bilateral dos extensores de joelho aumentou a força dos músculos extensores e diminuiu a relação I:Q, entretanto, o efeito nos padrões da marcha não significativo para sujeitos saudáveis. Paciente com reconstrução de LCA podem ser mais suscetíveis, e um treinamento associado dos flexores do joelho seria necessário para manter a relação I:Q e evitar alterações na cinemática da marcha, e assim reduzir o risco de lesão.

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO II

Após os resultados encontrados nos estudos anteriores realizou-se estudos comparando os eventos cinemáticos que ocorrem na articulação do joelho com avaliações estáticas da referida articulação.

Sabe-se que uma avaliação completa que englobe aspectos estáticos e dinâmicos de uma articulação permite definir adequadamente um diagnóstico, determinar o tratamento que promova o melhor prognóstico para o paciente, além de fornecer informações que auxiliam na prevenção de lesões na população em geral.

Assim, os estudos III e IV procuraram avaliar a relação de características biomecânicas estáticas e posturais com características dinâmicas do joelho, e verificar qual a importância desses aspectos na funcionalidade desta articulação.

Desta forma, o estudo III teve por objetivo 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 e é apresentado a seguir.

ESTUDO III

**Indivíduos que apresentam diferença estática entre os joelhos também
apresentam diferença durante a marcha?**

Artigo publicado no periódico Revista Brasileira de Fisioterapia, 2007, 11(1):43-48

(ANEXOIII)

1. 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, o que por sua vez poderão promover melhores resultados tanto nos procedimentos cirúrgicos como nos programas de reabilitação (SADEGUI *et al*, 2000). O exame físico desta articulação envolve avaliações estáticas e dinâmicas.

No contexto clínico, a avaliação estática é feita usualmente por observação. Neste tipo de avaliação o fisioterapeuta estima visualmente o alinhamento do membro inferior, identificando alterações posturais e assimetrias entre os lados do corpo (WATSON & MACDONNCHA, 2000). No entanto, a estimativa visual não é uma medida objetiva e tem sua confiabilidade questionada, já que podem existir grandes diferenças entre examinadores (WATKINS *et al*, 1991). A fotogrametria é uma forma mais precisa de avaliação estática. Neste tipo de avaliação realiza-se um registro fotográfico do segmento corporal que se quer avaliar com demarcações em referências anatômicas pertinentes (VITON *et al*, 2000).

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 estes 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 disponíveis (SHIRATSU & COURY, 2003). 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 desta 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 (BIOMETRICS, 1997, HANSSON *et al*, 2004).

A partir das medidas obtidas por estes 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 reabilitação (NORKIN & WHITE, 1997). No entanto, esta premissa pode ser questionada, uma vez que não se sabe se

previamente à lesão o indivíduo era simétrico e, ainda, qual a importância desta simetria para a capacidade funcional do indivíduo.

Alguns autores encontraram diferenças angulares entre os joelhos na marcha saudável (MAUPAS *et al*, 2002; SADEGUI *et al*, 2000; MAUPAS *et al*, 1999; SADEGUI *et al*, 1997). MAUPAS *et al* (1999, 2002), 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 destes resultados, estes autores afirmam que a marcha não deve ser considerada um fenômeno estritamente simétrico. Estes 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 destes 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, esta poderia afetar os registros dinâmicos, levando à preponderância angular de um dos joelhos na marcha.

Diante disso, o objetivo deste estudo foi 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.

2. METODOLOGIA

2.1. Sujeitos:

Foram avaliados 45 sujeitos saudáveis, sendo 21 do sexo masculino e 24 do sexo feminino ($22,1 \pm 3,0$ anos; $62,2 \pm 8,8$ kg; $1,67 \pm 0,1$ m; $IMC = 22,9 \pm 2,4$ kg/m²). Estes 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, pois os sensores do eletrogoniômetro flexível são antropométrico-dependentes. 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).

2.2. 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 câmara fotográfica digital (MVC-FFD91, Sony); uma esteira elétrica (Explorer Action Fitness); caneta dermográfica; fita métrica; marcadores esféricos de isopor de 3cm de diâmetro; fita adesiva dupla face; trena; cronômetro e outros materiais de consumo.

2.3. 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* (2000). Nestes pontos anatômicos foram fixados marcadores esféricos. A interlinha articular do joelho foi demarcada com caneta dermográfica. Os indivíduos foram orientados a se posicionarem em marcas pré-estabelecidas no chão da sala de experimentos com os pés paralelos em base restrita e braços cruzados no peito, e 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). Os indivíduos ficavam a uma distância de 4 metros da máquina fotográfica que era colocada sempre na mesma posição para todas as fotografias de todos os sujeitos.

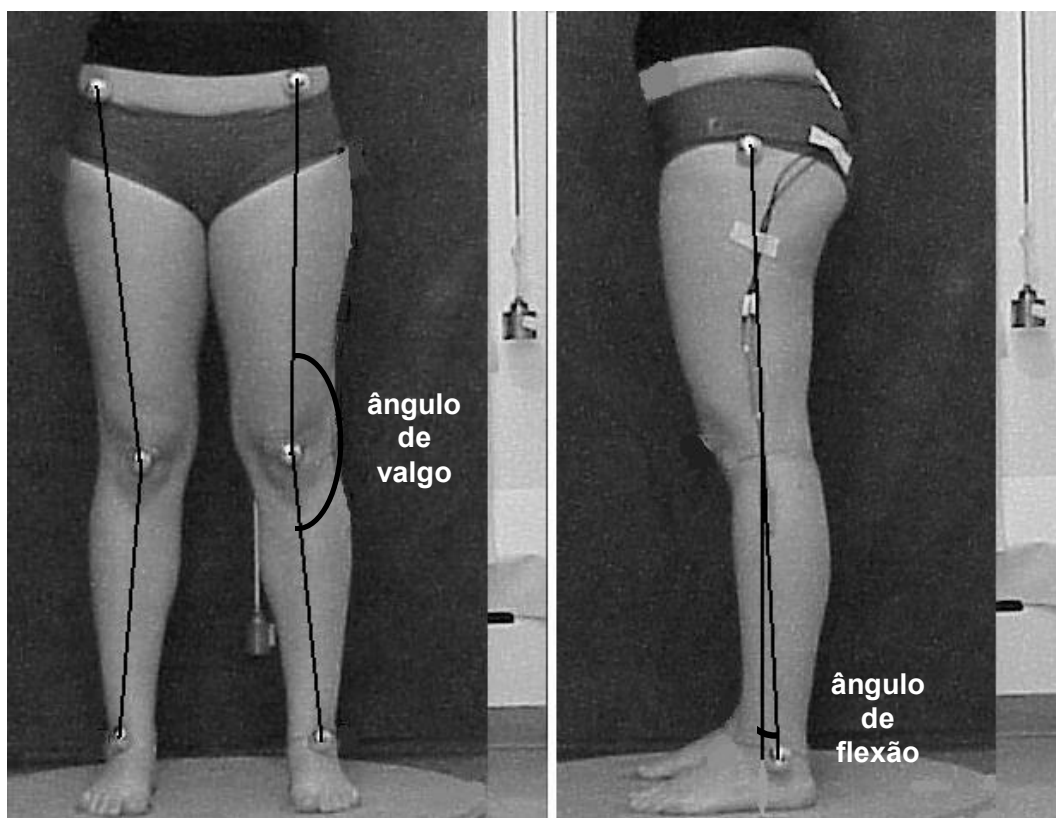


Figura 1. Indivíduo preparado para a coleta e ângulos articulares mensurados no plano frontal (esquerda) e sagital (direita).

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 perna de forma reprodutível. 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 esta 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* (1989).

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.

2.4. 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). Esta 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 destas passadas, como picos de movimento e amplitudes, tempo de ocorrência dos eventos e duração das fases e sub-fases 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.

3. 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°. 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 inter-indivíduos encontrada também foi alta, principalmente para o plano frontal. A diferença entre os joelhos para as médias dos picos mínimos e máximos dos movimentos nos planos sagital e frontal variou de $1,8^\circ$ a $2,8^\circ$, com desvio padrão entre $3,5$ e $7,6^\circ$.

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

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 estas 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.

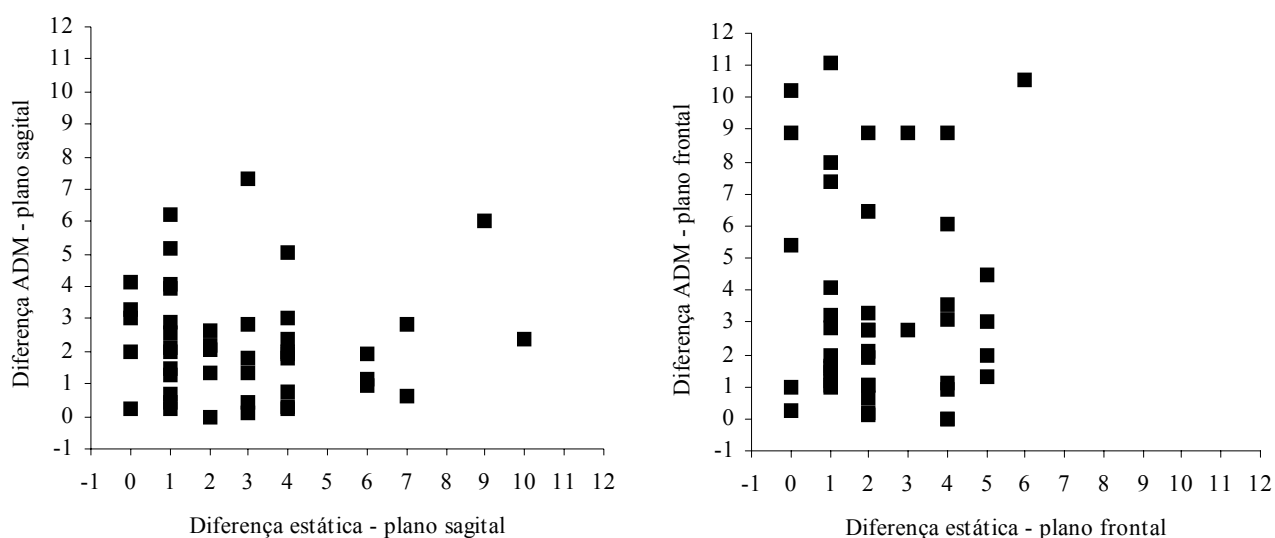


Figura 2. Gráfico de dispersão mostrando a relação entre a diferença estática (eixo x) e a diferença dinâmica (eixo y) para os planos sagital (esquerda) e frontal (direita). As áreas hachuradas indicam as regiões de correspondência entre os registros estático e dinâmico.

4. 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* (2002, 1999) 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. Estes autores buscaram identificar a causa desta “assimetria funcional”, sendo que alguns fatores como: dominância lateral (ocular, manual e podal), nível de atenção requerido e força muscular dos membros inferiores, não explicaram esta diferença. Por isso, buscamos verificar se diferenças estáticas entre os joelhos poderiam causar diferenças entre a amplitude de movimentos dos joelhos na marcha. Porém, os resultados mostraram que não houve relação entre estas diferenças estáticas e dinâmicas.

Alguns aspectos metodológicos podem ter sido responsáveis pela diferença entre os resultados encontrados por MAUPAS *et al* (2002, 1999) 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 isto pode ter filtrado parte das fontes de variação. Cabe ressaltar ainda que o critério adotado por MAUPAS *et al* (2002, 1999) 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.

A confiabilidade intra e inter-examinadores e a repetibilidade da avaliação postural foram investigadas por IUNES *et al* (2005). Estes autores investigaram diversos parâmetros posturais, inclusive os ângulos do joelho nos planos sagital e frontal. A confiabilidade inter-examinadores 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 inter-avaliadores. Estes 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, este assunto merece ser melhor investigado em estudos futuros, nos quais grupos mais amplos e com alterações posturais acentuadas possam ser avaliados.

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO III

No estudo anterior as diferenças estáticas não mostraram relação com as diferenças dinâmicas, porém sabe-se que a configuração postural em valgo ou varo pode levar a uma sobrecarga desigual entre os compartimentos medial e lateral do joelho, o que posteriormente poderá alterar a funcionalidade do movimento na marcha.

Assim, no estudo IV comparou-se diferentes configurações posturais com aspectos funcionais da articulação do joelho. Existem vários trabalhos na literatura que avaliaram a características cinéticas da marcha em relação aos desalinhamentos posturais, em homens e mulheres acometidos por alterações degenerativas no joelho, mas há escassez de estudos que associem esses desalinhamentos com aspectos cinemáticos da marcha. Assim, um novo estudo foi desenvolvido para fornecer mais informações sobre essa relação para a literatura científica.

ESTUDO IV

Pequenas alterações posturais do joelho no plano frontal não alteram parâmetros cinemáticos na marcha em mulheres saudáveis.

Artigo submetido ao periódico Clinical Biomechanics (ANEXO IV)

1. INTRODUÇÃO

As alterações posturais do joelho no plano frontal são reconhecidas como um fator importante no desenvolvimento de distúrbios na articulação, como a osteoartrose (COWAN et al., 1996, TEIXEIRA & OLNEY, 1996, PAPE & RUPP, 2007), a disfunção fêmuro-patelar (FREDERICSON & YOON, 2006), e o aparecimento das lesões do ligamento cruzado anterior (DEREK et al, 2000) Essas alterações podem piorar o prognóstico destes distúrbios comprometendo as atividades físicas e as atividades de vida diária (LENSSSEN & BIEC, 2006).

Alterações ou desalinhamentos do eixo formado entre quadril, joelho e tornozelo são comumente denominados valgismo e varismo de joelho. Estes desalinhamentos causam mudanças na distribuição de carga entre os côndilos femorais o que leva ao desenvolvimento de degenerações na superfície articular. A carga dinâmica aumentada no compartimento medial ou lateral do joelho traz um pior prognóstico das alterações degenerativas (HURWITZ, 2002).

Na reabilitação de pacientes com esses tipos de alterações na articulação do joelho freqüentemente avaliam-se somente os aspectos estáticos. No entanto, avaliações dinâmicas objetivas e precisas são necessárias para o estabelecimento de diagnósticos adequados, o que por sua vez podem promover melhores resultados nos programas de reabilitação (SADEGUI *et al*, 2000). Assim, alguns estudos procuraram avaliar a relação entre alinhamentos posturais do joelho e características dinâmicas da articulação. Porém, não há um consenso na literatura científica com

relação à influência do alinhamento postural estático do joelho nas características cinéticas e cinemáticas da marcha humana. Alguns autores encontraram relação significativa entre o alinhamento postural e aspectos biomecânicos da marcha (WANG & OLNEY, 1994, HURWITZ *et al*, 2002, HELLER *et al*, 2003, SPECOGNA *et al*, 2007), enquanto que outros autores não encontraram nenhuma relação (JOHNSON *et al*, 1980, PRODOMOS *et al*, 1985, TEIXEIRA & OLNEY, 1996). Porém, todos os autores sugerem que ambas as medidas devem ser consideradas na avaliação da articulação do joelho.

Ainda, a maioria desses estudos verificou a relação entre o alinhamento postural e aspectos cinéticos da marcha, porém poucos estudos avaliaram essa relação com os aspectos cinemáticos. Destaca-se também o fato de que esses estudos agruparam homens e mulheres na amostra avaliada. De acordo com FERBER *et al* (2003), CHO *et al* (2004) e MCKEAN *et al* (2007), o padrão de movimento é diferente entre os gêneros. É importante mencionar também que a incidência dos distúrbios na articulação do joelho mencionados anteriormente é maior entre as mulheres do que entre os homens (HURD *et al*, 2004, McKean *et al*, 2007). Diante disso, o objetivo deste estudo foi verificar se alterações posturais do joelho no plano frontal (valgo, varo) influenciam os parâmetros angulares da marcha de mulheres saudáveis.

2. METODOLOGIA

2.1. Sujeitos

Foram recrutadas 36 mulheres saudáveis para compor a amostra deste estudo, das quais 74% eram sedentárias, sendo que o número de sujeitos foi estabelecido de acordo com cálculos realizados no programa GraphPad StatMate 2. Considerou-se para o cálculo: desvio-padrão da diferença entre as medidas de 4°, nível de significância de 5%, poder de 80% do teste não pareado e diferença de 5° entre os grupos como sendo clinicamente relevante.

Os indivíduos avaliados eram do sexo feminino apresentando idade média de $21,9 \pm 2,6$ anos, massa corporal média de $56,9 \pm 6,7$ kg, altura média de $1,60 \pm 0,1$ m, e índice de massa corporal de $21,1 \pm 2,0$ kg/m². 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. Como as medidas eletrogoniométricas são antropométrico-dependentes, os fatores de inclusão dos sujeitos foram: 1) apresentar índice de massa corporal (IMC) entre 18 e 24 kg/m² e, 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 e, 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 (parecer 035/04).

2.2. Materiais e Equipamentos

Os equipamentos utilizados neste estudo foram: eletrogoniômetro (sensores XM 110), unidade de aquisição de dados (Biometrics Ltd, Gwent, UK), esteira elétrica (Explorer Action Fitness); caneta dermatográfica; fita métrica; marcadores reflexivos; fita adesiva dupla face; trena; cronômetro e outros materiais de consumo. O eletrogoniômetro flexível se adapta bem aos segmentos corporais e é altamente confiável para avaliação cinemática da marcha (SHIRATSU & COURRY, 2003, PIRIYAPRASARTH & MORRIS, 2007). Na Figura 1 está ilustrada a colocação dos sensores do eletrogoniômetro em um indivíduo na situação de coleta de dados, em vista frontal e lateral (direita e esquerda).

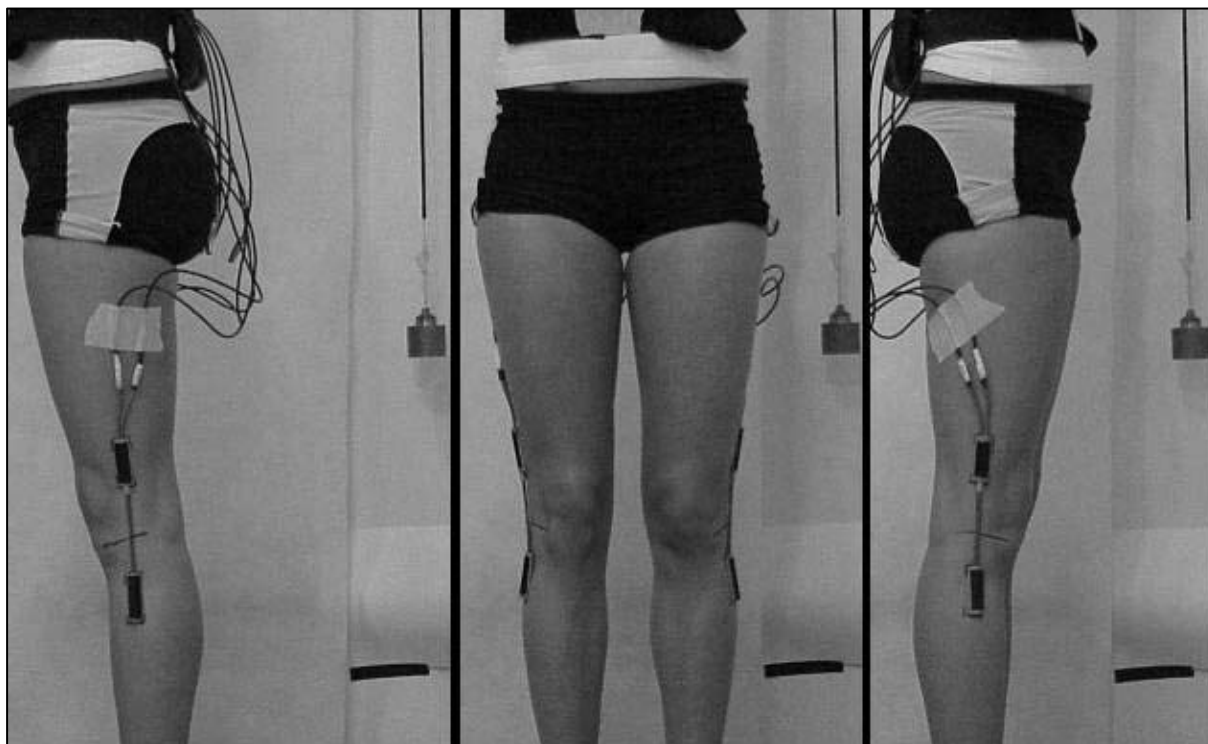


Figura 1 – Sensores do eletrogoniômetro fixados na face lateral dos joelhos direito e esquerdo na situação de coleta.

2.3. Procedimentos

A classificação postural dos joelhos dos sujeitos foi realizada por meio de observação visual de acordo com GROSS *et al* (2000) e a graduação da alteração postural dentro de cada grupo foi realizada de acordo com BEESON (1999). Considerou-se joelho valgo quando ao unir-se os membros inferiores os côndilos femorais tocavam-se antes dos maléolos; joelho varo quando ao unir-se os membros inferiores os maléolos tocavam-se antes dos côndilos femorais; e joelho

normal quando os côndilos femorais se encontraram simultaneamente aos maléolos (GROSS *et al*, 2000).

Após essa classificação os sujeitos foram divididos em três grupos de acordo com suas características posturais. O grupo normal foi composto por 11 mulheres, o grupo valgo por 15 mulheres, e o grupo varo por 10 mulheres. Dentro do grupo valgo os indivíduos foram graduados de acordo com a distância intermaleolar, e no grupo varo de acordo com a distância intercondilar (BEESON, 1999), medidas com fita métrica durante a avaliação física. Na Figura 2 está apresentada a distribuição final da amostra de acordo com a observação visual e as respectivas distâncias encontradas. Pode-se notar que os desalinhamentos encontrados na amostra avaliada foram leves em sua maioria (valgo 87% menor que 5 cm, varo 90% menor que 5 cm).

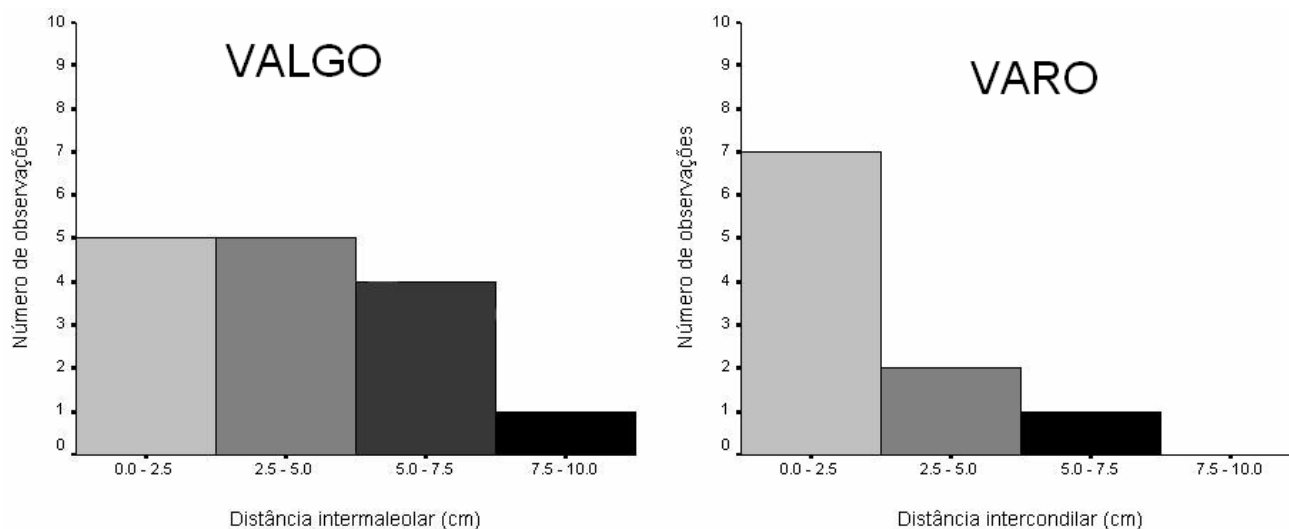


Figura 2 – Classificação dos sujeitos em relação às distâncias intermaleolar e intercondilar

Terminada a avaliação postural dos sujeitos foi feita tricotomia na face lateral dos joelhos para melhor fixação dos sensores sobre a pele. 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 perna de forma reprodutível. 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 esta 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* (1989).

Após a fixação dos sensores, o equipamento foi calibrado com o indivíduo em postura em pé relaxada, joelhos estendidos e peso distribuído igualmente entre os dois pés. 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. As cinquenta passadas centrais do registro foram avaliadas.

2.4. Análise dos dados

A partir das medidas obtidas pelo eletrogoniômetro foram avaliados os movimentos do joelho nos planos sagital e frontal por meio de uma rotina desenvolvida em Matlab (versão 6.5). Esta 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 destas passadas.

Primeiramente foram aplicados testes estatísticos para verificar a normalidade e a homogeneidade dos dados (Shapiro-Wilks e Levene, respectivamente). Após esta etapa foi feita uma análise da variabilidade das

passadas de cada sujeito por meio do desvio-padrão médio das passadas. Assim, foram excluídos do estudo os indivíduos que apresentaram um padrão de movimento sem correspondência com a curva de flexo-extensão de joelho descrita na literatura científica. Desta forma, a curva média de cada sujeito pôde ser usada na comparação entre os grupos com alterações posturais. As curvas de movimento dos indivíduos sem alteração postural (grupo normal) foram usadas para construir uma região delimitada por duas curvas que contém a curva média do grupo normal com nível de confiança de 99%, adaptado do método de DUHAMEL *et al* (2004). Foi aplicado também o coeficiente de correlação múltipla (CMC) para comparar as curvas dos grupos valgo e varo com o grupo normal.

3. RESULTADOS

Os dados obtidos apresentaram distribuição normal ($p > 0,20$) e os grupos apresentavam homocedasticidade ($p = 0,10$ a $0,83$). Os desvios padrão médios das cinquenta passadas de cada indivíduo são mostrados na Tabela 1. Pode-se perceber que a variabilidade intra-sujeito foi pequena visto que os maiores desvios padrões alcançados foram $2,83^\circ$ para flexo-extensão e $1,32^\circ$ para varo-valgo. Portanto, a curva média de cada sujeito é representativa do seu padrão de movimento e foi usada para a comparação entre grupos.

Tabela 1 – Desvio padrão médio das 50 passadas dos indivíduos dos grupos normal, valgo e varo.

<i>Sujeitos</i>	<i>FLEXÃO/EXTENSÃO</i>		<i>VARO/VALGO</i>	
	$\bar{X} \pm DP$	Min – Max	$\bar{X} \pm DP$	Min – Max
Normal				
<i>direito</i>	1,59 \pm 0,51	1,01 – 2,83	0,71 \pm 0,19	0,44 – 0,99
<i>esquerdo</i>	1,43 \pm 0,32	1,06 – 2,19	0,71 \pm 0,19	0,43 – 1,09
Valgo				
<i>direito</i>	1,36 \pm 0,16	0,97 – 1,60	0,68 \pm 0,19	0,49 – 1,32
<i>esquerdo</i>	1,45 \pm 0,35	0,95 – 2,35	0,64 \pm 0,09	0,44 – 0,78
Varo				
<i>direito</i>	1,46 \pm 0,29	1,14 – 2,07	0,70 \pm 0,13	0,55 – 0,88
<i>esquerdo</i>	1,48 \pm 0,33	1,14 – 2,25	0,73 \pm 0,15	0,56 – 1,03

A Figura 3 mostra a comparação dos grupos valgo e varo, respectivamente, com o grupo normal. A comparação dos indivíduos com joelho em valgo e em varo com o grupo normal nos planos sagital e frontal mostrou que a maioria dos indivíduos encontra-se dentro da faixa de variabilidade que contém a curva média dos indivíduos normais com 99% de confiança (área cinza). Ainda, no plano frontal

as curvas de movimento dos indivíduos foram mais variadas do que as do plano sagital. Estes resultados foram confirmados pelos valores encontrados no coeficiente de correlação múltipla (Figura 3).

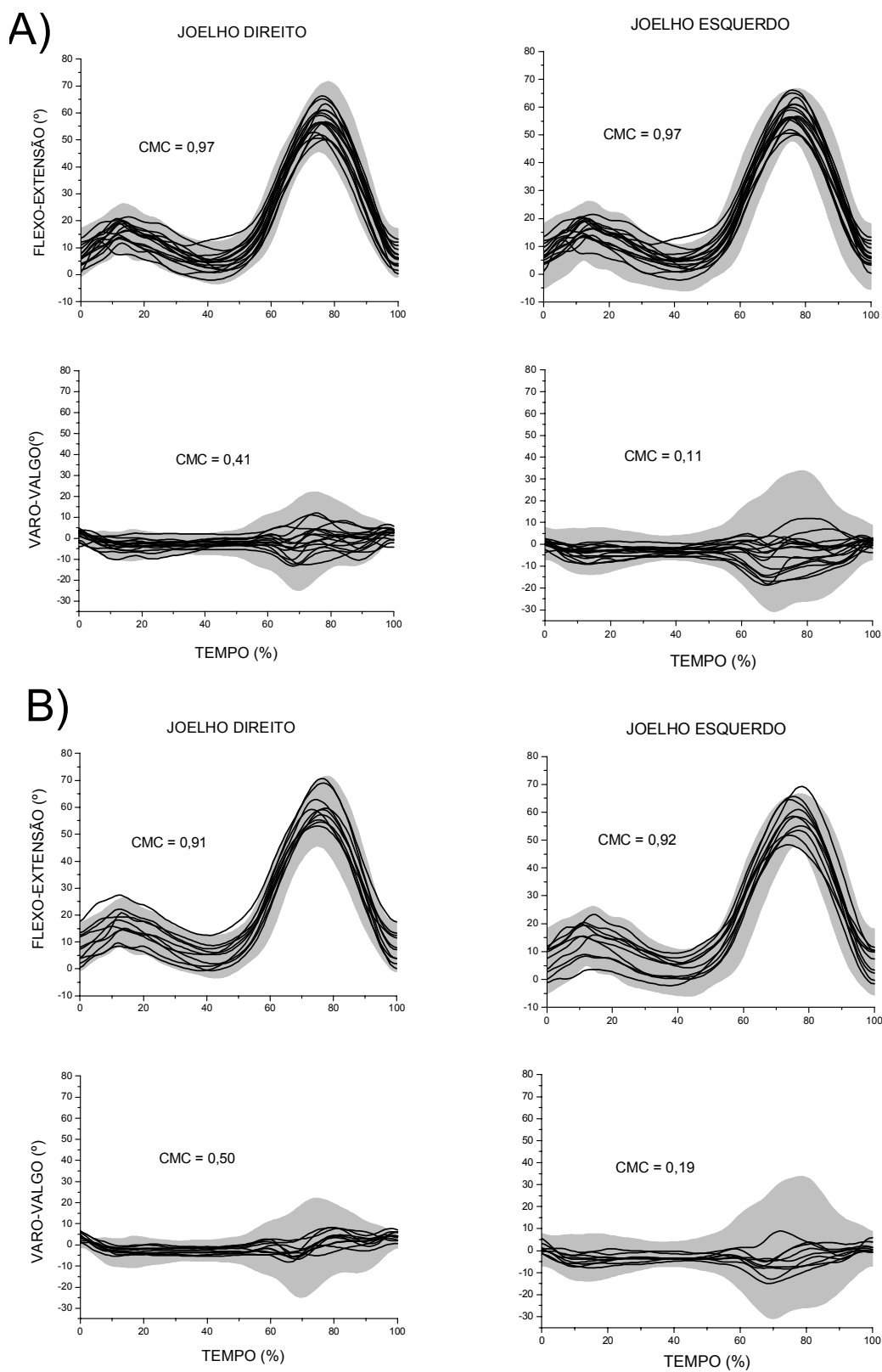


Figura 3 – Curvas de movimento do joelho na marcha. A. Indivíduos com joelho valgo (linhas pretas) comparados com o grupo normal (área cinza); B. Indivíduos

com joelho varo (linhas pretas) comparados com o grupo normal (área cinza). Os valores do CMC são apresentados com seus respectivos gráficos.

4. DISCUSSÃO

Não foi encontrada diferença significativas entre os indivíduos com alterações posturais e o grupo com joelhos normais, mostrando que não houve influência do alinhamento postural nos aspectos angulares do joelho na marcha.

Este resultado está de acordo com os obtidos por JOHNSON *et al* (1980) que comparou os resultados de alinhamento estático dos joelhos, por meio de radiografias, e variáveis cinéticas da marcha, por meio de determinação da descarga de peso, em indivíduos com osteoartrite e artrite reumatóide no joelho, PRODOMOS *et al* (1985) avaliaram pacientes com deformidade de varo e também não encontraram correlação significativa entre o alinhamento estático e o momento dinâmico de adução do joelho em indivíduos acometidos por osteoartrose. TEIXEIRA & OLNEY (1996) e WANG & OLNEY (1994) também não identificaram correlação significativa entre alinhamento estático e medidas cinéticas do joelho em idosos com osteoartrite e idosos saudáveis, respectivamente.

Porém, WANG & OLNEY (1994) no mesmo estudo acima citado encontraram associação entre as medidas cinemáticas do joelho na marcha e o alinhamento estático na mesma amostra de idosos saudáveis. HELLER *et al* (2003)

afirmaram que o alinhamento postural pode alterar as forças de contato articulares em atividades dinâmicas, como a marcha. HURWITZ *et al* (2002) avaliaram indivíduos normais e com sintomas leves de osteoartrite e relataram que o alinhamento estático é um indicativo das cargas dinâmicas nos compartimentos lateral e medial do joelho. SPECOGNA *et al* (2007) encontraram uma correlação moderada entre medidas estáticas do alinhamento do joelho e os picos do momento de adução durante a marcha.

O presente estudo buscou verificar a relação entre alinhamento postural e aspectos cinemáticos da marcha, especificamente as variáveis angulares. Isto pode explicar, em parte, a divergência com outros estudos, visto que o objetivo deste estudo foi verificar os efeitos cinemáticos desse desalinhamento postural na marcha, enquanto que os outros autores procuraram verificar as forças internas agindo na articulação, portanto efeitos cinéticos. E embora as alterações posturais do joelho possam causar mudanças na distribuição na carga articular, não houve modificações observáveis no padrão de movimento do joelho nos indivíduos avaliados. Um aspecto que deve ser considerado na discussão dos resultados encontrados foi o fato de que os desvios posturais dos indivíduos da amostra foram leves, o que pode não ter permitido a observação de alterações na marcha.

Os indivíduos que fizeram parte do estudo eram jovens e saudáveis e a maioria dos estudos avalia indivíduos sintomáticos ou idosos saudáveis. Desta forma, nessa população jovem esses desalinhamentos posturais podem ainda não

provocaram alterações na marcha, porém futuramente esses indivíduos poderão estar mais suscetíveis a alterações degenerativas. No entanto, somente um estudo prospectivo de acompanhamento dessa população fornecerá estas informações.

5. CONCLUSÃO

Os resultados encontrados neste estudo mostram que alterações posturais leves do joelho (distância intercondilar ou intermaleolar até cinco centímetros) não promovem variações cinemáticas da articulação do joelho na marcha.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após três anos de estudos empregando a eletrogoniometria na avaliação de movimentos da articulação do joelho podemos chegar a algumas conclusões que contribuem para aprimorar o conhecimento sobre a aplicabilidade e praticidade da eletrogoniometria em avaliações de aspectos cinemáticos da articulação do joelho.

Assim, destacam-se os seguintes aspectos:

- as assimetrias estáticas encontradas não mostraram relação com as assimetrias dinâmicas, confirmando a necessidade da associação desses dois tipos de medidas para aumentar a eficácia na avaliação e tratamento de alterações da articulação do joelho;

- o eletrogoniômetro apresenta boa adaptação à articulação do joelho, tendo se mostrado útil e preciso na avaliação dos ângulos articulares em uma atividade dinâmica como a marcha;

- a praticidade do equipamento permite que ele seja utilizado no dia-a-dia da prática clínica facilitando o trabalho do fisioterapeuta na tomada de decisões clínicas, conforme comprovados pelos estudos I e II.

Ainda, seria interessante dar continuidade a estudos com eletrogoniometria na articulação do joelho com populações diferentes das estudadas aqui, amostras maiores a fim de aumentar o banco de dados na literatura científica, além de expandir os estudos com a eletrogoniometria para as outras articulações dos membros inferiores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand* 1995; 154: 421-7.
2. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Specificity of training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand* 1996; 156: 123-29.
3. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988; 16: 113-22.
4. Beeson P. Frontal plane configuration of the knee in children. *Foot* 1999; 9:18-26.
5. Biometrics Ltd. Goniometer and torsionmeter operating manual. Gwent, UK, 1997.
6. Brasileiro JS. Alterações funcionais e morfológicas do músculo quadríceps induzidas pelo treinamento excêntrico após reconstrução de LCA. Tese de Doutorado, UFSCar, 2004, São Carlos.
7. 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.

8. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech* 2004; 19:145-152.
9. Coury HG, Brasileiro JS, Salvini TF, Poletto PR, Carnaz L, Hansson G-A. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Post* 2006; 24(3):370-374.
10. Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly DW Jr, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT. Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med Sci Sports Exerc* 1996, 28(8):945-52.
11. Crenshaw SJ, Richards J G. A method for analysing joint symmetry and normalcy with an application to analysing gait. *Gait Posture* 2006; 24(4):515-521.
12. Derek T, Cooke V, Scudamore RA, Greer W. Axial alignment of the lower limb and its association with disorders of the knee. *Oper Tech Sports Med* 2000; 8(2):98-107.
13. Duhamel A, Bourriez SL, Devos P, Krystkowiak P, Derambure P, Defebvre L. Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait Posture* 2004; 20(2):204-212.
14. Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. Denver: Harcourt Brace and Company, 1995.
15. 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.

16. Ferber R, Davis IM, Williams III DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech* 2003; 18:350-357.
17. Fredericson M, Weir A. Practical management of iliotibial band friction syndrome in runners. *Clin J Sport Med* 2006; 16(3):261-268.
18. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil* 2006; 85:234-243.
19. Glenn N. Williams, Lynn Snyder-Mackler, Peter J. Barrance, Thomas S. Buchanan. Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury; a differential response in copers versus non-copers. *J Biomech* 2005; 38: 685-93.
20. Gibala MJ, Interisano SA, Tarnopolsky MA et al. Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. *Can J Physiol Pharmacol* 2000; 78: 702-8.
21. Goldspink G. Molecular mechanisms involved in the determination of muscle fibre mass and phenotype. *Adv Exerc Sports Physiol* 1999; 5(2): 27-39.
22. Gross J, Fetto J, Rosen E. Exame musculoesquelético. 1ª ed. Porto Alegre (RS): Editora Artmed; 2000.
23. Hamill J, Bates BT, Knutzen RM. Ground reaction force symmetry during walking and running. *Res Quart Exerc Sport* 1984; 55(3):289-293.
24. 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(3): 355-367.

25. Hebert S, Xavier R, Pardini Jr AG, Barros Filho TEP e colaboradores. *Ortopedia e Traumatologia – Princípios e Prática*. 3 edição. Porto Alegre: Artmed, 2003.
26. Heller MO, Taylor WR, Perka C, Duda GN. The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee. *Langenbecks Arch Surg* 2003; 388:291-297.
27. Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R. Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 1992; 20: 299-306.
28. Hurd WJ, Chmielewski TL, Axe MJ, Davis J, Snyder-Mackler. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin Biomech* 2004; 19: 465-472.
29. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res* 2000; 20: 101-107.
30. Isacson J, Gransberg L, Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *J Biomech* 1986; 8:627-635.
31. 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 Fisiot* 2005; 9(3): 327-334.

32. Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of load across the knee - a comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br* 1980; 62(3): 346-349.
33. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gajney J, Gordron G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Ortop Res* 1989; 7: 849-860.
34. Kaufman KR, An K-N, Litchy WJ, Morrey BF, Chao EY. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med* 1991; 19: 305-16.
35. Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EIS, Walker N. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg* 1970; 52(4): 775-90.
36. Kjaer M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev* 2004;84:649–98.
37. 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.
38. 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. *AmJ Sports Med* 2001;29:72–82.

39. 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.
40. Lenssen AF, Biec RA. Role of physiotherapy in peri-operative management in total knee and hip surgery. *Int J Care Injured* 2006; 37S:S41-S43.
41. Li RCT, Maffulli N, Hsu YC, Chan KM. Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in recreational athletes. *Br J Sports Med* 1996; 30: 161-4.
42. Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of the athletic knee injuries: a 10-year study. *Knee* 2006; 13:184-188.
43. 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.
44. 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.
45. Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 2000; 11:46-53.

46. McDonagh MJN, Davies CTM. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *Eur J Appl Physiol* 1984; (52): 139-55.
47. McKean KM, Landry SC, Hubley-Kosey CH, Dunbar MJ, Stanish WD, Deluzio KJ. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin Biomech* 2007; 22:400-409.
48. More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings – an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med* 1993; 21: 231-37.
49. Nisell R, Ericson MO, Németh G, Ekholm J. Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *Am J Sports Med* 1989; 17: 49-54.
50. Norkin CC, White DJ. Medida do movimento articular: manual de goniometria. 2ª ed. Porto Alegre (RS): Artes Médicas; 1997.
51. Pape D, Rupp S. Preoperative planning for high tibial osteotomies. *Oper Tech Orthop* 2007; 17: 2-11.
52. 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.
53. Piriyaarasarth P & Morris ME. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review. *Knee* 2007; 14:2-8.

54. Prodomos CC, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67:1188-1194.
55. Riley P, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2007; 26:17-24.
56. Rosene JM, Forgarty TD, Mahaffey BL. Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *Journal of Athletic Training* 2001; 36(4): 378-83.
57. Rowe PJ, Myles CM, Hillman J, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy* 2001;87:479–88.
58. Sadegui H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Hum Mov Sci* 1997; 16: 243-258.
59. Sadegui H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000; 12: 34-45.
60. Seger JY, Thorstensson A. Effects of eccentric versus concentric training on thigh muscle strength and EMG. *Int J Sports Med* 2005 Jan-Feb; 26(1): 45-52.
61. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech* 2003; 18(7): 682-684.
62. Specogna AV, Birmingham TB, Hunt MA, Jones IC, Jenkyn TR, Fowler PJ, Giffin JR. Radiographic measures of the knee alignment in patients with varus gonarthrosis. *Am J Sports Med* 2007; 35(1):65-70.

63. 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.
64. Tesio L, Monzani M, Gatti R, Franchignoni F. Flexible electrogoniometry: knisiological advantages with respect to potenciomtric goniometers. *Clin Biomech* 1995; 10:275-277.
65. Teixeira LF, Olney SJ. Interferência do alinhamento na performance biomecânica do joelho durante a marcha em pacientes com osteoartrite. *Acta Fisiátrica* 1996; 3(1): 20-29.
66. Teixeira LF, Olney SJ. Relationships between alignment, kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin Biomech* 1996; 11(3): 126-134.
67. Viton J-M, Timsit M, Mesure S, Massion J, Franceschi J-P, Delarque A. Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 194-200.
68. Wang H, Olney SJ. Relationships between alignment, kinematic and kinetic measures of the knee of normal elderly subjects in level walking. *Clin Biomech* 1994; 9(4):245-252.
69. 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): 90-96.

70. 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: 260-270.
71. Westing SH, Seger JY. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *Int J Sports Med* 1989; 10: 175-80.
72. 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.
73. 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.
74. 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.

ANEXOS



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 uninjured 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 $30^\circ/s$. Three minutes of rest were given between each series. Both the involved and uninjured 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.

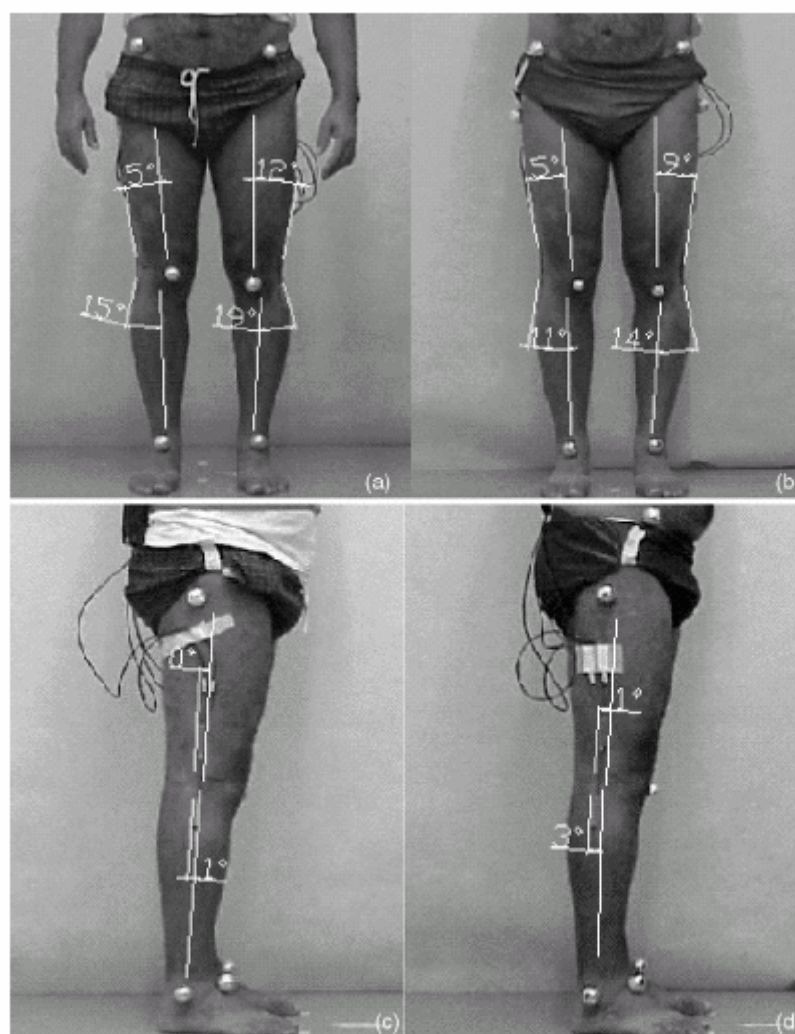


Fig. 1. Frontal (a and b) and lateral (c and d) views of one representative subject before (a and c) and after (b and d) a 12-week eccentric training period. The lines represent the axis of the thigh and the shank, and the long axis of the endblocks of the goniometer, and the angles indicate the misalignment 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 (MI10 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 ^a (9)	75 (5)
Post-training	1 (1)	58 (5)	58 ^a (5)	78 (9)
Controls	-1 (4)	56 (9)	57 (7)	80 (15)
Valgus/varus				
Right side				
Patients				
Pre-training	-3 (2)	9 ^a (4)	12 ^a (3)	20 ^a (4)
Post-training	-2 (2)	21 ^a (8)	24 ^a (8)	35 ^a (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.

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

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

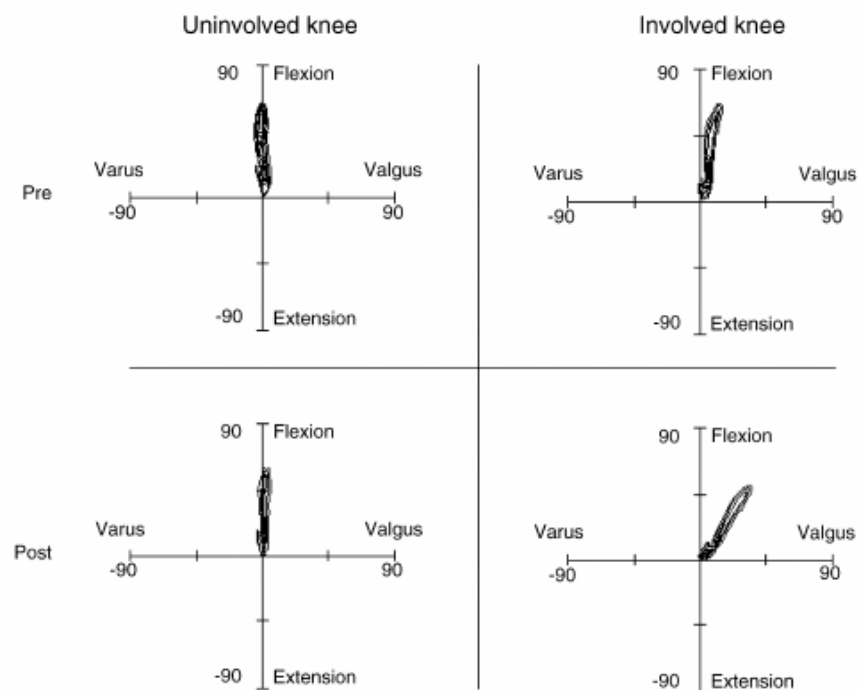


Fig. 2. Representative X–Y plots of flexion/extension vs. valgus/varus angles from one subject (the same as in Fig. 1), for both the involved (right) and uninvolved (left) knee, before (pre) and after (post) a 12-week eccentric training period.

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 an 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, Papanagari 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.

ANEXO II

Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects

P R Poletto^{*}; H H Santos[†]; T F Salvini[‡]; H J C G Coury^{*}; G-A Hansson[‡]

^{*} Department of Physical Therapy and Preventive Physical Therapy Laboratory, Universidade Federal de São Carlos, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil.

[†]Department of Physical Therapy and Plasticity Muscular Laboratory, Universidade Federal de São Carlos, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil.

[‡] Department of Occupational and Environmental Medicine, University Hospital, SE-221 85 Lund, Sweden.

Adress Correspondence to Tania Fatima Salvini, PhD, Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Fisioterapia. Rodovia Washington Luis, Km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brazil. Phone: + 55 16 3351-8345, Fax: + 55 16 33612081, E-mail: tania@power.ufscar.br

Abstract

Context: In recent study on eccentric isokinetic training of knee extensors of anterior cruciate ligament (ACL) reconstructed patients reported to increase valgus.

Objective: To evaluate if the eccentric training of short time had similar effect on healthy subjects.

Design: Single-group with pretest and posttest evaluation. After 5 minutes of warm-up and stretching three times (30 s of stretch with 30 s rest), the subjects performed three maximal voluntary isometric contractions (5 s) and five maximal voluntary eccentric contractions (30°/s). The torque tests performed on the Biodex System III dynamometer whereas the electrogoniometer analyzed angular amplitudes of flexion/extension and valgus/varus knee movements during gait.

Setting: Preventive physical therapy laboratory and plasticity muscular laboratory at University Federal of São Carlos/Brasil.

Patients or Other Participants: Eighteen healthy men university students (age 21.7 ± 2.2 years; height 173 ± 10 cm; weight 68.7 ± 9.4 kg; body mass index: 22.6 ± 2.0 kg/m²) with occupational and recreational activities.

Intervention: Six weeks of isokinetic eccentric training of the both right and left knee extensors.

Mean Outcome Measurements: Peak torque average, hamstrings/quadriceps (H:Q) ratio and knee flexion/extension and valgus/varus movements of the both right and left knee.

Results: Knee extensor torque increased in right ($p < 0.001$) and left ($p < 0.001$) limbs, without difference between them. The knee flexor torque increased ($p = 0.03$), but the hamstrings/quadriceps (H:Q) ratio declined ($p < 0.001$) after training and there were no differences for flexion/extension and valgus/varus movements after training.

Conclusion: Although the eccentric training decreased the H:Q ratio, it did not change the kinematics during gait in healthy subjects.

Key-words: electrogoniometer, gait, torque, knee, eccentric training

Introduction

Injuries and ligament reconstructions of the knee have been associated to changes in the kinematic patterns during gait^{1,2}. An altered gait may imply unfavorable loading of the cartilage of the knee joint, and thus development of arthritis, secondarily to the injury and ligament reconstruction. Changes in the gait pattern may occur as a consequence of joint tissue derangement, knee joint swelling, weakness of the quadriceps femoris muscle, or muscle inhibition due to pain³. Atrophy of the extensor muscles is a common finding among patients submitted to anterior cruciate ligament reconstruction⁴. Therefore, recovery of knee extensor strength is essential for functional rehabilitation. Previous reports showed that functional outcome has a positive correlation with extensor strength indicating muscle strengthening as a precondition for functional recovery^{4,5}.

It has been reported that training using eccentric contractions is more effective in the muscle recovery because it promotes greater changes in neural activation and muscle hypertrophy⁶. Both force generation and stretch are major factors in activating protein synthesis and the combination of these stimuli apparently has a pronounced additive effect⁷. Also, loaded eccentric exercise is a potent stimulus for hypertrophy^{8,9} and increase the muscle strength¹⁰.

In a recent study¹¹, where we applied eccentric isokinetic training of the quadriceps muscles in subjects submitted to anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction, the knee extensor torque and flexion/extension range of motion during gait

increased significantly after training. However, an unexpectedly increased valgus, most pronounced during the swing phase, as well as an increased valgus/varus range of motion, which may imply adverse effects on the knee, were also observed in the ACL reconstructed knee when compared with the healthy untrained knee. Hence, the mechanisms involved in the increased valgus, as well as its functional and clinical implications, needs clarification before eccentric training can be generally recommended for rehabilitation and sports activities.

Thus, this study had the objective of evaluating the effects of eccentric isokinetic training on the strength of the extensor and flexor muscles of the knee, and the sagittal and coronal knee movements during gait, in healthy male subjects. In addition, the present stride based method for characterizing gait was compared to the method used in our previous study¹¹.

Methods

Subjects

Eighteen healthy and active male subjects, without any musculoskeletal injuries or symptoms, or equilibrium disorders, (age 21.7 ± 2.2 years; height 173 ± 10 cm; weight 68.7 ± 9.4 kg; body mass index: 22.6 ± 2.0 kg/m²) were evaluated. Their occupational and recreational activities did not change, and none of them was involved in any other training program to improve the muscle force, during the

present study. This study was developed with approval from the University Ethics Committee for Human Investigation.

Eccentric training

The training was performed twice a week for 6 consecutive weeks, in total of 12 sessions. The extensor muscles, of both the right and left knees, were trained during each session. To avoid any systematic differences, the left knee was trained first in one session, and the right knee first in the subsequent session, this procedure was repeated for the rest of the training. All subjects completed the training program.

The subjects warmed up for 5 minutes on a cycle ergometer (25W) and then both the right and left, quadriceps, hamstrings, and calf muscles, were stretched three times (30 s of stretch with 30 s rest). Following, the subjects were seated on the isokinetic dynamometer (Biodex Multi-Joint System 3)* with the backrest reclined 5° from vertical, and straps fixing the trunk, 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, and the subject performed a series of familiarization contractions. The subjects then performed 3 series of 10 consecutive maximal eccentric isokinetic contractions; the knee was forced by the dynamometer to move through the range of motion from

20° to 90° of knee flexion at an angular velocity of 30 °/s. Each series was preceded by 3 minutes of rest, and there were no pauses between the 10 contractions.

Knee extensor and flexor torque

Before and after the training, the peak torque of the right and left quadriceps were assessed, during eccentric isokinetic contractions at 30 °/s. The procedure and equipment, which for each contraction gives data on peak torque, was the same as for the training (see above), except that only one session of 5 contractions was performed. The peak torque was defined as the maximum value achieved during the 5 contractions. In addition, the peak torque of the knee flexors for the non-dominant limb (right limbs n = 4; left limbs n = 14), was assessed during eccentric contractions at 30 °/s. A procedure, analogue to the one for the knee extensors, was used. To assess knee functional ability and muscle balance, the hamstrings to quadriceps (H:Q) strength was derived as the ratio between the corresponding peak torques¹²⁻¹⁴.

Knee Movements and data analysis

Knee flexion/extension and valgus/varus movements were recorded bilaterally using biaxial flexible electrogoniometers, and acquisition units (M110, DL 1001, and Datalink 2.0)[#]. One goniometer was fixed to the shaved lateral face of each knee. The center of 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 attached on the sagittal plane of the knee, and aligned with the axis of the thigh (having also as reference point the greater trochanter of the femur) and axis of the leg (having the external malleolus as the second reference point). The sampling rate was 100 Hz. The reference position (i.e. 0° of flexion/extension and valgus/varus) was derived, as the mean value during 16 s, when the subject was standing erect and relaxed. Positive angles denote flexion and valgus. After being familiarized to walking on a treadmill at 5.0 km/h, the knee movements were recorded during 90 s.

For the central part of this recording, 50 consecutive strides were detected, independently for the right and left side. From the flexion angles, the heel strikes were detected, as the first minimum occurring after the maximum flexion¹⁵. The heel strike defined the beginning of the strides, and, for each stride, data was normalized to the duration of the stride. During normal gait, as in the present study, the first 60% of the stride represent the stance phase, and the later 40% the swing phase¹⁵. For each stride, the maximum and minimum angles as well as the range of motion, i.e. the maximum minus the minimum angle, were derived for flexion/extension and valgus/varus. The mean values of these measures, for the 50 strides, were used to characterize the knee movements for each subject. In addition, for each subject and knee, graphs of the mean values for the 50 strides, were derived. This analysis was performed by software developed using MatLab

(version 6.5)[§]. For a subset of the recordings (29 of the 36) also the 1st and 99th percentiles, and the 99th minus the 1st percentiles of the angle distributions for 60 s of the central part of the gait, were calculated in the same way as in our previous study¹¹. These data were compared to the corresponding measures of the present method. The reference position was derived in the same way, and for the same time period, for both methods.

For knee torque and movements, the effects of the training, i.e. the post training minus the pre training values, were calculated for both the left and right knees, and evaluated by paired t-tests. The comparison between the right and left sides, as well as between the stride-based analysis, and the method used by Coury et al.¹¹, also used paired t-test. In addition, 95% confidence intervals (CI) were calculated for some of the measures.

Results

Peak Torque

After the eccentric training, both right and left limbs increased the knee extensor peak torque (by 38% and 41%, respectively). The right limb increased from 229 ± 53 Nm to 304 ± 53 Nm ($p < 0.001$) and the left limb increased from 228 ± 59 Nm to 311 ± 63 Nm ($p < 0.001$). There was no difference in the mean extensor peak torque between right and left limbs, neither before training (229 ± 53 Nm vs. 228 ± 59 Nm, respectively; $p = 0.94$) nor after training (304 ± 53 Nm vs. 311 ± 63 Nm,

respectively; $p = 0.22$). It was interesting to note that although the training increased the knee flexors peak torque by 8% (from 114 ± 30 Nm to 123 ± 22 Nm; $p = 0.03$), the H:Q ratio declined by 22% (from 0.50 ± 0.08 to 0.39 ± 0.07 ; $p < 0.001$).

Kinematic Analysis

Mean and standard deviation for the maximum, minimum, and range of motion angles are shown in Table 1, before as well as after the training. From the minimum flexion/extension values, it is obvious that there was no considerable hyperextension during walking, and that the average maximum flexion/extension during the swing phase was between 53° to 54° independent of knee and training. Figure 1, which presents the mean ensemble curves, with their standard deviations, for the 18 subjects, shows that the symmetry between the knees, and the lack of an effect of the training on the flexion/extension angles applies to all parts of the gait cycle.

The valgus/varus angles had a range of motion of 11° to 13° , similar for both knees and, for both knees, un-affected by the training (Table 1). The maximum and minimum values, as well as the graphs in Figure 1, show that the valgus/varus angles, except for the left knee post training, were fairly symmetrically distributed round the reference position. After the training, the left knee displayed a general shift towards valgus, most pronounced during the swing phase (Figure 1; the

average difference between the mean ensemble curves was 4.1°). The increased valgus is also shown by the increase in minimum and maximum angles.

Insert Table 1 and Figure 1 about here

The standard deviations for the maximum and minimum valgus/varus angles were relatively large comparing to the standard deviations for the flexion/extension angles, indicating a higher inter-individual variation for valgus/varus than for flexion/extension (Table 1). The standard deviations in Figure 1 also show this relatively large inter-individual variation, and that it is most pronounced during the swing phase. It is interesting to observe that, for valgus/varus, the standard deviation decreased, i.e. the movement pattern of the subjects became more uniform, during the swing phase for the left knee after training.

The kinematic analysis used in our previous study¹¹, identifies almost identical values as the present method; the differences in the results from both methods (previous method minus present method) were: peak flexion 0.5° (95% CI: $0.4^\circ - 0.6^\circ$), peak extension 0.0° ($-0.5^\circ - 0.4^\circ$), range of flexion/extension 0.5° ($0.1^\circ - 1.0^\circ$), peak valgus -0.5° ($-0.7^\circ - -0.4^\circ$), peak varus -0.5° ($-0.8^\circ - -0.3^\circ$), and range of valgus/varus 0.0° ($-0.3^\circ - 0.3^\circ$).

Discussion

The eccentric training increased both the peak extensor torque (by 40%) and the peak flexor torque (by 8%), but decreased the H:Q ratio (from 0.50 to 0.39). These changes had no significant effect on the gait kinematics of the knee, for the

healthy male subjects, except for a small shift towards valgus, for the left knee after the training

Methodological considerations

The training in the present study was similar to the one in our previous study¹¹, except for a shorter duration (6 vs. 12 weeks in the previous one). In spite of this, the torque gain was higher in the present study (39% vs. 25%, in the previous one). The less efficiency in the extensor torque gain during the training in our previous study¹¹ was probably because the quadriceps muscle has an abnormal pattern of motor units recruitment after the ACL reconstruction⁴.

The limitation, of measuring the flexor peak torque only for the non-dominant limb, was made for practical reasons. However, we see no reason to believe that the effect, of the eccentric training, on the H:Q ratio, should differ significantly between the dominant and non-dominant limbs, or between the right and left limbs.

The use of a stride-based analysis is more relevant for gait analyses than the more general analysis of the amplitude distributions that we previously used. For practical reasons, only the 29 gait recordings that were recorded by the DL1001 data logger were used for comparing the methods. For the derived measures, the differences between the two methods were surprisingly small, for both flexion/extension and valgus/varus. The very small, and physiologically insignificant, differences enable

direct comparisons of results obtained by the two methods. Moreover, when the methods are used for quantifying the effect of training, as in both the present study and in our previous one, differences between two measurements, performed with the same method, will be calculated, which will virtually eliminating even the minute differences between the methods. Hence, methodological considerations can be disregarded when comparing the results of the present and our previous study.

Physiological effects

As expected, the eccentric training increased the extensor torque of the knees, similar as found in our previous study using a similar protocol of training in subjects submitted to ACL reconstruction¹¹. However, the decline of H:Q ratio indicate a reduced capacity of the flexors for knee stabilization, which could be considered an increased risk of injury. Normal values for H:Q ratios of 0.40 to 0.50 have been reported based on peak moments, independent of contraction mode and velocity^{12,16}. Low values (0.30) for H:Q ratios suggests that the flexors muscles have a reduced capacity for dynamic knee joint stabilization during forceful knee flexion movements with simultaneous eccentric quadriceps muscle contraction^{17,18}, and may reflect predisposition to injury¹⁹.

The quadriceps muscle contraction may create significant anterior tibial translation or shear, especially at high contraction forces and with the knee toward full

extension²⁰⁻²² and may produce substantial internal rotation of the tibia relative to the femur^{20, 23}. The co-activation of the hamstrings muscles, in addition to ACL constraints, will significantly contribute to counterbalance the tibial shear^{18, 23} or rotation²³. Then, the H:Q ratio may be used to indicate the extent to which the hamstrings muscles are capable of counteracting the anterior tibial shear induced by maximal quadriceps muscle contraction¹². The results of the present study showed that when eccentric training is applied exclusively to the quadriceps muscles it alters the forces involved in the knee joint stabilization.

The decline in the H:Q ratio found in this study was a consequence of the higher torque gain of the knee extensor (about 40%), compared to the torque gain of knee flexor (8%). However, this result seems to only marginally affect the gait pattern assessed in normal subjects in the present study. Specifically, no increase in valgus/varus range of motion was observed, while such an increase was the main finding in the in our previous study of ACL reconstructed patients. Probably, the ACL reconstructed patients are more susceptible to alterations in gait kinematics due to eccentric training; the H:Q ratios might be much lower among the patients, and even if the decline in H:Q ratio is the same as in the present study, the mechanical properties of the ligaments may be more sensitive to an increased extensor torque, even when partly balanced by an antagonistic torque of the flexors. Thus, to prevent ACL reconstructed patient from developing degenerative complication, secondary to the primary injury, rehabilitation that restores a

functional knee kinematics during gait seems important. Since eccentric training is an effective method to strengthen the knee extensors an accompanying eccentric training of the knee flexors may however be required, to maintain a normal H:Q ratio, in order to avoid possible abnormalities in the gait kinematics.

The comparison of the results of this study with our previous report¹¹ indicates that some aspects about the effect of eccentric training in the knee gait parameters in normal and ACL reconstructed subjects still remains to be considered in future studies. For example, it would be interesting to assess the effect of bilateral eccentric training of knee flexors and extensors on the gait pattern of normal and ACL reconstructed subjects, as well as the effect of different combinations of frequency and duration of the training.

Bilateral eccentric training of knee extensors increased the strength of the knee extensor and declined the H:Q ratio, however the affect on the gait pattern seems negligible in healthy subjects. ACL reconstructed patients may however be more susceptible, and an associated training of knee flexors, complementary to the training of the extensors, might be necessary in order to maintain the H:Q ratio and avoid a deviating gait kinematics, and thus reduce the risk of injury.

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;14:287-294.
- 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;33:240-246.
- 3 Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower-extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 2000;280:2251-2260.
- 4 Williams GN, Snyder-Mackler L, Barrance PJ, Buchanan TS. Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury; a differential response in coopers versus non-coopers. *J Biomech.* 2005;38:685-693.
- 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 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 Phys Ther.* 2003;33:557-571.
- 7 Goldspink G. Molecular mechanisms involved in the determination of muscle fibre mass and phenotype. *Adv Exerc Sports Physiol.* 1999;5(2):27-39.

- 8 Gibala MJ, Interisano SA, Tarnopolsky MA, Brian DR, MacDonald JR, Yarasheski et al. Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. *Can J Physiol Pharmacol.* 2000;78:702-708.
- 9 McDonagh MJN, Davies CTM. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *Eur J Appl Physiol.* 1984;(52):139-155.
- 10 Seger JY, Thorstensson A. Effects of eccentric versus concentric training on thigh muscle strength and EMG. *Int J Sports Med.* 2005;26(1):45-52.
- 11 Coury HG, Brasileiro JS, Salvini TF, Poletto PR, Carnaz L, Hansson G-A. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Posture.* 2006;24(3):370-374.
- 12 Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand.* 1995;154:421-427.
- 13 Li RCT, Maffulli N, Hsu YC, Chan KM. Isokinetic strength of the quadriceps and hamstrings and functional ability of anterior cruciate deficient knees in recreational athletes. *Br J Sports Med.* 1996;30:161-164.
- 14 Rosene JM, Forgarty TD, Mahaffey BL. Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *J Athl Train.* 2001;36(4):378-383.

- 15 Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EIS, Walker N. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg.* 1970;52(4):775-790.
- 16 Westing SH, Seger JY. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *Int J Sports Med.* 1989;10:175-180.
- 17 Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Specificity of training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand.* 1996;156:123-129.
- 18 Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications.* 1st. ed. Singapore: Churchill Livingstone; 1995: 101-123.
- 19 Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med.* 1988;16:113-122.
- 20 Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R. Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med.* 1992;20:299-306.
- 21 Kaufman KR, An K-N, Litchy WJ, Morrey BF, Chao EY. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med.* 1991;19:305-316.
- 22 Nisell R, Ericson MO, Németh G, Ekholm J. Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *Am J Sports Med.* 1989;17:49-54.

23 More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings – an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med.* 1993;21:231-237.

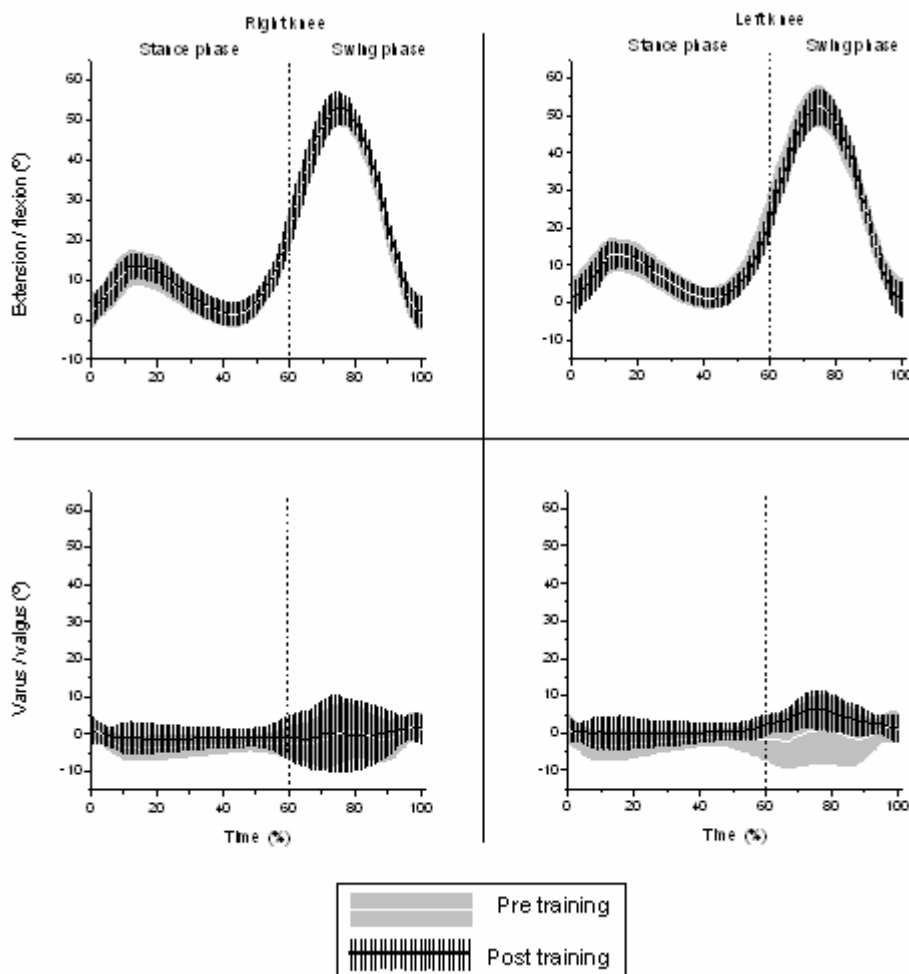
Table 1. Mean and differences of the flexion/extension and valgus/varus angles pre and post training for the right and left knees for 18 healthy male subjects during gait.

Movement	Angle (°)		
	Maximum	Minimum	ROM
Flexion/extension			
Right side			
pre-training	52.6 ± 3.7	-0.9 ± 3.4	53.8 ± 4.8
post-training	53.5 ± 4.2	0.0 ± 2.7	53.4 ± 4.4
difference	0.9 ± 3.3	0.9 ± 3.0	-0.4 ± 4.7
p-value	0.27	0.22	0.72
Left side			
pre-training	53.0 ± 5.8	-0.7 ± 2.8	53.6 ± 5.9
post-training	52.5 ± 4.7	-1.4 ± 2.6	53.9 ± 5.4
difference	-0.5 ± 3.3	-0.7 ± 2.3	0.2 ± 3.2
p-value	0.55	0.23	0.79
Valgus/varus			
Right side			
pre-training	5.5 ± 3.9	-6.0 ± 5.3	11.6 ± 5.2
post-training	6.4 ± 6.2	-6.5 ± 5.0	12.9 ± 5.5
difference	0.9 ± 8.9	-0.5 ± 7.9	1.4 ± 4.3
p-value	0.68	0.80	0.20
Left side			
pre-training	5.9 ± 4.9	-6.3 ± 5.3	12.2 ± 3.6
post-training	8.3 ± 4.1	-3.1 ± 2.1	11.4 ± 3.4
difference	2.3 ± 5.0	3.2 ± 5.3	-0.8 ± 5.5
p-value	0.06	0.02	0.54

Note: Results are mean ± standard deviation; Positive angles denote flexion and valgus. ROM = range of motion.

Legend to figure

Figure 1. Mean amplitudes and standard deviations for 18 healthy male subjects for flexion/extension and valgus/varus movements during 100% of consecutive strides depicted for the stance and swing phases of gait for both knees before and after training. Positive angles denote flexion and valgus.



ANEXO III

ISSN 1413-3555
 Rev. bras. fisioter., São Carlos, v. 11, n. 1, p. 43-48, jan./fev. 2007
 ©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 a 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 ilíaca ântero-superior - ELAS, 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 ELAS 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).

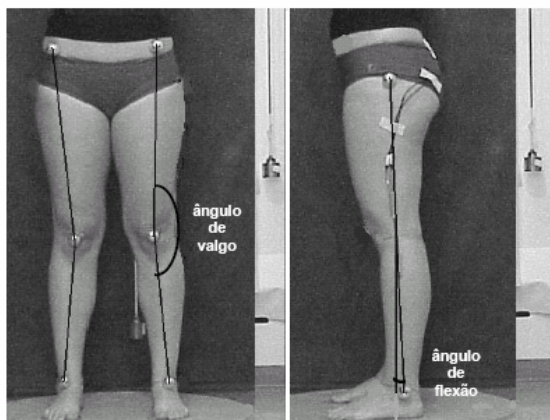


Figura 1. Indivíduo preparado para a coleta e ângulos articulares mensurados no plano frontal (esquerda) e sagital (direita).

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 reprodutível. As recomendações do manual do fabricante foram seguidas, alinhando-se o terminal inferior do sensor ao eixo da perna e o terminal superior ao eixo da coxa. Embora o fabricante não determine a projeção lateral do eixo articular, considerou-se, neste estudo, que essa projeção do eixo estaria localizada no ponto de intersecção da interlinha articular com a reta que unia o trocânter maior do fêmur ao maléolo lateral, conforme Kadaba et al.¹³.

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

Análise dos dados

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

RESULTADOS

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

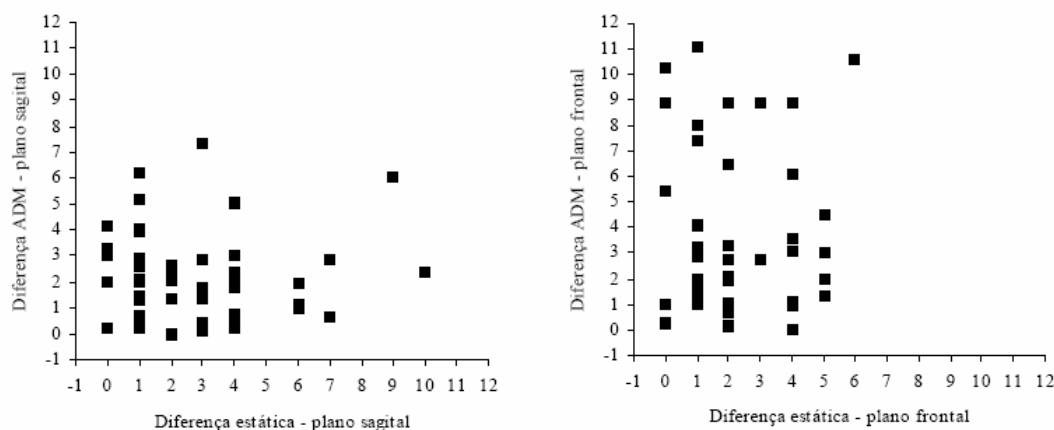


Figura 2. Gráfico de dispersão mostrando a relação entre a diferença estática (eixo x) e a diferença dinâmica (eixo y) para os planos sagital (esquerda) e frontal (direita).

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

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

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

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

DISCUSSÃO

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

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

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

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

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

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

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

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

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

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

10. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André JM. Asymmetry leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clin Biomech.* 1999;14:403-11.
11. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, André JM. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait Posture.* 2002;16:304-12.
12. Gross J, Fetto J, Rosen E. Exame musculoesquelético. 1ª ed. Porto Alegre (RS): Editora Artmed; 2000.
13. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gordron G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Ortop Res.* 1989;7:849-60.
14. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e inter-examinadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):327-34.

ANEXO IV

Title: How do small static misalignments in varus and valgus knees alter gait kinematics in healthy women?

Authors: P.R. Poletto¹, T.O. Sato¹, H.J.C. Gil Coury¹.

¹ Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, SP, Brazil.

Institution: Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luís, km 235, CEP: 13565 – 905, São Carlos, SP, Brazil. Tel: +55 16 33518634.

Financial support: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), FAPESP Proc. No. 04/15579-5.

Corresponding author:

Helenice Jane Cote Gil Coury, Professor.

Departamento de Fisioterapia

Universidade Federal de São Carlos,

Rodovia Washington Luís, km 235, 13565–905, São Carlos, SP, Brazil

Phone +55 16 33518634, fax +55 16 3361-2081;

E-mail: helenice@power.ufscar.br

ABSTRACT

Background: Postural misalignment in the frontal plane is an important factor in the development of knee joint deformities like osteoarthritis. The objective of this study was to investigate whether static knee misalignments in the frontal plane influence gait kinematic parameters in healthy subjects.

Methods: Thirty-six healthy women took part in this study. Knee range of motion was measured during gait by means of a flexible electrogoniometer. The subjects' knees were classified posturally as valgus, varus or neutral. The data were analyzed descriptively and the multiple correlation coefficient (MCC) was applied to compare the valgus and varus curves with the control group curves.

Findings: Comparison between the curves of the control, varus and valgus groups showed that most of the curves for the subjects with knee postural abnormalities were within the range of variability of the mean curve for control subjects, with 99% confidence. The frontal plane curves (MCC: 0.11-0.50) were more varied than the sagittal plane curves (MCC: 0.91 – 0.97).

Interpretations: No difference was found between subjects with postural deviations and the group with control knees, thus showing that slight knee postural deviations

(intercondylar or intermalleolar distances of up to 5 cm) had no influence on angular knee kinematics during gait.

Keywords: knee, posture, gait, electrogoniometer.

1. INTRODUCTION

Knee postural deviations (varus and valgus) are recognized as an important factor in the development of knee joint disorders like osteoarthritis (Cowan et al., 1996; Teixeira and Olney, 1996; Pape and Rupp, 2007) and patellofemoral pain syndrome (Fredericson and Yoon, 2006), and such deviations can aggravate anterior cruciate ligament injuries (Derek et al., 2000). Knee deviations might give rise to a worse prognosis for such knee joint disorders, as well as causing difficulties in physical activities and activities of daily living (Lenssen and Biec, 2006).

Abcontrolities or misalignments of the axis between the hip, knee and ankle are commonly named varus and varus. These misalignments cause changes in load distribution across the femoral condyles of the knee, thus leading to the development of degeneration on the joint surface. Increased dynamic load on the medial or lateral knee compartment leads to a worse prognosis for the degenerative alterations (Hurwitz, 2002).

The rehabilitation of patients with degenerative knee disorders is based on static evaluation. However, objective and precise dynamic evaluations are required in order to establish better diagnoses and outcomes from the rehabilitation programs (Sadegui et al., 2000). Hence, some studies have aimed to investigate the relationship between knee postural alignment and dynamic joint load. However, there is no agreement in the scientific literature regarding the influence of postural

knee alignment on kinematics and kinetic gait features. Some authors found significant relationships between postural alignment and biomechanical gait characteristics (Wang and Olney, 1994; Hurwitz et al., 2002; Heller et al., 2003; Specogna et al., 2007), while others did not find any relationship (Johnson et al., 1980; Prodomos et al., 1985; Teixeira and Olney, 1996). Nonetheless, all of these authors suggest that both static and dynamic measurements must be taken into account during knee joint assessment.

Although most of the studies aimed to investigate the relationship between postural alignment and kinetic gait characteristics, few have attempted to study gait kinematics. It must be noted out that the studies mentioned grouped men and women in the same sample. According to Ferber et al. (2003), Cho et al. (2004) and McKean et al. (2007), there are some differences in gait pattern between genders. Moreover, it is important to mention that the incidence of knee disorders is higher among woman (Hurd et al., 2004; McKean et al., 2007). Thus, the objective of the present study was to investigate whether slight varus and valgus knee postural deviations alter gait kinematics among healthy women.

2. MATERIAL AND METHODS

2.1. Subjects

Thirty-six healthy women took part in this study. The sample size was obtained in accordance with calculations performed using the GraphPad StatMate

2 software. In these calculations, the following were considered to be clinically relevant: standard deviation between measurements of 4° , significance level of 5%, power of 80% and difference of 5° between groups.

The subjects' mean age was 21.9 ± 2.6 years old and they presented a mean weight of 56.9 ± 6.7 kg, mean height of 1.60 ± 0.1 m and mean body mass index of 21.1 ± 2.0 kg/m². At the outset, the subjects were informed about the objectives and procedures of the research. Before their inclusion in the study, they signed an informed consent form. Because electrogoniometer measurements depend on anthropometry, the inclusion criteria were: 1) body mass index between 18 and 24 kg/m² and 2) height between 1.60 and 1.80 m. The exclusion criteria were: presence of leg injuries, symptoms that had lasted more than 3 days during the previous year, balance disorders and discrepancy in leg length greater than 1 cm. This study was approved by the institution's Research Ethics Committee.

2.2. Material and Equipment

The equipment used in this study consisted of an electrogoniometer (with XM 110 sensors); data acquisition unit (Biometrics Ltd., Gwent, UK); electric treadmill (Explorer Action Fitness); dermatographic pen; reflective markers; double-sided tape; and a chronometer. Flexible electrogoniometers adapt well to different body segments and provide precision in gait evaluations (Shiratsu and Coury, 2003;

Piriyaprasarth and Morris, 2007). Figure 1 shows a subject prepared for data collection, in frontal and lateral views.

Insert Figure 1

2.3. Procedures

The knee posture was classified by visual observation in accordance with Gross et al. (2000) and the degree of deviation was measured in accordance with Beeson (1999). Knees were classified as valgus when the femoral condyles touched each other first when the subjects brought their legs together, and as varus when the malleoli touched each other first. Neutral knees were defined as when the femoral condyles and malleoli touched each other simultaneously (Gross et al., 2000).

From their classification, the subjects were divided in three groups: 11 subjects with control knees (control group), 15 with valgus knees and 10 with varus knees. The degree of valgus was measured according to the intermalleolar distance and the degree of varus according to the intercondylar distance²¹ (Beeson, 1999). This was done using a measuring tape during physical examination. Figure 2 shows the subject distribution according to the visually observed classification and measured distances. The postural deviations among the sample of this study were slight, since 87% of the valgus knees and 90% of the varus knees presented deviations of less than 5 cm.

Insert Figure 2

After the postural evaluation, the outer sides of the subject's knees were shaved for better attachment of the sensors to the skin. The sensors were attached with the aid of a measuring tape aligned to the center of the reflective markers at the trochanter of the femur and the lateral malleolus. Two lines were traced out, crossing the joint line. This procedure made it possible to attach the endblocks on the thigh and shank in a repeatable way. The manufacturer's recommendations were followed, in aligning the endblocks to the axis of the thigh and the shank. Although the manufacturer did not define the projection of the knee axis, we took this projection to be the intersection of the joint line with the line of the trochanter and lateral malleolus, in accordance with Kadaba et al. (1989).

The equipment was calibrated with the subject in an upright relaxed posture, with extended knees and weight distributed equally between the two feet. Knee flexion and valgus movements were considered positive and knee extension and varus were taken to be negative. The dynamic recording consisted of treadmill walking at 5.0 km/h for 90 seconds, with previous familiarization of 4 minutes. The data were uploaded to a computer after data collection, to verify the quality of recordings. For each subject, fifty strides were analyzed; these strides were selected from the middle part of the recording.

2.4. Data analysis

The electrogoniometer measurements provided data on knee kinematics during gait for the sagittal and frontal planes by means of a special routine

developed in the Matlab© software (version 6.5). This routine allowed fast and reliable data processing and consisted of dividing the gait recording into cycles (strides) and extracting angular data from these strides.

Controlity and homoscedasticity tests were performed for the movement data (Shapiro-Wilks and Levene, respectively). Intra-subject variability (variability between the strides of each subject) was analyzed using the mean standard deviation between the strides, and only the subjects presenting consistent movement patterns were kept in the sample. The mean curve for each subject was used for comparisons between groups. The movement curves for the control subjects were used to build up a region delimited by two curves that contained the mean curve of the control group with 99% confidence. This procedure was adapted from Duhamel et al. (2004). The multiple correlation coefficient (MCC) was also applied for comparing the valgus and varus curves with the control group curves.

3. RESULTS

The data presented control distribution ($p > 0.20$) and the groups presented homoscedasticity ($p = 0.10$ to 0.83). The mean standard deviation is shown in Table 1. It can be seen that the intra-subject variability was small since the higher values recorded were 2.83° for flexion/extension and 1.71° for varus/valgus. Thus, the

mean curve for each subject was representative of the pattern of motion and it was used for comparisons between groups.

Insert Table 1

Figure 3 shows the comparison between the valgus and varus groups and the control group. This shows that most of the curves from the subjects with knee postural abnormalities were within the range of variability that contained the mean curve for control subjects with 99% confidence (gray area). The frontal plane curves were more varied than the sagittal plane curves. These results were confirmed by the multiple correlation coefficient (Figure 3).

Insert Figure 3

4. DISCUSSION

No difference was found between the subjects with postural deviations and the group with control knees, thus showing that the postural alignment had no influence on angular knee kinematics during gait. These results are in accordance with the findings of Johnson et al. (1980), who compared static alignment (by means of X-rays) with kinetic gait variables (by means of determining the load bearing) among subjects with knee osteoarthritis and arthritis. Prodomos et al. (1985) evaluated patients with varus knee deformity and also found no significant correlation between static alignment and adduction moment in subjects with osteoarthritis. Teixeira and Olney (1996) and Wang and Olney (1994) also did not

identify any significant correlation between static alignment and kinetic measurements among elderly subjects with osteoarthritis and healthy elderly individuals. However, Wang and Olney (1994) found an association between knee gait kinematics and static alignment in a sample of healthy elderly individuals. Heller et al. (2003) stated that postural alignment could alter joint contact forces in dynamic activities, such as gait. Hurwitz et al. (2002) evaluated control subjects and subjects with slight symptoms of osteoarthritis and reported that static alignment was one indicator of dynamic load on the medial and lateral knee compartments. Specogna et al. (2007) found a moderate correlation between static knee alignment and adduction moment peak during gait.

The present study aimed to investigate the relationship between static alignment and gait kinematics, specifically with regard to angular variables. This may at least partially explain the divergence from other studies, since the objective of the present study was to verify the kinematic effects of these postural deviations on gait recordings, while other authors aimed to investigate internal forces acting on the knee joint, i.e. the kinetic effects. Thus, although postural deviations may lead to changes in joint load distribution, there were no observable modifications to knee motion pattern in the subjects evaluated in this study. One important point that must be considered in discussing the results obtained is the fact that the postural deviation of these subjects was slight and did not cause any alteration to their gait.

The subjects that took part in this study were young and healthy, while the other studies evaluated symptomatic or older subjects. Thus, in this population, the knee deviations were not yet causing any gait alteration. However, in the future, these subjects might be more susceptible to degenerative alterations. Only a prospective study on this population would be able to clarify this assumption.

5. CONCLUSION

The present results showed that slight knee postural deviations (intercondylar or intermalleolar distances of up to 5 cm) did not alter knee kinematics during gait in healthy women.

REFERENCES

1. Beeson, P., 1999. Frontal plane configuration of the knee in children. *Foot* 9, 18-26.
2. Cho, S.H., Park, J.M., Kwon, O.Y., 2004. Gender differences in three-dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin. Biomech.* 19, 145-152.
3. Cowan, D.N., Jones, B.H., Frykman, P.N., Polly Jr., D.W., Harman, E.A., Rosenstein, R.M., Rosenstein, M.T. 1996. Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28(8), 945-52.
4. Derek, T., Cooke, V., Scudamore, R.A., Greer, W., 2000. Axial alignment of the lower limb and its association with disorders of the knee. *Oper. Tech. Sports Med.* 8(2), 98-107.
5. Duhamel A, Bourriez SL, Devos P, Krystkowiak P, Derambure P, Defebvre L. Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait Posture* 2004; 20(2):204-212.
6. Ferber, R., Davis, I.M., Williams III, D.S., 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin. Biomech.* 18, 350-357.
7. Fredericson, M., Yoon, K., 2006. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 85, 234-243.
8. Gross, J., Fetto, J., Rosen, E., 2000. Exame musculoesquelético, first ed. Artmed, Porto Alegre.

9. Heller, M.O., Taylor, W.R., Perka, C., Duda, G.N., 2003. The influence of alignment on the musculo-skeletal loading conditions at the knee. *Langenbecks Arch. Surg.* 388, 291-297.
10. Hurd, W.J., Chmielewski, T.L., Axe, M.J., Davis, I., Snyder-Mackler, L., 2004. Differences in control and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clin. Biomech.* 19, 465-472.
11. Hurwitz, D.E., Ryals, A.B., Case, J.P., Block, J.A., Andriacchi, T.P., 2000. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J. Orthop. Res.* 20, 101-107.
12. Johnson, F., Leitzl, S., Waugh, W., 1980. The distribution of load across the knee - a comparison of static and dynamic measurements. *J. Bone Joint Surg. Br.* 62(3), 346-349.
13. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gordron, G., Cochran, G.V.B., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in control adult gait. *J. Ortop. Res.* 7, 849-860.
14. Lenssen, A.F., Bieć, R.A., 2006. Role of physiotherapy in peri-operative management in total knee and hip surgery. *Int. J. Care Injured* 37S, 41-43.
15. McKean, K.M., Landry, S.C., Hubley-Kosey, C.H., Dunbar, M.J., Stanish, W.D., Deluzio, K.J., 2007. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clin. Biomech.* 22, 400-409.

16. Pape, D., Rupp, S., 2007. Preoperative planning for high tibial osteotomies. *Oper. Tech. Orthop.* 17, 2-11.
17. Piriyaarasarth, P., Morris, M.E., 2007. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review. *Knee* 14, 2-8.
18. Prodomos, C.C., Andriacchi, T.P., Galante, J.O., 1985. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J. Bone Joint Surg. Am.* 67, 1188-1194.
19. Sadegui, H., Allard, P., Prince, F., Labelle, H., 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 12, 34-45.
20. Shiratsu, A., Coury, H.J.C.G., 2003. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin. Biomech.* 18(7), 682-684.
21. Specogna, A.V., Birmingham, T.B., Hunt, M.A., Jones, I.C., Jenkyn, T.R., Fowler, P.J., Giffin, J.R., 2007. Radiographic measures of the knee alignment in patients with varus gonarthrosis. *Am. J. Sports Med.* 35(1), 65-70.
22. Teixeira, L.F., Olney, S.J., 1996. Relationships between alignment, kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin. Biomech.* 11(3), 126-134.
23. Wang, H., Olney, S.J., 1994. Relationships between alignment, kinematic and kinetic measures of the knee of control elderly subjects in level walking. *Clin. Biomech.* 9(4), 245-252.

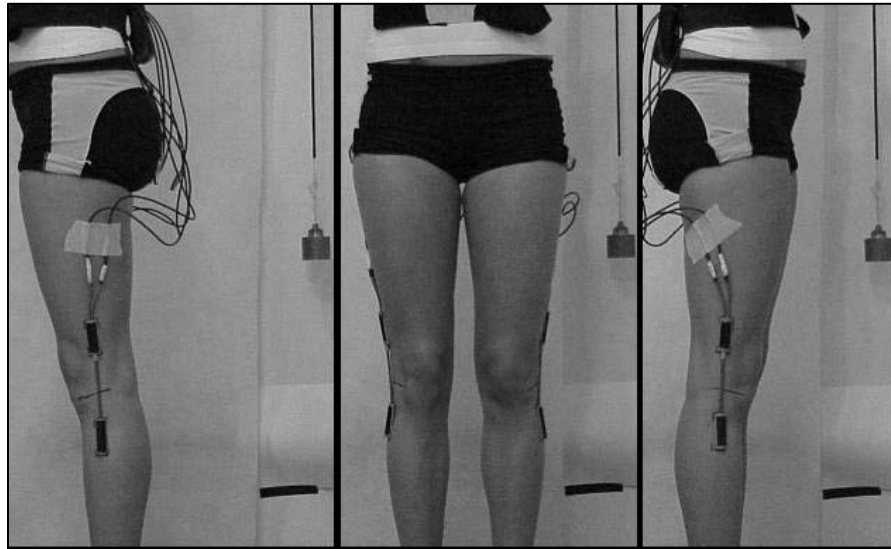


Figure 1 – Electrogoniometer sensors attached to the outer sides of the right and left knees for data collection.

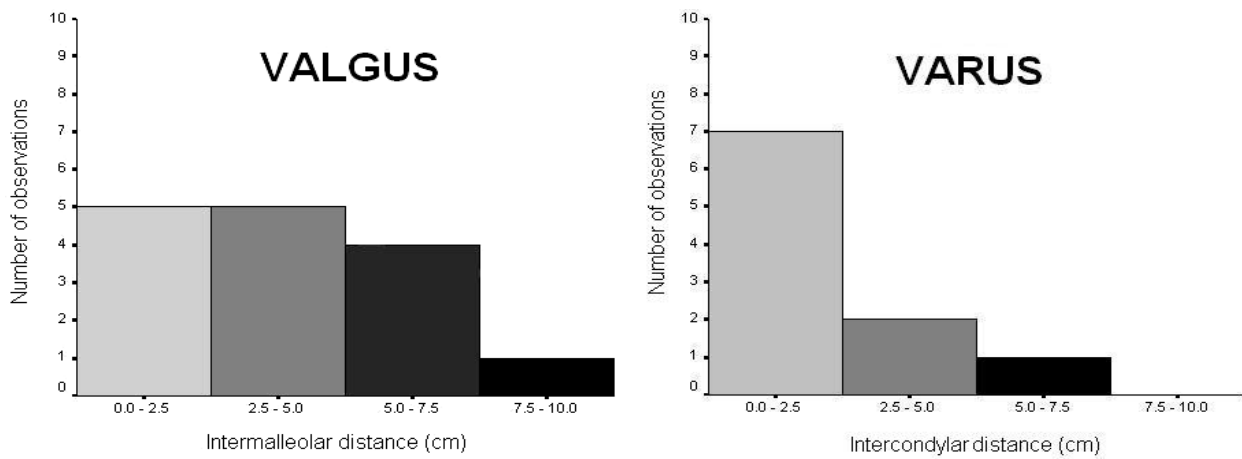


Figure 2 – Subject classification according to intermalleolar and intercondylar distance.

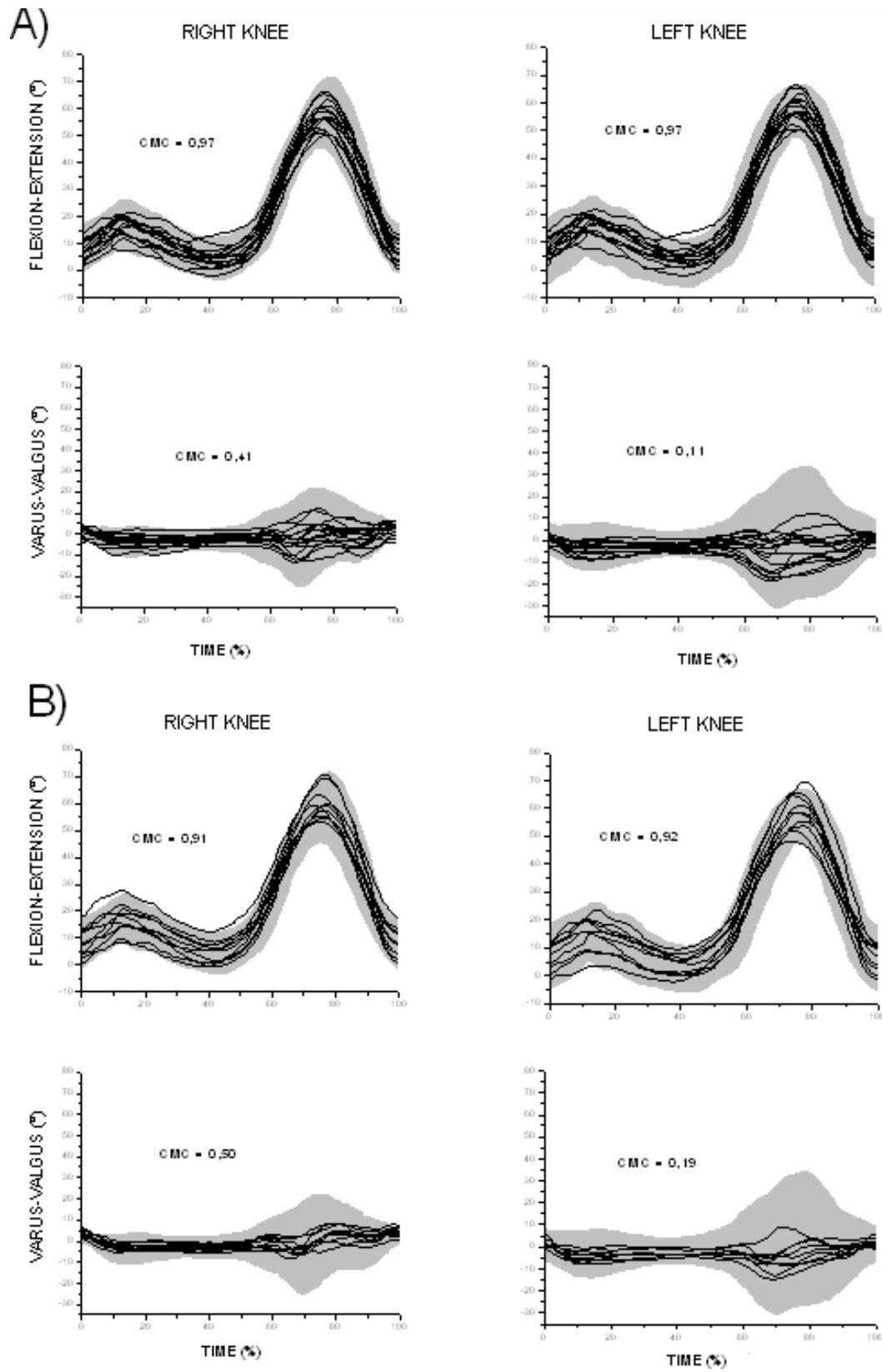


Figure 3 – Curves of knee movement during gait. A. Subjects with valgus knee (dark lines) compared with control group (gray area); B. Subjects with varus knee (dark lines) compared with control group (gray area). MCC values are presented for each graph.

Table 1 – Standard deviation average from 50 strides of subjects from control, valgus and varus groups.

<i>Groups</i>	FLEXION/EXTENSION		VARUS/VALGUS	
	$\bar{X} \pm \text{SD}$	Min – Max	$\bar{X} \pm \text{SD}$	Min – Max
Control				
right	1.59 \pm 0.51	1.01 – 2.83	0.71 \pm 0.19	0.44 – 0.99
left	1.43 \pm 0.32	1.06 – 2.19	0.71 \pm 0.19	0.43 – 1.09
Valgus				
right	1.36 \pm 0.16	0.97 – 1.60	0.68 \pm 0.19	0.49 – 1.32
left	1.45 \pm 0.35	0.95 – 2.35	0.64 \pm 0.09	0.44 – 0.78
Varus				
right	1.46 \pm 0.29	1.14 – 2.07	0.70 \pm 0.13	0.55 – 0.88
left	1.48 \pm 0.33	1.14 – 2.25	0.73 \pm 0.15	0.56 – 1.03

ANEXO V

	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
---	--

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 “Medidas eletrogoniômétricas da articulação do joelho na marcha em esteira”, 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 à 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

ANEXO VI

	<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>
---	--

AVALIAÇÃO FÍSICA

Data: _____ Nome do arquivo: _____

Nome: _____

Sexo: Feminino () Masculino ()

Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____:

Idade: _____

Data de nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

Telefone: _____

E-mail: _____

Profissão: _____

Presença de doenças ou lesões nos membros inferiores: Sim () Não ()

Alguma cirurgia de membro inferior: Sim () Não ()

Presença de sintomas que persistiram por 3 dias ou mais nos membros inferiores no último ano: Sim() Não() _____

Presença de alguma doença ou alterações relacionadas ao equilíbrio: Sim ()

Não ()

Possui tontura: Sim () Não ()

Postura predominante no trabalho:_____

Pratica algum esporte? Sim () Não ()

Qual (is)?_____

Há quanto tempo:_____ Quantas vezes na semana:_____ Duração diária:_____

Membro superior predominante: () direito () esquerdo () ambidestro

Membro inferior predominante: () direito () esquerdo () ambidestro

Outros hábitos físicos:_____

Medidas de comprimento: Esquerdo- Aparente:_____cm Real:_____cm

Direito- Aparente:_____cm Real:_____cm

Inspeção:

() genu valgum _____

() genu varum _____

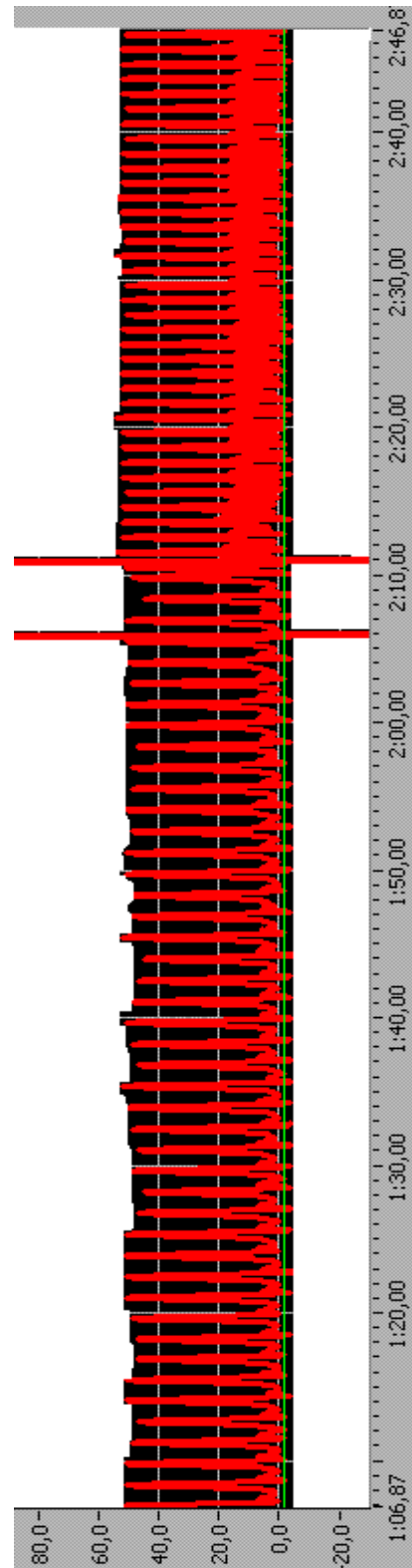
() genu flexum

() genu recurvatum.

Observações quanto à simetria:_____

ANEXO VII

Registro original da eletrogoniometria do joelho:



ANEXO VIII

Rotina de análise dos registros eletrogoniométricos na plataforma Matlab 6.5:

```

% patt_cem.m
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Rotina desenvolvida para analise das amplitudes de flexo-extensao e varo-valgo coletados
% por meio de eletrogoniometro biaxial flexivel durante a marcha em esteira de individuos
% normais a 5 km/h e a 100Hz.
% Projeto desenvolvido no Laboratorio de Fisioterapia Preventiva/Ergonomia da UFSCar.
% Teste 1 - 13/10/2005 (esboco).
% Teste 2 - de 06/01/2006 a /01/2006 (desenvolvimento e ajustes finais).
% Versao final: 26/01/2006.
% Segunda versao: patt_cem - 28/03/2006.
% Ana Beatriz de Oliveira
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Procedimentos realizados pela rotina:
% - carrega o arquivo gon_ desejado;
% - apresenta as variaveis em forma de graficos;
% - inverte os dados (*-1) dos canais indicados pelo usuario;
% - aplica filtro Butterworth de segunda ordem e frequencia de corte de 10Hz;
% - recorta as passadas com base em criterios pre-estabelecidos e descritos abaixo;
% - identifica picos e valores minimos nas fases de apoio e balanço;
% - calcula a curva media e desvio-padrao de 50 passadas (a partir da decima quinta);
% - calcula o coeficiente de variacao;
% - salva os dados adquiridos em formato ascii.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Esclarecimento dos criterios de recorte das passadas-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Na fase de apoio da marcha normal o joelho parte de extensao e realiza uma pequena flexao
% (cerca de 20 graus). Na fase de balanço, a flexao maxima e maior (aproximadamente 60 graus)
% e seguida de uma extensao maxima.
% Corresponde a uma passada o periodo de tempo entre dois toques consecutivos do calcancar
% homolateral. No momento de toque do calcancar observa-se um valor minimo na ADM do
% joelho (correspondente a extensao realizada apos o pico de flexao da fase de balanço).

```



```

% Definicao das variaveis utilizando o comando EVAL
eval(['cal_flexao_e = ' nome_cal '(:,1) ; ' ]); %nomeacao da primeira coluna
eval(['cal_valgo_e = ' nome_cal '(:,2) ; ' ]); %nomeacao da segunda coluna
eval(['cal_flexao_d = ' nome_cal '(:,3) ; ' ]); %nomeacao da terceira coluna
eval(['cal_valgo_d = ' nome_cal '(:,4) ; ' ]); %nomeacao da quarta coluna

eval(['flexao_e = ' nome '(:,1) ; ' ]); %nomeacao da primeira coluna
eval(['valgo_e = ' nome '(:,2) ; ' ]); %nomeacao da segunda coluna
eval(['flexao_d = ' nome '(:,3) ; ' ]); %nomeacao da terceira coluna
eval(['valgo_d = ' nome '(:,4) ; ' ]); %nomeacao da quarta coluna

% Definindo a variável xx (abscissa) com base na frequencia de aquisicao
xx=(1:length(flexao_d))/sampling ;
xxx=(1:length(cal_flexao_d))/sampling ;
% Retirando informacao dos marcadores
nome_fic = [flexao_e valgo_e flexao_d valgo_d];
limiar_positivo = 255;
limiar_negativo = 0;
n_interf = find((nome_fic>=limiar_positivo)|(nome_fic<=limiar_negativo));

if isempty(n_interf)==0
    cod = 1;
    for cod=1:length(n_interf)
        nome_fic(n_interf(cod)) = nome_fic(n_interf(cod)-1);
        cod = cod+1;
    end
end

% Renomeando variaveis para uso do dado sem interferencia
flexao_e = nome_fic(:,1) ;
valgo_e = nome_fic(:,2) ;
flexao_d = nome_fic(:,3) ;
valgo_d = nome_fic(:,4) ;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Conversao de variaveis-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Utilizando a media dos dados de calibracao para conversao das variaveis:
indice1 = mean(cal_flexao_e(800:2400));

```

```

indice2 = mean(cal_valgo_e(800:2400));
indice3 = mean(cal_flexao_d(800:2400));
indice4 = mean(cal_valgo_d(800:2400));

% Conversao das variaveis
flexao_e = (flexao_e - indice1).*1.8 ;
valgo_e = (valgo_e - indice2).*1.8 ;
flexao_d = (flexao_d - indice3).*1.8 ;
valgo_d = (valgo_d - indice4).*1.8 ;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Dados Brutos Sem Inversao de Canais-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Apresentando os dados da posicao de referencia
lim1=[8 8];
lim2=[24 24];
lim3=[110 140];

figure(1)
subplot(4,1,1)
plot(xxx,cal_flexao_e,lim1,lim3,'k',lim2,lim3,'k')
title([nome_arq, ' - Data without manipulation: Reference position'])
ylabel('A/D values (°)' )
axis([0 35 100 150])
text(1,145,['Channel 1: ' num2str(indice1)])
grid on

subplot(4,1,2)
plot(xxx,cal_valgo_e,lim1,lim3,'k',lim2,lim3,'k')
ylabel('A/D values (°)' )
axis([0 35 100 150])
text(1,145,['Channel 2: ' num2str(indice2)])
grid on

subplot(4,1,3)
plot(xxx,cal_flexao_d,lim1,lim3,'k',lim2,lim3,'k')
ylabel('A/D values (°)' )
axis([0 35 100 150])
text(1,145,['Channel 3: ' num2str(indice3)])
grid on

```

```

subplot(4,1,4)
plot(xxx,cal_valgo_d,lim1,lim3,'k',lim2,lim3,'k')
ylabel('A/D values (°)' )
xlabel('time (s)')
axis([0 35 100 150])
text(1,145,['Channel 4: ' num2str(indice4)])
grid on

% Apresentando o registro da marcha

figure(2)
subplot(3,2,1)
plot(xx,flexao_e)
title([nome_arq,' - Data without manipulation: Left Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('time (s)')
axis([1 100 -80 80])
grid on

subplot(3,2,3)
plot(xx,valgo_e,'g')
ylabel('Varus-Valgus (°)' )
xlabel('time (s)')
axis([1 100 -80 80])
grid on

subplot(3,2,5)
plot(valgo_e, flexao_e,'m')
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('Varus-Valgus (°)' )
axis([-90 90 -90 90])
grid on

subplot(3,2,2)
plot(xx,flexao_d)
title([nome_arq,' - Data without manipulation: Right Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('time (s)')
axis([1 100 -80 80])

```

```

grid on

subplot(3,2,4)
plot(xx,valgo_d,'g')
ylabel('Varus-Valgus (°)' )
xlabel('time (s)')
axis([1 100 -80 80])
grid on

subplot(3,2,6)
plot(valgo_d, flexao_d,'m')
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('Varus-Valgus (°)')
axis([-90 90 -90 90])
grid on

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Reamostragem dos Dados%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%flexao_e = resample(flexao_e,1,10);
%valgo_e = resample(valgo_e,1,10);
%flexao_d = resample(flexao_d,1,10);
%valgo_d = resample(valgo_d,1,10);

% Definindo a variável x (abscissa) com base na frequência de aquisição
x=(1:length(flexao_d))/resampling ; %definição necessária para a construção de gráficos

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Filtragem dos Dados%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Determinação dos parâmetros do filtro
n = 2 ; % ordem do filtro
Wn = 10/(resampling/2) ; % frequência de corte
[b,a] = butter(n,Wn) ; % definindo o tipo de filtro Butterworth

% Filtrando os dados utilizando FILTFILT
flexao_e = filtfilt(b,a,flexao_e) ;
valgo_e = filtfilt(b,a,valgo_e) ;

```

```

flexao_d = filtfilt(b,a,flexao_d) ;
valgo_d = filtfilt(b,a,valgo_d) ;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Apresentacao dos Dados-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Apresentando os dados ao usuario

figure(3)
subplot(2,1,1)
plot(x, flexao_e , 'm' , x , valgo_e , 'g' )
title([nome_arq,' - Data without manipulation: Flexion-Extension / Varus-Valgus - Left Knee'])
ylabel('Amplitude (°)')
legend ( 'Flx-Ext E (A)' , 'Vr-Vl E (B)')
grid

subplot(2,1,2)
plot(x , flexao_d , 'c' , x , valgo_d , 'b' )
title([nome_arq,' - Data without manipulation: Flexion-Extension / Varus-Valgus - Right Knee'])
ylabel('Amplitude (°)')
xlabel ('Time (s)')
legend ( 'Flx-Ext D (C)' , 'Vr-Vl D (D)')
grid

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Conversao de Canais Invertidos-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Perguntando ao usuario se algum canal esta invertido e se deseja converter
inversaol = input('Deseja converter algum canal do EGM que esteja invertido (sim ou nao)? : ' , 's');
if inversaol == 'sim' | inversaol == 'SIM'
    u=1;
    canal(u) = input('Entre com o primeiro canal a ser convertido (ex: A, B ... ): ' , 's') ;
    if canal(u) == 'A' | canal(u) == 'a'
        flexao_e = flexao_e.*(-1) ;
    elseif canal(u) == 'B' | canal(u) == 'b'
        valgo_e = valgo_e.*(-1) ;
    elseif canal(u) == 'C' | canal(u) == 'c'
        flexao_d = flexao_d.*(-1) ;

```



```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Recortando as Passadas-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Identificando primeiro pico do balanco e valor minimo seguinte para descarte da primeira
% passada

n = 2;
maximo = 0;

while maximo ~= 1
    maximo(n) = (flexao_e(n)>30) & (flexao_e(n)>=flexao_e(n-1)) & (flexao_e(n)>flexao_e(n+1)) ;
    n = n+1;
end
maximo = find(maximo == 1);

minimo = 0;
n = maximo;
while minimo ~= 1
minimo(n) = (flexao_e(n)<16) & (flexao_e(n)<=flexao_e(n-1)) & (flexao_e(n)<flexao_e(n+1)) ;
n = n+1;
end

minimo = find(minimo == 1);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Loop para identificacao dos pontos de corte
%
y = 1;
while n < length(flexao_e) & minimo ~= length(flexao_e) & length(flexao_e) - maximo > (1.5 * resampling)
    inicio_passada_e(y) = minimo+1;
    n = minimo+1;
    maximo = 0;

    while maximo ~= 1
maximo(n) = (flexao_e(n)>30) & (flexao_e(n)>=flexao_e(n-1)) & (flexao_e(n)>flexao_e(n+1)) ;
n = n+1;
end
maximo = find(maximo == 1);

```

```

if length(flexao_e) - maximo > (0.8 * resampling)
minimo = 0;
n = maximo;
while minimo ~= 1
minimo(n) = (flexao_e(n)<16) & (flexao_e(n)<=flexao_e(n-1)) & (flexao_e(n)<flexao_e(n+1)) ;
n = n+1;
end
minimo = find(minimo == 1);

final_passada_e(y,1) = minimo;
passada_flx_e = flexao_e(inicio_passada_e(y):final_passada_e(y));
passada_val_e = valgo_e(inicio_passada_e(y):final_passada_e(y));

duracao_passada_e(y) = length(passada_flx_e)/resampling;

% Identificando picos, minimos de ADM da flexo-extensao esquerda e
% respectivos instantes
[pico_apoio_flx_e(y),t_pico_apoio_flx_e(y)] =
max(passada_flx_e(1:round(((40*length(passada_flx_e))/100))));
[pico_balanco_flx_e(y),t_pico_balanco_flx_e(y)] =
max(passada_flx_e(round(((40*length(passada_flx_e))/100)):length(passada_flx_e)));
[minimo_retirada_flx_e(y),t_minimo_retirada_flx_e(y)] =
min(passada_flx_e(round(((35*length(passada_flx_e))/100)):round(((45*length(passada_flx_e))/100))));
minimo_toque_flx_e(y) = passada_flx_e(1);
t_minimo_toque_flx_e(y)=1;

amplitude_flx_e(y) = pico_balanco_flx_e(y) - minimo_toque_flx_e(y);

[minimo_minimo_flx_e(y), t_minimo_minimo_flx_e(y)] = min(passada_flx_e);
amplitude_dois_flx_e(y) = pico_balanco_flx_e(y) - minimo_minimo_flx_e(y);

% Acertando os valores dos instantes da flexo-extensao
t_pico_balanco_flx_e(y) = t_pico_balanco_flx_e(y)+round(((40*length(passada_flx_e))/100));
t_minimo_retirada_flx_e(y) = t_minimo_retirada_flx_e(y)+round(((35*length(passada_flx_e))/100));

% Identificando valores de ADM de varo-valgo correspondentes aos picos
% e minimos de flexo-extensao
cor_valgo_pico_apoio_e(y) = passada_val_e(round(t_pico_apoio_flx_e(y)));
cor_valgo_pico_balanco_e(y) = passada_val_e(round(t_pico_balanco_flx_e(y)));

```



```

cor_valgo_minimo_retirada_e(y) = passada_val_e(round(t_minimo_retirada_flx_e(y)));
cor_valgo_minimo_toque_e(y) = passada_val_e(round(t_minimo_toque_flx_e(y)));
cor_valgo_minimo_minimo_flx_e(y) = passada_val_e(round(t_minimo_minimo_flx_e(y)));

% Identificando picos, minimos de ADM de varo-valgo esquerdo e
% respectivos instantes
[pico_apoio_val_e(y), t_pico_apoio_val_e(y)] =
max(passada_val_e(1:round(((40*length(passada_val_e))/100))));
[pico_balanço_val_e(y), t_pico_balanço_val_e(y)] =
max(passada_val_e(round(((40*length(passada_val_e))/100)):length(passada_val_e)));
[minimo_retirada_val_e(y), t_minimo_retirada_val_e(y)] =
min(passada_val_e(round(((35*length(passada_val_e))/100)):round(((45*length(passada_val_e))/100))));
minimo_toque_val_e(y) = passada_val_e(1);
t_minimo_toque_val_e(y) = 1;

amplitude_val_e(y) = pico_balanço_val_e(y) - minimo_toque_val_e(y);

[minimo_minimo_val_e(y), t_minimo_minimo_val_e(y)] = min(passada_val_e);
amplitude_dois_val_e(y) = pico_balanço_val_e(y) - minimo_minimo_val_e(y);

% Acertando os valores dos instantes de varo-valgo
t_pico_balanço_val_e(y) = t_pico_balanço_val_e(y)+round(((40*length(passada_val_e))/100));
t_minimo_retirada_val_e(y) = t_minimo_retirada_val_e(y)+round(((35*length(passada_val_e))/100));

% Ajustando todos os valores de tempo para serem salvos corretamente, como referente a % do
% ciclo da marcha
t_pico_apoio_flx_e(y) = ((t_pico_apoio_flx_e(y)*100)/length(passada_flx_e));
t_pico_balanço_flx_e(y) = ((t_pico_balanço_flx_e(y)*100)/length(passada_flx_e)) ;
t_minimo_retirada_flx_e(y) = ((t_minimo_retirada_flx_e(y)*100)/length(passada_flx_e)) ;
t_minimo_toque_flx_e(y) = 0 ;
t_minimo_minimo_flx_e(y) = ((t_minimo_minimo_flx_e(y)*100)/length(passada_flx_e));
t_pico_apoio_val_e(y) = ((t_pico_apoio_val_e(y)*100)/length(passada_flx_e)) ;
t_pico_balanço_val_e(y) = ((t_pico_balanço_val_e(y)*100)/length(passada_flx_e)) ;
t_minimo_retirada_val_e(y) = ((t_minimo_retirada_val_e(y)*100)/length(passada_flx_e)) ;
t_minimo_toque_val_e(y) = 0 ;
t_minimo_minimo_val_e(y) = ((t_minimo_minimo_val_e(y)*100)/length(passada_flx_e));

% Interpolando as passadas em funcao do tempo
h = linspace(1, length(passada_flx_e), 101);

```

```

passada_flx_e = interp1(passada_flx_e,h,'spline');
passada_val_e = interp1(passada_val_e,h,'spline');

% Nomeando as passadas interpoladas para nao serem sobrepostas
eval(['passada_flx_e_' , num2str(y) , '=' , 'passada_flx_e' , ';' ]) ;
eval(['passada_val_e_' , num2str(y) , '=' , 'passada_val_e' , ';' ]) ;

else if length(flexao_e) - maximo < (0.8 * resampling)
    minimo = length(flexao_e);
end
end

% ajustando contador de passadas (y)
y = y+1;

end

numero_passadas_e = y-2;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Curva Media, Desvio-Padrao e Coeficiente de Variacao-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Separando as passadas para calculo da curva de flexo-estensao e varo_valgo media,
% desvio-padrao e coeficiente de variacao.
% Procedimento realizado para uso do centro do registro.

% Flexo-estensao
passadas_flx_e = [passada_flx_e_15; passada_flx_e_16; passada_flx_e_17; ...
    passada_flx_e_18; passada_flx_e_19; passada_flx_e_20; passada_flx_e_21; ...
    passada_flx_e_22; passada_flx_e_23; passada_flx_e_24; passada_flx_e_25; ...
    passada_flx_e_26; passada_flx_e_27; passada_flx_e_28; passada_flx_e_29; ...
    passada_flx_e_30; passada_flx_e_31; passada_flx_e_32; passada_flx_e_33; ...
    passada_flx_e_34; passada_flx_e_35; passada_flx_e_36; passada_flx_e_37; ...
    passada_flx_e_38; passada_flx_e_39; passada_flx_e_40; passada_flx_e_41; ...
    passada_flx_e_42; passada_flx_e_43; passada_flx_e_44; passada_flx_e_45; ...
    passada_flx_e_46; passada_flx_e_47; passada_flx_e_48; passada_flx_e_49; ...
    passada_flx_e_50; passada_flx_e_51; passada_flx_e_52; passada_flx_e_53; ...

```



```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Determinando diretorio para salvar os arquivos
diretorio_a = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\dados_passadas\';
diretorio_b = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\passada_med_flx\esquerdo\';
diretorio_c = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\passada_med_flx\direito\';
diretorio_d = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\passada_med_val\esquerdo\';
diretorio_e = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\passada_med_val\direito\';
diretorio_f = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\variaveis_cinquenta\esquerdo\';
diretorio_g = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\variaveis_cinquenta\direito\';
diretorio_h = 'C:\matlab701\work\patricia\resultados\CMC\';

% Salvando arquivo com todas as passadas normalizadas
nome_arq_passadas_flx_e = [nome , 'passadas_flxE', '.res'];
eval([' save -ascii ', diretorio_a , nome_arq_passadas_flx_e , ' passada_flx_e_* ' , '-tabs ']) ;

nome_arq_passadas_val_e = [nome , 'passadas_valE', '.res'];
eval([' save -ascii ', diretorio_a , nome_arq_passadas_val_e , ' passada_val_e_* ' , '-tabs ']) ;

% Salvando arquivo com 50 passadas, curva media, DP e coeficiente de variacao
% Invertendo as matrizes
matriz_passadas_flx_e = matriz_passadas_flx_e';
matriz_passadas_val_e = matriz_passadas_val_e';
nome_arq_cinq_passadas_flx_e = [nome , 'passadas_med_flxE', '.res'];
eval([' save -ascii ', diretorio_b , nome_arq_cinq_passadas_flx_e , ' matriz_passadas_flx_e ' , '-tabs ']) ;

nome_arq_cinq_passadas_val_e = [nome , 'passadas_med_valE', '.res'];
eval([' save -ascii ', diretorio_d , nome_arq_cinq_passadas_val_e , ' matriz_passadas_val_e ' , '-tabs ']) ;

% Salvando dados de picos de flexo-extensao e varo-valgo e respectivos
% instantes de todas as passadas

% Agrupando variaveis para salvar arquivo
variaveis_joelho_e = [duracao_passada_e; pico_apoio_flx_e; cor_valgo_pico_apoio_e; t_pico_apoio_flx_e; ...
    pico_balanco_flx_e; cor_valgo_pico_balanco_e; t_pico_balanco_flx_e; ...
    minimo_retirada_flx_e; cor_valgo_minimo_retirada_e; t_minimo_retirada_flx_e; ...
    minimo_toque_flx_e; cor_valgo_minimo_toque_e; t_minimo_toque_flx_e; ...
    pico_apoio_val_e; t_pico_apoio_val_e; pico_balanco_val_e; t_pico_balanco_val_e; ...
    minimo_retirada_val_e; t_minimo_retirada_val_e; minimo_toque_val_e; ...
    t_minimo_toque_val_e; amplitude_flx_e; amplitude_val_e; minimo_minimo_flx_e; ...
    cor_valgo_minimo_minimo_flx_e; t_minimo_minimo_flx_e; amplitude_dois_flx_e; ...

```

```

        minimo_minimo_val_e; t_minimo_minimo_val_e; amplitude_dois_val_e];

variaveis_joelho_e = variaveis_joelho_e';

nome_arq_variaveis_e = [nome , 'variaveisE', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_a , nome_arq_variaveis_e , ' variaveis_joelho_e ' , '-tabs ']) ;

% Salvando dados de picos de flexo-extensao e varo-valgo e respectivos
% instantes das passadas 15 aa 64

% Agrupando variaveis para salvar arquivo
variaveis_cinq_joelho_e = [duracao_passada_e(15:64); pico_apoio_flx_e(15:64); cor_valgo_pico_apoio_e(15:64);
t_pico_apoio_flx_e(15:64); ...
        pico_balanco_flx_e(15:64); cor_valgo_pico_balanco_e(15:64); t_pico_balanco_flx_e(15:64);
minimo_retirada_flx_e(15:64); ...
        cor_valgo_minimo_retirada_e(15:64); t_minimo_retirada_flx_e(15:64); minimo_toque_flx_e(15:64);
cor_valgo_minimo_toque_e(15:64); ...
        t_minimo_toque_flx_e(15:64); pico_apoio_val_e(15:64); t_pico_apoio_val_e(15:64);
pico_balanco_val_e(15:64); t_pico_balanco_val_e(15:64); ...
        minimo_retirada_val_e(15:64); t_minimo_retirada_val_e(15:64); minimo_toque_val_e(15:64);
t_minimo_toque_val_e(15:64); ...
        amplitude_flx_e(15:64); amplitude_val_e(15:64); minimo_minimo_flx_e(15:64);
cor_valgo_minimo_minimo_flx_e(15:64); ...
        t_minimo_minimo_flx_e(15:64); amplitude_dois_flx_e(15:64); minimo_minimo_val_e(15:64);
t_minimo_minimo_val_e(15:64); ...
        amplitude_dois_val_e(15:64)];

variaveis_cinq_joelho_e = variaveis_cinq_joelho_e';

nome_arq_variaveis_cinq_e = [nome , 'variaveisEcinquenta', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_f , nome_arq_variaveis_cinq_e , ' variaveis_cinq_joelho_e ' , '-tabs ']) ;

% Salvando arquivo com 50 passadas para aplicacao do CMC
passadas_flx_e = passadas_flx_e';
passadas_val_e = passadas_val_e';

nome_arq_passadas_flx_e_cmc = [nome , 'cmc_flxE', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_h , nome_arq_passadas_flx_e_cmc , ' passadas_flx_e ' , '-tabs ']) ;

nome_arq_passadas_val_e_cmc = [nome , 'cmc_valE', '.res'];

```

```

eval([' save -ascii ' , diretorio_h , nome_arq_passadas_val_e_cmc , ' passadas_val_e ' , '-tabs ']) ;

passadas_flx_e = passadas_flx_e';
passadas_val_e = passadas_val_e';

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----JOELHO DIREITO-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Recortando as Passadas-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Identificando primeiro pico do balanço e valor mínimo seguinte para descarte da primeira
% passada

n = 2;
maximo = 0;

while maximo ~= 1
    maximo(n) = (flexao_d(n)>30) & (flexao_d(n)>=flexao_d(n-1)) & (flexao_d(n)>flexao_d(n+1)) ;
    n = n+1;
end
maximo = find(maximo == 1);

minimo = 0;
n = maximo;
while minimo ~= 1
    minimo(n) = (flexao_d(n)<20) & (flexao_d(n)<=flexao_d(n-1)) & (flexao_d(n)<flexao_d(n+1)) ;
    n = n+1;
end

minimo = find(minimo == 1);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Loop para identificacao dos pontos de corte
%
y = 1;
while n < length(flexao_d) & minimo ~= length(flexao_d) & length(flexao_d) - maximo > (1.5 * resampling)
    inicio_passada_d(y) = minimo+1;
    n = minimo+1;

```

```

maximo = 0;

while maximo ~= 1
maximo(n) = (flexao_d(n)>30) & (flexao_d(n)>=flexao_d(n-1)) & (flexao_d(n)>flexao_d(n+1)) ;
n = n+1;
end
maximo = find(maximo == 1);

if length(flexao_d) - maximo > (0.8 * resampling)
minimo = 0;
n = maximo;
while minimo ~= 1
minimo(n) = (flexao_d(n)<20) & (flexao_d(n)<=flexao_d(n-1)) & (flexao_d(n)<flexao_d(n+1)) ;
n = n+1;
end
minimo = find(minimo == 1);

final_passada_d(y,1) = minimo;
passada_flx_d = flexao_d(inicio_passada_d(y):final_passada_d(y));
passada_val_d = valgo_d(inicio_passada_d(y):final_passada_d(y));

duracao_passada_d(y) = length(passada_flx_d)/resampling;

% Identificando picos, minimos de ADM da flexo-extensao direita e
% respectivos instantes
[pico_apoio_flx_d(y),t_pico_apoio_flx_d(y)] =
max(passada_flx_d(1:round(((40*length(passada_flx_d))/100))));
[pico_balanco_flx_d(y),t_pico_balanco_flx_d(y)] =
max(passada_flx_d(round(((40*length(passada_flx_d))/100)):length(passada_flx_d)));
[minimo_retirada_flx_d(y),t_minimo_retirada_flx_d(y)] =
min(passada_flx_d(round(((35*length(passada_flx_d))/100)):round(((45*length(passada_flx_d))/100))));
minimo_toque_flx_d(y) = passada_flx_d(1);
t_minimo_toque_flx_d(y)=1;

amplitude_flx_d(y) = pico_balanco_flx_d(y) - minimo_toque_flx_d(y);

[minimo_minimo_flx_d(y), t_minimo_minimo_flx_d(y)] = min(passada_flx_d);
amplitude_dois_flx_d(y) = pico_balanco_flx_d(y) - minimo_minimo_flx_d(y);

% Acertando os valores dos instantes da flexo-extensao

```

```

t_pico_balanco_flx_d(y) = t_pico_balanco_flx_d(y)+round(((40*length(passada_flx_d))/100));
t_minimo_retirada_flx_d(y) = t_minimo_retirada_flx_d(y)+round(((35*length(passada_flx_d))/100));

% Identificando valores de ADM de varo-valgo correspondentes aos picos
% e minimos de flexo-extensao
cor_valgo_pico_apoio_d(y) = passada_val_d(round(t_pico_apoio_flx_d(y)));
cor_valgo_pico_balanco_d(y) = passada_val_d(round(t_pico_balanco_flx_d(y)));
cor_valgo_minimo_retirada_d(y) = passada_val_d(round(t_minimo_retirada_flx_d(y)));
cor_valgo_minimo_toque_d(y) = passada_val_d(round(t_minimo_toque_flx_d(y)));
cor_valgo_minimo_minimo_flx_d(y) = passada_val_d(round(t_minimo_minimo_flx_d(y)));

% Identificando picos, minimos de ADM de varo-valgo direito e
% respectivos instantes
[pico_apoio_val_d(y), t_pico_apoio_val_d(y)] =
max(passada_val_d(1:round(((40*length(passada_val_d))/100))));
[pico_balanco_val_d(y), t_pico_balanco_val_d(y)] =
max(passada_val_d(round(((40*length(passada_val_d))/100)):length(passada_val_d)));
[minimo_retirada_val_d(y), t_minimo_retirada_val_d(y)] =
min(passada_val_d(round(((35*length(passada_val_d))/100)):round(((45*length(passada_val_d))/100))));
minimo_toque_val_d(y) = passada_val_d(1);
t_minimo_toque_val_d(y) = 1;

amplitude_val_d(y) = pico_balanco_val_d(y) - minimo_toque_val_d(y);

[minimo_minimo_val_d(y), t_minimo_minimo_val_d(y)] = min(passada_val_d);
amplitude_dois_val_d(y) = pico_balanco_val_d(y) - minimo_minimo_val_d(y);

% Acertando os valores dos instantes de varo-valgo
t_pico_balanco_val_d(y) = t_pico_balanco_val_d(y)+round(((40*length(passada_val_d))/100));
t_minimo_retirada_val_d(y) = t_minimo_retirada_val_d(y)+round(((35*length(passada_val_d))/100));

% Ajustando todos os valores de tempo para serem salvos corretamente, como referente a % do
% ciclo da marcha
t_pico_apoio_flx_d(y) = ((t_pico_apoio_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d));
t_pico_balanco_flx_d(y) = ((t_pico_balanco_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d)) ;
t_minimo_retirada_flx_d(y) = ((t_minimo_retirada_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d)) ;
t_minimo_toque_flx_d(y) = 0 ;
t_minimo_minimo_flx_d(y) = ((t_minimo_minimo_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d));
t_pico_apoio_val_d(y) = ((t_pico_apoio_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d)) ;

```



```

t_pico_balanco_val_d(y) = ((t_pico_balanco_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d)) ;
t_minimo_retirada_val_d(y) = ((t_minimo_retirada_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d)) ;
t_minimo_toque_val_d(y) = 0 ;
t_minimo_minimo_val_d(y) = ((t_minimo_minimo_val_d(y)*100)/length(passada_flx_d));

% Interpolando as passadas em funcao do tempo
h = linspace(1, length(passada_flx_d), 101);

passada_flx_d = interp1(passada_flx_d,h,'spline');
passada_val_d = interp1(passada_val_d,h,'spline');

% Nomeando as passadas interpoladas para nao serem sobrepostas
eval(['passada_flx_d_' , num2str(y) , '=' , 'passada_flx_d' , ';' ]) ;
eval(['passada_val_d_' , num2str(y) , '=' , 'passada_val_d' , ';' ]) ;

else if length(flexao_d) - maximo < (0.8 * resampling)
    minimo = length(flexao_d);
end
end

% ajustando contador de passadas (y)
y = y+1;

end

numero_passadas_d = y-2;

% Apresentando ao usuario o numero de passadas e os dados da passada 40 para verificacao dos
% resultados

w = 0:100;
figure(4)
subplot(1,2,1)
plot(w,passada_flx_e_40,w,passada_val_e_40,'b', t_pico_apoio_val_e(40)-1,pico_apoio_val_e(40), 'mo', ...
t_pico_balanco_val_e(40)-1, pico_balanco_val_e(40), 'mo', t_minimo_retirada_val_e(40)-1, ...
minimo_retirada_val_e(40), 'mo', t_minimo_toque_val_e(40), minimo_toque_val_e(40), 'mo', ...
t_pico_apoio_flx_e(40)-1,pico_apoio_flx_e(40), 'ro', ...
t_pico_balanco_flx_e(40)-1, pico_balanco_flx_e(40), 'ro', t_minimo_retirada_flx_e(40)-1, ...
minimo_retirada_flx_e(40), 'ro', t_minimo_toque_flx_e(40), minimo_toque_flx_e(40), 'ro', ...

```

```

    t_minimo_minimo_flx_e(40), minimo_minimo_flx_e(40), 'g+', t_minimo_minimo_val_e(40),
minimo_minimo_val_e(40), 'g+')
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Data for stride 40 - Left Knee'])
ylabel('Amplitude (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([-2 102 -10 80])
grid on

subplot(1,2,2)
plot(w,passada_flx_d_40,w,passada_val_d_40,'b', t_pico_apoio_val_d(40)-1,pico_apoio_val_d(40), 'mo', ...
    t_pico_balanco_val_d(40)-1, pico_balanco_val_d(40), 'mo', t_minimo_retirada_val_d(40)-1, ...
    minimo_retirada_val_d(40), 'mo', t_minimo_toque_val_d(40), minimo_toque_val_d(40), 'mo', ...
    t_pico_apoio_flx_d(40)-1,pico_apoio_flx_d(40), 'ro', ...
    t_pico_balanco_flx_d(40)-1, pico_balanco_flx_d(40), 'ro', t_minimo_retirada_flx_d(40)-1, ...
    minimo_retirada_flx_d(40), 'ro', t_minimo_toque_flx_d(40), minimo_toque_flx_d(40), 'ro', ...
    t_minimo_minimo_flx_d(40), minimo_minimo_flx_d(40), 'g+', t_minimo_minimo_val_d(40),
minimo_minimo_val_d(40), 'g+')
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Data for stride 40 - Right Knee'])
ylabel('Amplitude (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([-2 102 -10 80])
grid on

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Curva Media, Desvio-Padrao e Coeficiente de Variacao-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Separando as passadas para calculo da curva de flexo-estensao e varo_valgo media,
% desvio-padrao e coeficiente de variacao.
% Procedimento realizado para uso do centro do registro.

% Flexo-estensao
passadas_flx_d = [passada_flx_d_15; passada_flx_d_16; passada_flx_d_17; ...
    passada_flx_d_18; passada_flx_d_19; passada_flx_d_20; passada_flx_d_21; ...
    passada_flx_d_22; passada_flx_d_23; passada_flx_d_24; passada_flx_d_25; ...
    passada_flx_d_26; passada_flx_d_27; passada_flx_d_28; passada_flx_d_29; ...
    passada_flx_d_30; passada_flx_d_31; passada_flx_d_32; passada_flx_d_33; ...
    passada_flx_d_34; passada_flx_d_35; passada_flx_d_36; passada_flx_d_37; ...
    passada_flx_d_38; passada_flx_d_39; passada_flx_d_40; passada_flx_d_41; ...
    passada_flx_d_42; passada_flx_d_43; passada_flx_d_44; passada_flx_d_45; ...

```

```

    passada_flx_d_46; passada_flx_d_47; passada_flx_d_48; passada_flx_d_49; ...
    passada_flx_d_50; passada_flx_d_51; passada_flx_d_52; passada_flx_d_53; ...
    passada_flx_d_54; passada_flx_d_55; passada_flx_d_56; passada_flx_d_57; ...
    passada_flx_d_58; passada_flx_d_59; passada_flx_d_60; passada_flx_d_61; ...
    passada_flx_d_62; passada_flx_d_63; passada_flx_d_64];

% Calculo da passada media, desvio-padrao e coeficiente de variacao
media_passadas_flx_d = mean(passadas_flx_d);
desvio_passadas_flx_d = std(passadas_flx_d);
coef_var_flx_d = ((sqrt((sum(desvio_passadas_flx_d.^2))/101)))/((sum(abs(media_passadas_flx_d)))/101))*100;
% Agrupando variaveis para serem salvas
d(1,100)=[0];
m_coef_var_flx_d = [coef_var_flx_d d];
matriz_passadas_flx_d = [passadas_flx_d;media_passadas_flx_d; desvio_passadas_flx_d; m_coef_var_flx_d];

% Varo-valgo
passadas_val_d = [passada_val_d_15; passada_val_d_16; passada_val_d_17; ...
    passada_val_d_18; passada_val_d_19; passada_val_d_20; passada_val_d_21; ...
    passada_val_d_22; passada_val_d_23; passada_val_d_24; passada_val_d_25; ...
    passada_val_d_26; passada_val_d_27; passada_val_d_28; passada_val_d_29; ...
    passada_val_d_30; passada_val_d_31; passada_val_d_32; passada_val_d_33; ...
    passada_val_d_34; passada_val_d_35; passada_val_d_36; passada_val_d_37; ...
    passada_val_d_38; passada_val_d_39; passada_val_d_40; passada_val_d_41; ...
    passada_val_d_42; passada_val_d_43; passada_val_d_44; passada_val_d_45; ...
    passada_val_d_46; passada_val_d_47; passada_val_d_48; passada_val_d_49; ...
    passada_val_d_50; passada_val_d_51; passada_val_d_52; passada_val_d_53; ...
    passada_val_d_54; passada_val_d_55; passada_val_d_56; passada_val_d_57; ...
    passada_val_d_58; passada_val_d_59; passada_val_d_60; passada_val_d_61; ...
    passada_val_d_62; passada_val_d_63; passada_val_d_64];

% Calculo da passada media, desvio-padrao e coeficiente de variacao
media_passadas_val_d = mean(passadas_val_d);
desvio_passadas_val_d = std(passadas_val_d);
coef_var_val_d = ((sqrt((sum(desvio_passadas_val_d.^2))/101)))/((sum(abs(media_passadas_val_d)))/101))*100;
% Agrupando variaveis para serem salvas
d(1,100)=[0];
m_coef_var_val_d = [coef_var_val_d d];
matriz_passadas_val_d = [passadas_val_d;media_passadas_val_d; desvio_passadas_val_d; m_coef_var_val_d];

fprintf ('\n ');

```

```

fprintf('Numero de passadas do membro esquerdo: %6.0f \n ' , numero_passadas_e);
fprintf('Coeficiente de variacao para a flexo-extensao do joelho E: %6.2f \n ' , coef_var_flx_e);
fprintf('Coeficiente de variacao para o varo-valgo do joelho E: %6.2f \n ' , coef_var_val_e);
fprintf('Numero de passadas do membro direito: %6.0f \n ' , numero_passadas_d);
fprintf('Coeficiente de variacao para a flexo-extensao do joelho D: %6.2f \n ' , coef_var_flx_d);
fprintf('Coeficiente de variacao para o varo-valgo do joelho E: %6.2f \n ' , coef_var_val_d);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Salvando Arquivos-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Salvando arquivo com todas as passadas normalizadas
nome_arq_passadas_flx_d = [nome , 'passadas_flxD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_a , nome_arq_passadas_flx_d , ' passada_flx_d*' , '-tabs ']) ;

nome_arq_passadas_val_d = [nome , 'passadas_valD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_a , nome_arq_passadas_val_d , ' passada_val_d*' , '-tabs ']) ;

% Salvando arquivo com 50 passadas, curva media, DP e coeficiente de variacao
% Invertendo as matrizes
matriz_passadas_flx_d = matriz_passadas_flx_d';
matriz_passadas_val_d = matriz_passadas_val_d';

nome_arq_cinq_passadas_flx_d = [nome , 'passadas_med_flxD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_c , nome_arq_cinq_passadas_flx_d , ' matriz_passadas_flx_d ' , '-tabs ']) ;

nome_arq_cinq_passadas_val_d = [nome , 'passadas_med_valD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_e , nome_arq_cinq_passadas_val_d , ' matriz_passadas_val_d ' , '-tabs ']) ;

% Salvando dados de picos de flexo-extensao e varo-valgo e respectivos
% instantes

% Agrupando variaveis para salvar arquivo
variaveis_joelho_d = [duracao_passada_d; pico_apoio_flx_d; cor_valgo_pico_apoio_d; t_pico_apoio_flx_d; ...
    pico_balanco_flx_d; cor_valgo_pico_balanco_d; t_pico_balanco_flx_d; ...
    minimo_retirada_flx_d; cor_valgo_minimo_retirada_d; t_minimo_retirada_flx_d; ...
    minimo_toque_flx_d; cor_valgo_minimo_toque_d; t_minimo_toque_flx_d; ...
    pico_apoio_val_d; t_pico_apoio_val_d; pico_balanco_val_d; t_pico_balanco_val_d; ...
    minimo_retirada_val_d; t_minimo_retirada_val_d; minimo_toque_val_d; ...
    t_minimo_toque_val_d; amplitude_flx_d; amplitude_val_d; minimo_minimo_flx_d; ...
    cor_valgo_minimo_minimo_flx_d; t_minimo_minimo_flx_d; amplitude_dois_flx_d; ...

```

```

        minimo_minimo_val_d; t_minimo_minimo_val_d; amplitude_dois_val_d];

variaveis_joelho_d = variaveis_joelho_d';

nome_arq_variaveis_d = [nome , 'variaveisD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_a , nome_arq_variaveis_d , ' variaveis_joelho_d ' , '-tabs ']) ;

% Salvando dados de picos de flexo-extensao e varo-valgo e respectivos
% instantes das passadas 15 aa 64

% Agrupando variaveis para salvar arquivo
variaveis_cinq_joelho_d = [duracao_passada_d(15:64); pico_apoio_flx_d(15:64); cor_valgo_pico_apoio_d(15:64);
t_pico_apoio_flx_d(15:64); ...
        pico_balanco_flx_d(15:64); cor_valgo_pico_balanco_d(15:64); t_pico_balanco_flx_d(15:64);
minimo_retirada_flx_d(15:64); ...
        cor_valgo_minimo_retirada_d(15:64); t_minimo_retirada_flx_d(15:64); minimo_toque_flx_d(15:64);
cor_valgo_minimo_toque_d(15:64); ...
        t_minimo_toque_flx_d(15:64); pico_apoio_val_d(15:64); t_pico_apoio_val_d(15:64);
pico_balanco_val_d(15:64); t_pico_balanco_val_d(15:64); ...
        minimo_retirada_val_d(15:64); t_minimo_retirada_val_d(15:64); minimo_toque_val_d(15:64);
t_minimo_toque_val_d(15:64); ...
        amplitude_flx_d(15:64); amplitude_val_d(15:64); minimo_minimo_flx_d(15:64);
cor_valgo_minimo_minimo_flx_d(15:64); ...
        t_minimo_minimo_flx_d(15:64); amplitude_dois_flx_d(15:64); minimo_minimo_val_d(15:64);
t_minimo_minimo_val_d(15:64); ...
        amplitude_dois_val_d(15:64)];

variaveis_cinq_joelho_d = variaveis_cinq_joelho_d';

nome_arq_variaveis_cinq_d = [nome , 'variaveisDcinquenta', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_g , nome_arq_variaveis_cinq_d , ' variaveis_cinq_joelho_d ' , '-tabs ']) ;

% Salvando arquivo com passadas para aplicacao do CMC
passadas_flx_d = passadas_flx_d';
passadas_val_d = passadas_val_d';

nome_arq_passadas_flx_d_cmc = [nome , 'cmc_flxD', '.res'];
eval([' save -ascii ' , diretorio_h , nome_arq_passadas_flx_d_cmc , ' passadas_flx_d ' , '-tabs ']) ;

nome_arq_passadas_val_d_cmc = [nome , 'cmc_valD', '.res'];

```

```

eval([' save -ascii ' , diretorio_h , nome_arq_passadas_val_d_cmc , ' passadas_val_d ' , '-tabs ']) ;

passadas_flx_d = passadas_flx_d';
passadas_val_d = passadas_val_d';

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Plotando Dados-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Ajustando a matriz para plotar
passadas_flx_e = passadas_flx_e';
passadas_flx_d = passadas_flx_d';
passadas_val_e = passadas_val_e';
passadas_val_d = passadas_val_d';

% Plotando grafico X/Y
figure(5)
subplot(1,2,1)
plot(passadas_val_e, passadas_flx_e)
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Left Knee'])
xlabel('Varus-Valgus (°)' )
ylabel('Flexion-Extension (%)')
axis([-90 90 -90 90])
grid on

subplot(1,2,2)
plot(passadas_val_d, passadas_flx_d)
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Right Knee'])
xlabel('Varus-Valgus (°)' )
ylabel('Flexion-Extension (%)')
axis([-90 90 -90 90])
grid on

% Apresentando ao usuario 50 passadas (flexo-extensao) do joelho D e E para verificacao
figure(6)
subplot(2,2,1)
plot(passadas_flx_e)
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Left Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])

```

```

text(84,75,['CV: ' num2str(round(coef_var_flx_e)) '%'])
grid on

subplot(2,2,2)
plot(passadas_flx_d)
title([nome_arq, ' - Inverted channel: ', canal, ' - Right Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)' )
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
text(84,75,['CV: ' num2str(round(coef_var_flx_d)) '%'])
grid on

subplot(2,2,3)
plot(passadas_val_e)
ylabel('Varus-Valgus (°)' )
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
text(84,75,['CV: ' num2str(round(coef_var_val_e)) '%'])
grid on

subplot(2,2,4)
plot(passadas_val_d)
ylabel('Varus-Valgus (°)' )
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
text(84,75,['CV: ' num2str(round(coef_var_val_d)) '%'])
grid on
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% Ajustando passada media e DP para plot
plus_desvio_passadas_flx_d = media_passadas_flx_d + desvio_passadas_flx_d;
minus_desvio_passadas_flx_d = media_passadas_flx_d - desvio_passadas_flx_d;

plus_desvio_passadas_val_d = media_passadas_val_d + desvio_passadas_val_d;
minus_desvio_passadas_val_d = media_passadas_val_d - desvio_passadas_val_d;

plus_desvio_passadas_flx_e = media_passadas_flx_e + desvio_passadas_flx_e;
minus_desvio_passadas_flx_e = media_passadas_flx_e - desvio_passadas_flx_e;

plus_desvio_passadas_val_e = media_passadas_val_e + desvio_passadas_val_e;

```

```

minus_desvio_passadas_val_e = media_passadas_val_e - desvio_passadas_val_e;

figure(7)
subplot(2,2,1)
plot(w,media_passadas_flx_e,'k',w,plus_desvio_passadas_flx_e,'k-.',w,minus_desvio_passadas_flx_e,'k-.')
title([nome_arq,' - Inverted channel: ', canal, ' - Mean +/- SD - Left Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
grid on

subplot(2,2,2)
plot(w,media_passadas_flx_d,'k',w,plus_desvio_passadas_flx_d,'k-.',w,minus_desvio_passadas_flx_d,'k-.')
title([nome_arq,' - Inverted channel: ', canal, ' - Mean +/- SD - Right Knee'])
ylabel('Flexion-Extension (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
grid on

subplot(2,2,3)
plot(w,media_passadas_val_e,'k',w,plus_desvio_passadas_val_e,'k-.',w,minus_desvio_passadas_val_e,'k-.')
ylabel('Varus-Valgus (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
text(84,75,['CV: ' num2str(round(coef_var_val_e)) '%'])
grid on

subplot(2,2,4)
plot(w,media_passadas_val_d,'k',w,plus_desvio_passadas_val_d,'k-.',w,minus_desvio_passadas_val_d,'k-.')
ylabel('Varus-Valgus (°)')
xlabel('time of the stride (%)')
axis([1 101 -10 80])
grid on

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%-----Salvando Figuras-----%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Nomeando os arquivos
figura1 = [nome '_fig1'];
figura2 = [nome '_fig2'];

```



```
figura3 = [nome '_fig3'];
figura4 = [nome '_fig4'];
figura5 = [nome '_fig5'];
figura6 = [nome '_fig6'];
figura7 = [nome '_fig7'];

% Salvando as figuras em formato jpeg e fig
saveas (figure(1), figura1, 'jpeg');
saveas (figure(1), figura1, 'fig');

saveas (figure(2), figura2, 'jpeg');
saveas (figure(2), figura2, 'fig');

saveas (figure(3), figura3, 'jpeg');
saveas (figure(3), figura3, 'fig');

saveas (figure(4), figura4, 'jpeg');
saveas (figure(4), figura4, 'fig');

saveas (figure(5), figura5, 'jpeg');
saveas (figure(5), figura5, 'fig');

saveas (figure(6), figura6, 'jpeg');
saveas (figure(6), figura6, 'fig');

saveas (figure(7), figura7, 'jpeg');
saveas (figure(7), figura7, 'fig');
```


2. Figuras geradas pea rotina Matlab 6.5:

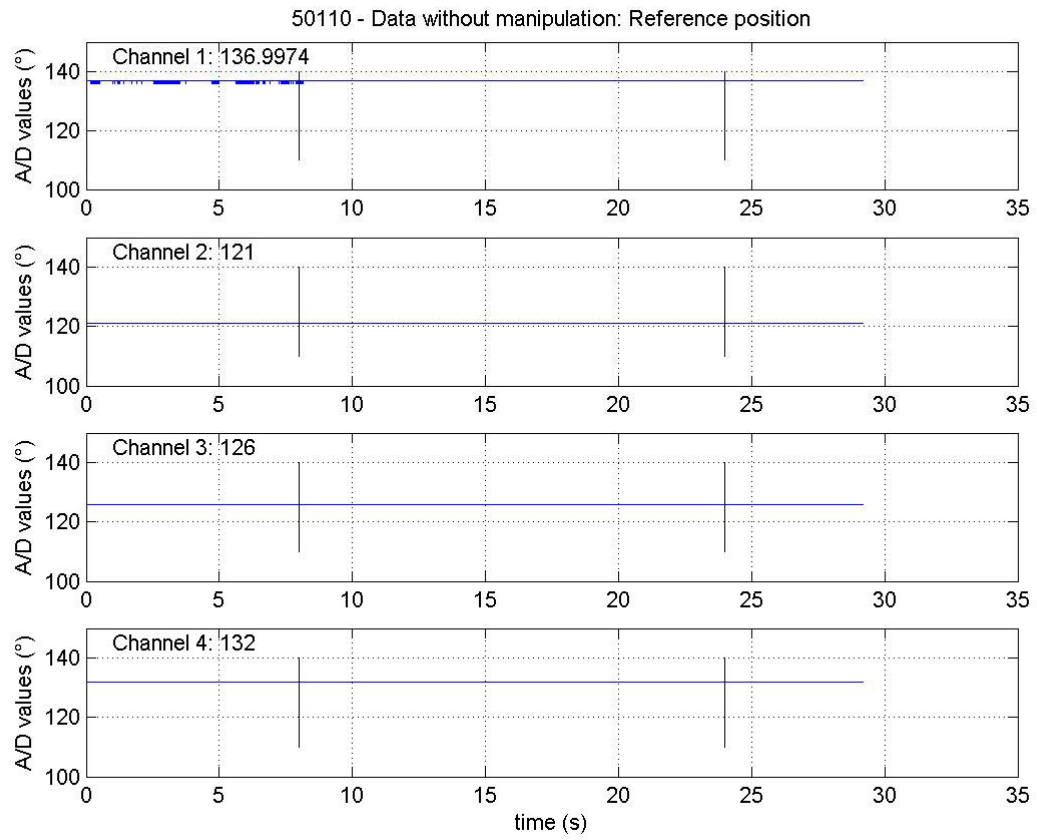


Figura 1 – Registro da posição de referência

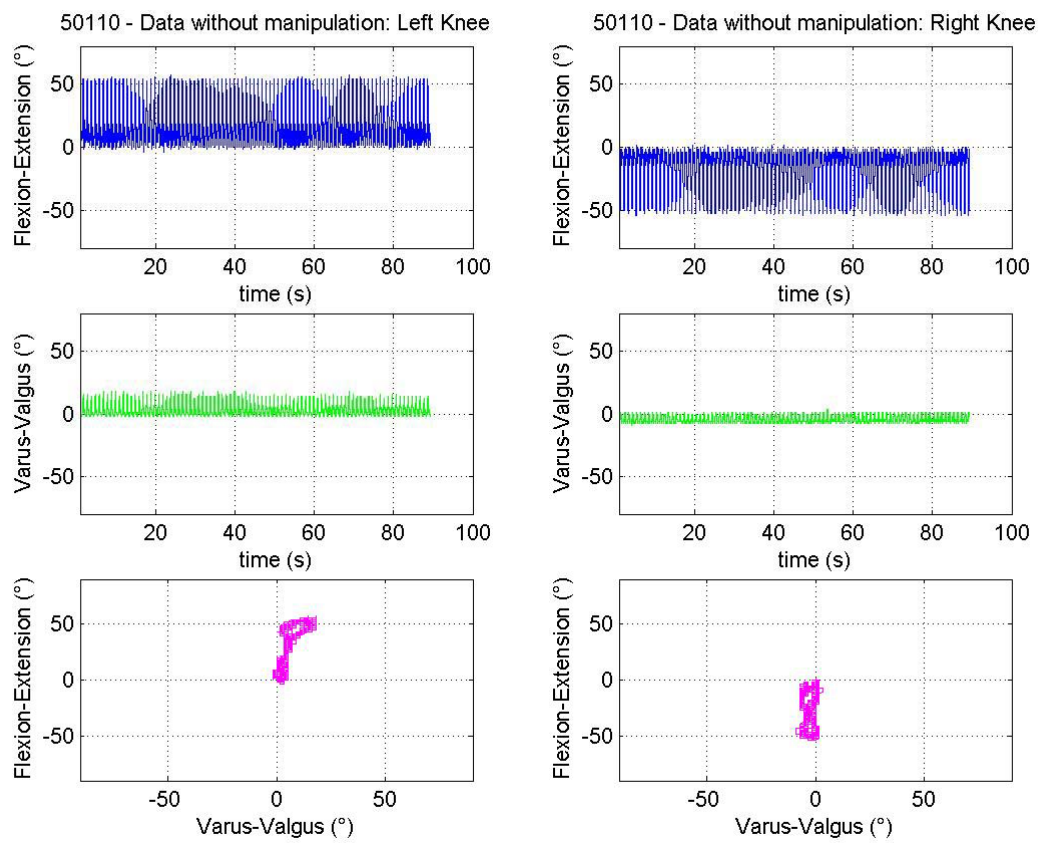


Figura 2 – Dados sem manipulação para observação da qualidade do registro

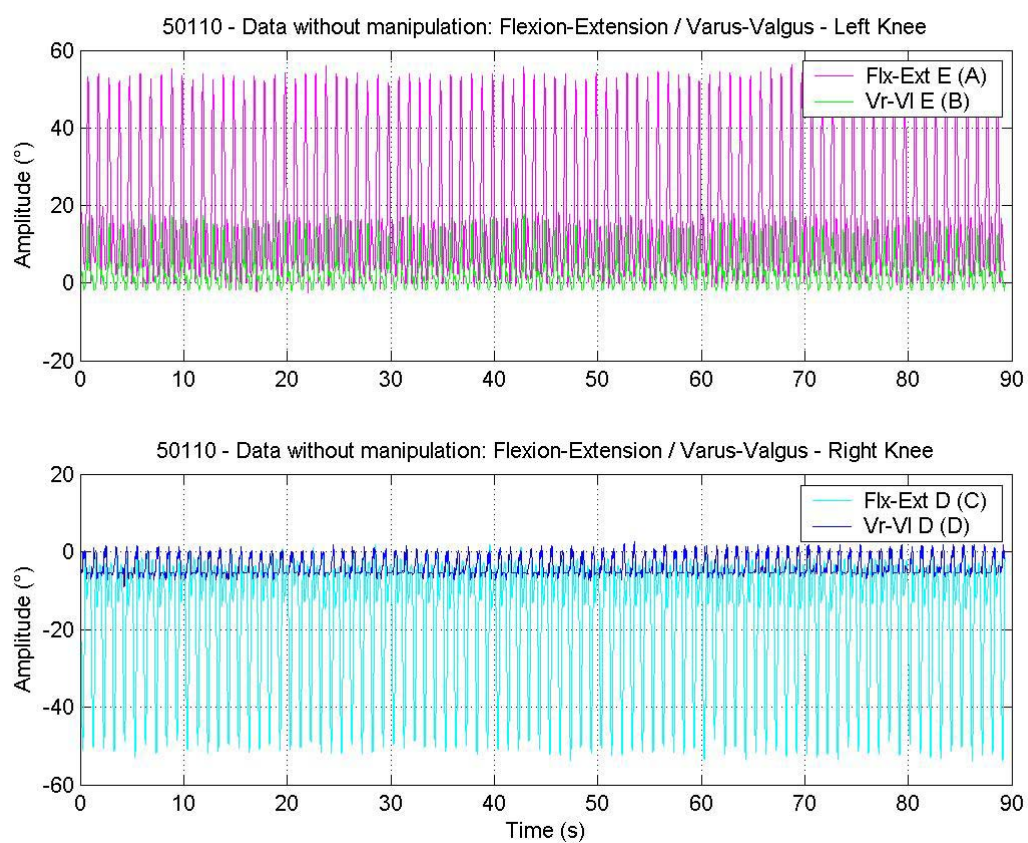


Figura 3 – Dados sem manipulação para observação da qualidade do registro, no mesmo formato do arquivo no programa DL1001

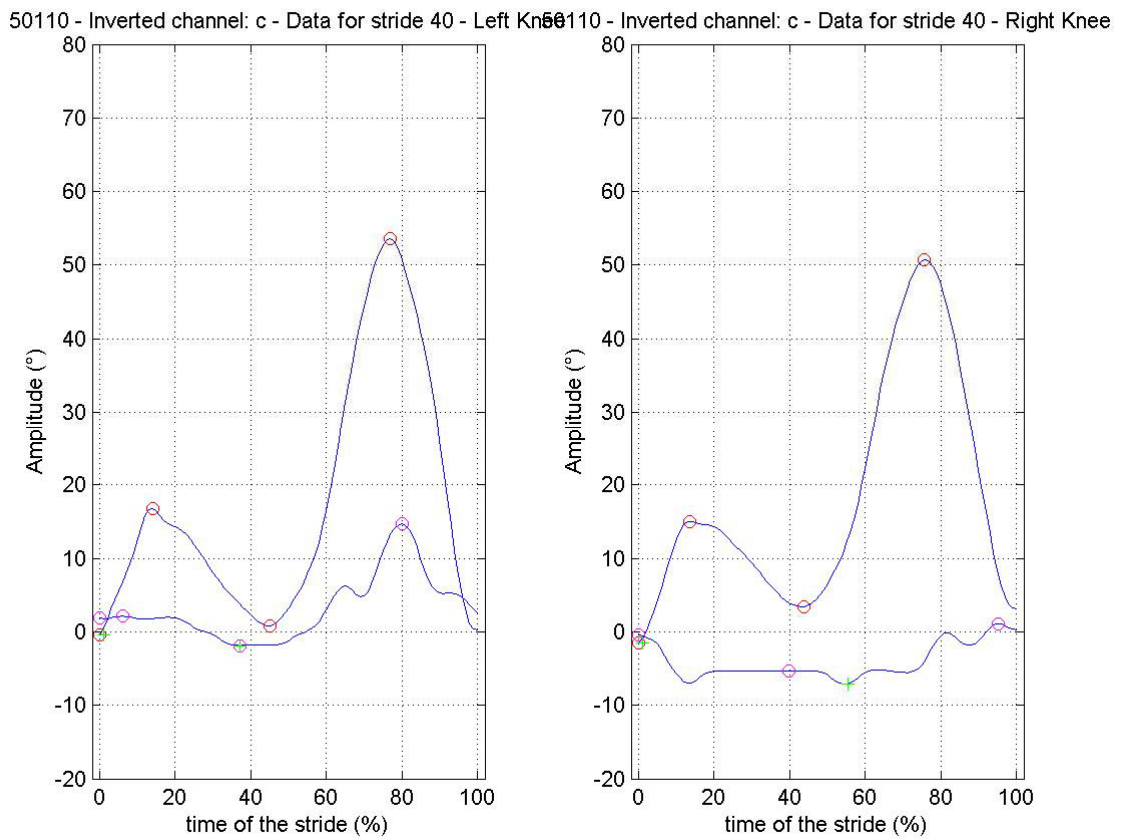


Figura 4 – Curva de uma passada plotada para identificação dos picos e pontos de recorte das passadas.

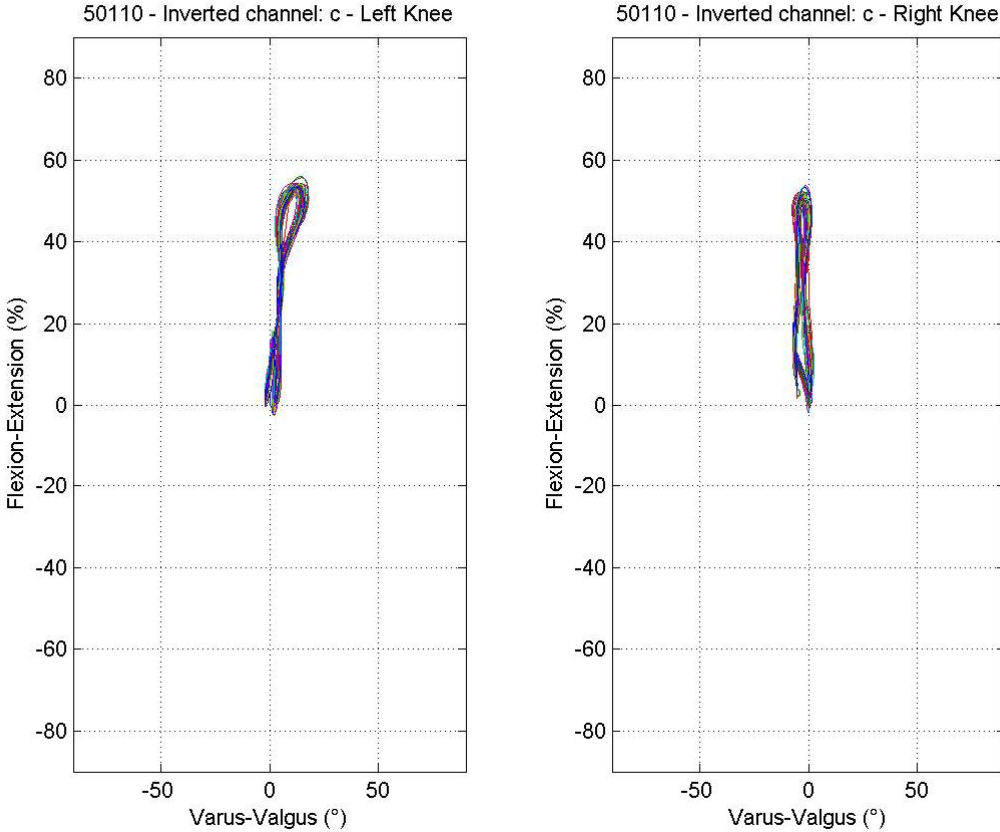


Figura 5 – Plano sagital plotado com o plano frontal após aplicação da rotina.

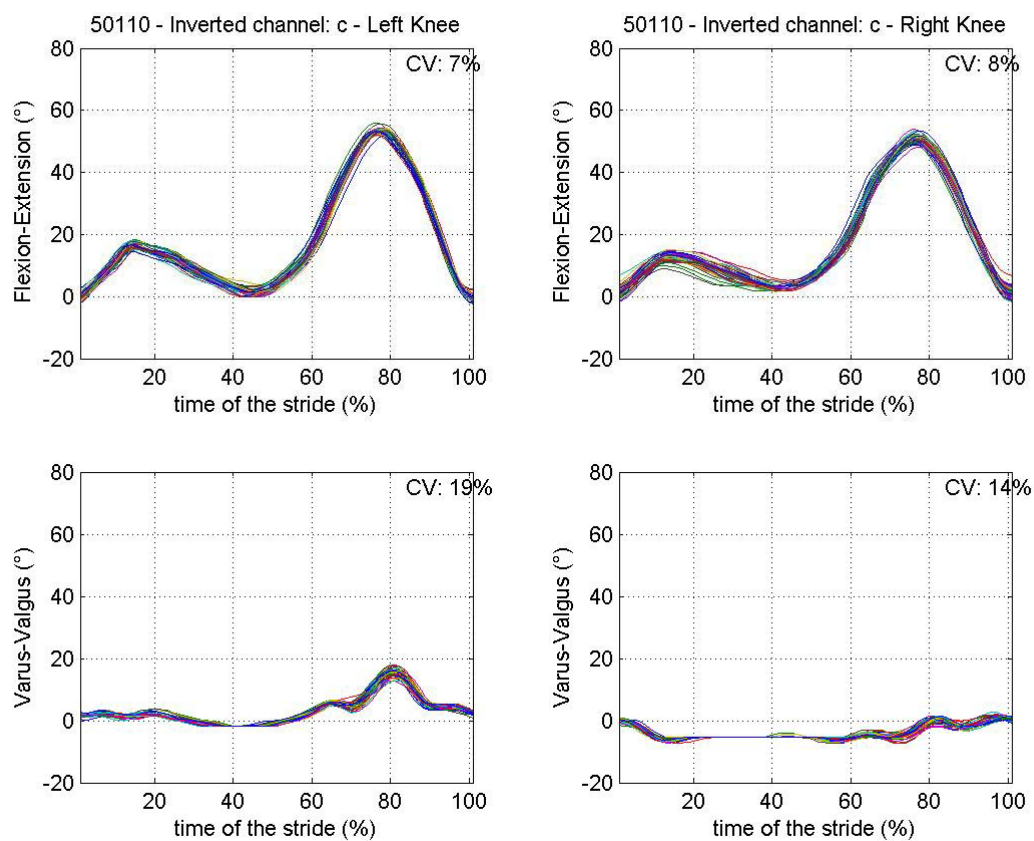


Figura 6 – Cinquenta curvas do indivíduo plotadas para os planos sagital e frontal após a aplicação da rotina.

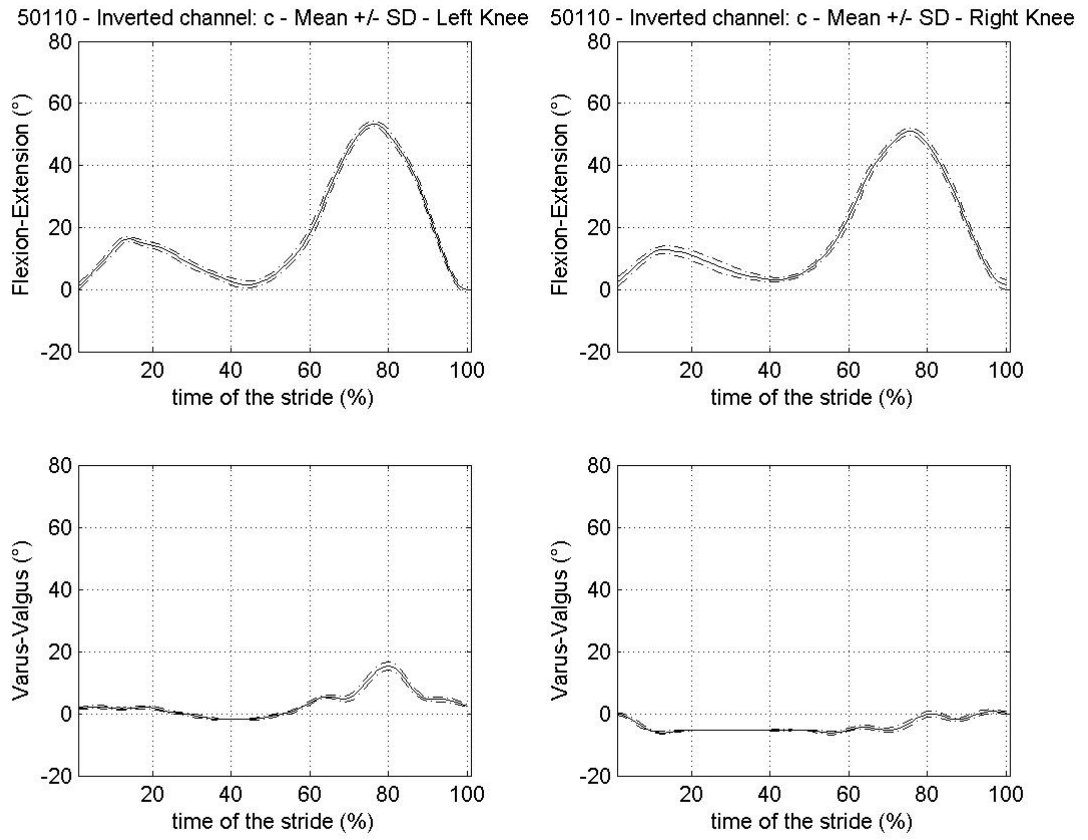


Figura 7 – Passada média e desvio padrão plotados para os planos sagital e frontal.

ANEXO X

Título: Simetria angular do joelho, nos planos sagital e frontal, durante a marcha de indivíduos saudáveis

Autores: Letícia Carnaz¹, Patrícia Rios Poletto¹, Helenice Jane Cote Gil Coury¹ e Gert Hansson².

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil.

² Departamento de Medicina Ocupacional e Ambiental, Hospital-Universidade, SE 221 85 Lund, Sweeden.

Endereço do autor:

Letícia Carnaz

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Fisioterapia

Rodovia Washington Luis, Km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil.

Telefone: (16) 33518634

E-mail: lecarnaz@gmail.com

Título Resumido: Simetria angular de joelhos na marcha

Running Title: Angular knee symmetry during gait

Agradecimentos: Apoio Financeiro CNPq Proc N° 101664/03-6 e Fapesp Proc N°: 05/59349-6 e 2005/04460-0.

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

A marcha humana é considerada um movimento simétrico e assimetrias são usualmente associadas à patologia. Entretanto, a simetria dos membros inferiores na caminhada de indivíduos saudáveis é ainda controverso. O objetivo desse estudo foi verificar a simetria angular na articulação do joelho, nos planos sagital e frontal, durante a marcha de indivíduos jovens e saudáveis através de eletrogoniômetros flexíveis. Os dados angulares do joelho foram obtidos através de eletrogoniômetros flexíveis (XM110, Biometrics Ltd.) acoplados bilateralmente na articulação dos joelhos dos indivíduos. O acoplamento dos sensores foi realizado a partir de referências anatômicas, e a coleta seguiu um protocolo criterioso, com os indivíduos caminhando por 1 minuto e 30 segundos em esteira a uma velocidade de 5 Km/h. Os resultados mostraram a ocorrência de simetria angular do joelho durante a marcha no plano sagital tanto para os ângulos máximo e mínimo como para o arco de movimento, entretanto para o plano frontal houve assimetria para os ângulos, máximo e mínimo, e uma situação indefinida para o arco de movimento, já que 50% dos sujeitos mostraram-se assimétricos. Essa classificação foi realizada a partir da análise descritiva visto que a análise estatística se mostrou pouco sensível para identificar as assimetrias, pois utiliza valores médios, os quais mascararam a variabilidade entre os sujeitos

Palavras chaves: joelho, marcha, eletrogoniometria, simetria.

KNEE ANGULAR SYMMETRY, SAGGITAL AND FRONTAL PLANES, FOR HEALTHY SUBJECTS DURING GAIT

Gait asymmetry is usually related to lower limbs pathologies. However, symmetry between the two knees during gait in healthy individuals is still controversial. This study aims to evaluate angular symmetry of knee movements, on sagittal and frontal planes in young healthy subjects during gait. Knee movements were recorded by flexible goniometers (XM110, Biometrics, Ltd, Gwent, UK) attached bilaterally on the knees. The sensor alignment was guided by anatomical references. The movements were recorded during 90 seconds, after familiarization to the treadmill at 5,0 Km/h. For the sagittal plane, the maximal, minimum and range of movement were symmetry, however, for the frontal plane only the range of movement was symmetry, the maximum and minimum angles were asymmetric. These results were identified only by descriptive analysis, as the statistical analysis, based on median values, showed not to be able to identify asymmetry.

Key words: knee, gait, electrogoniometry, symmetry.

INTRODUÇÃO

A locomoção normal é considerada um movimento simétrico já que assimetria é freqüentemente 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). Maupas et al. (1999 e 2002) criticam o fato da maior parte dos estudos sobre simetria utilizarem valores médios dos membros direito e esquerdo, o que mascararia as variações intra e inter sujeitos. Esses autores indicam também que os estudos não levam em consideração a precisão do instrumento de medidas e, utilizam uma distância caminhada pelos indivíduos muito curta, as vezes de uma passada, condições essas que podem alterar os resultados.

O estudo da simetria pode ser realizado através de variáveis como força, energia mecânica e amplitude de movimento articular (ADM). Dentre essas, a ADM é relevante devido a sua grande difusão na prática clínica; e um instrumento que recentemente vem sendo utilizado por permitir o registro dinâmico da amplitude de movimento ao longo do tempo e ser altamente confiável é o eletrogoniômetro flexível.

Sendo o joelho uma articulação fundamental à eficiência mecânica do corpo durante a locomoção, bem como para realização de atividades diárias e ainda uma das estruturas mais comumente lesadas de todo o corpo torna-se necessário avaliar sua simetria articular, já que essa é uma questão importante no diagnóstico e nos programas de reabilitação (RANSEY e WRETENBERG, 1999 e SADEGHI et al., 2000).

A partir do exposto, o objetivo desse estudo foi verificar a simetria angular dos movimentos da articulação do joelho, nos planos, sagital e frontal, durante a marcha de indivíduos jovens e saudáveis, através de dois diferentes critérios: ângulo de corte aplicado por Maupas et al. (1999 e 2002) e o índice absoluto de simetria (ASI).

MATERIAIS E MÉTODOS

1-Sujeitos

A população de estudo consistiu de 9 sujeitos, voluntários saudáveis com idade média de 21,6 anos (± 3), massa corporal de 65,3 Kg ($\pm 5,4$) e estatura de 1,64m ($\pm 0,25$). 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 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.

Como os eletrogoniômetros dependem das características antropométricas dos indivíduos para o bom acoplamento e obtenção de resultados consistentes (SHIRATSU e COURRY, 2003), foram considerados fatores de inclusão: indivíduos do sexo masculino, com índice de massa corporal variando entre 18 e 24 Kg/m² e altura entre 1,60-1,75m. Os fatores de exclusão foram: presença de cirurgia, lesões ou doenças nos membros inferiores, de sintomas que persistiram três dias ou mais no ano precedente, de distúrbios do equilíbrio, de alterações posturais nos joelhos (genu valgum, varum, flexum ou recurvatum) ou presença de discrepância no comprimento dos membros inferiores superior a 1cm.

2-Equipamentos

Para realização do estudo foram utilizados: dois sensores XM110 do eletrogoniômetro flexível Biometrics (Biometrics Ltd, Cwmfelingach, Gwent UK), uma célula de memória portátil (Datalogger DL1001), Software Biometrics V. 4.0, uma esteira elétrica Explorer Action Fitness, marcadores, cronômetro, trena, fita métrica e sinalizador de registro.

3-Procedimentos

Inicialmente, os indivíduos foram submetidos à tricotomia no local de fixação dos sensores visto que a presença de pêlos pode promover uma menor adesão dos terminais sobre a pele podendo provocar deslocamentos destes durante a coleta. Além disso, a retirada dos pêlos é importante para evitar o contato destes com a mola (elemento flexível) o que junto com os deslocamentos dos terminais provocariam interferência na captação dos dados. Posteriormente, marcadores foram fixados no 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 acoplado na perna alinhado ao marcador do maléolo lateral. O processo foi realizado bilateralmente.

4- Coleta de Dados

Para determinação dos parâmetros de análise, o eletrogoniômetro foi calibrado com o indivíduo ereto, membros inferiores estendidos e, em posição relaxada (posição neutra). Em seguida, o indivíduo foi instruído a posicionar-se na esteira sendo que a velocidade foi elevada lentamente até atingir 5,0 Km/h. Dois minutos foram dados para adaptação do sujeito ao ritmo da esteira 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. Ao término da coleta, os dados foram descarregados do DataLogger para o computador.

5- Análise dos dados

O processamento dos dados foi realizado com uma rotina desenvolvida em MatLab versão 6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Através dessa rotina todos os dados foram filtrados usando um filtro Butterworth a 10Hz. Depois disso, o registro foi dividido em ciclos (passadas), sendo que cada passada foi definida como 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 foram normalizadas pela duração da passada (representadas 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 de cada sujeito para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo (Figura 1).

Inserir Figura 1

A simetria angular foi analisada através da aplicação de dois métodos: 1º- critério utilizado por Maupas et al. (1999 e 2002), 2º- índice absoluto de simetria (Robinson et al., 1987).

O critério de simetria utilizado por Maupas et al. (1999 e 2002) considera a precisão e a repetibilidade do eletrogoniômetro. A precisão desse instrumento é avaliada quando suas medidas são comparadas com as fornecidas por um goniômetro mecânico (protótipo) que neste caso seria considerado padrão ouro. A

repetibilidade do eletrogoniômetro na marcha é analisada através da realização de medidas repetidas do instrumento num mesmo sujeito em condições idênticas.

Para utilização do critério aplicado por Maupas et al. (1999 e 2002) a precisão e repetibilidade dos nossos sensores foram calculadas. Acurácia de $1.1^\circ (\pm 0.79)$ para flexo-extensão e $1.04^\circ (\pm 0.42)$ para varo-valgo, e repetibilidade de $1.91^\circ (\pm 1.35)$ para flexo-extensão e $2.51^\circ (\pm 2.06)$ para varo-valgo. O cálculo do ângulo de corte considera:

$$\text{Ângulo Corte} = \text{média}_{\text{acurácia}} + \text{desvio padrão}_{\text{acurácia}} + \text{média}_{\text{repetibilidade}} + \text{desvio padrão}_{\text{repetibilidade}}$$

Para os nossos sensores, o ângulo de corte foi de 5.1° para flexo-extensão e 6° para o varo-valgo. Isso indica que variações entre os joelhos direito e esquerdo inferiores a 5.1° para a flexo-extensão e 6° para o varo-valgo, não devem ser consideradas assimetrias articulares, pois estão dentro das diferenças angulares 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 articular. O cálculo é realizado a partir da formula abaixo (Robinson et al., 1987):

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

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

Os resultados foram também submetidos a uma análise estatística com aplicação do teste t pareado (Software SPSS versão 10.0).

RESULTADOS

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

Inserir Figura 2

A análise da figura permite identificar, para flexo-extensão, uma diferença de amplitude de movimento entre os joelhos direito e esquerdo que se mantém ao longo de todo ciclo da marcha, entretanto não há diferença no formato da curva de movimento. Para o varo-valgo, além da diferença de amplitude de movimento, as curvas de movimento apresentam direções distintas, principalmente na fase de balanço (60-100% do ciclo da marcha) indicando grande variabilidade deste movimento.

Os resultados do teste t pareado aplicado para comparar diferenças angulares entre os joelhos direito e esquerdo estão apresentados na Tabela 1.

Inserir Tabela 1

Com a observação da Tabela 1, verifica-se que para o movimento de flexo-extensão as diferenças entre os joelhos, direito e esquerdo, foram em média 2.8° para o ângulo mínimo, 1.9° para o ângulo máximo e $0,9^\circ$ para o

arco de movimento, sendo que essas diferenças entre os joelhos foram estatisticamente significativas para os ângulos mínimos.

Para o movimento de varo-valgo, nenhuma diferença estatística significativa foi notada para qualquer das variáveis analisadas. Entretanto, percebe-se altos valores de desvio padrão indicando variabilidade dos dados como anteriormente descrito na Figura 2.

Inserir Tabela 2

O ângulo de corte 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 articular apenas na flexão máxima dos sujeitos 1 e 6 sendo que os demais sujeitos foram considerados simétricos tanto para amplitude de movimento como para flexão máxima.

Entretanto, para o movimento de varo-valgo temos que o ângulo de corte identificou 5 sujeitos assimétricos para o valgo máximo e 3 sujeitos assimétricos para 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.

DISCUSSÃO

Os dois métodos aplicados para identificar a simetria articular, ângulo de corte (Maupas et al., 1999 e 2002) e índice absoluto de simetria (Robinson et al., 1987), apresentaram resultados similares quando os movimentos do plano sagital foram avaliados. Entretanto, o mesmo não ocorreu para o plano frontal, já que o índice de simetria absoluto não foi um método sensível para identificar indivíduos simétricos e assimétricos, considerando a maior parte dos sujeitos assimétricos mesmo quando as diferenças articulares entre os joelhos não eram superiores a 2°. Isso indica que o índice absoluto de simetria não deveria ser usado quando movimentos do plano frontal precisam ser avaliados. Os estudos anteriores (Karamanidis et al., 2003; Hamill, 2006) que utilizam esse método não avaliam o plano frontal, apesar desse movimento também sofrer alterações em lesões e por isso a necessidade de ser avaliado em programas de reabilitação.

Os resultados da análise descritiva e da estatística sugerem tendências distintas a respeito da simetria dos joelhos. Para o plano frontal, enquanto a análise descritiva demonstrou que 55% da amostra apresentou assimetrias entre os joelhos para os ângulos, máximos e 33% para o arco de movimento, a análise estatística identificou simetria para as três variáveis analisadas. Uma possível razão para essa diferença é que o movimento de varo-valgo apresentou grande variabilidade na população estudada, o que impede a identificação de diferenças articulares pela análise estatística. Gundersen et al. (1989) e Maupas et al. (1999 e 2002) já haviam relatado esse fato. Para os movimentos do plano sagital, a análise descritiva e a estatística encontraram os mesmo resultados, provavelmente devido a menor variabilidade dos movimentos de flexo-extensão.

Em vista do apresentado, a análise descritiva parece fornecer resultados mais fidedignos quando comparada a análise estatística. Entretanto, resultados estatísticos são também necessários, inclusive porque permitem a comparação dos resultados presentes com estudos prévios que utilizaram essa análise.

Kettekamp et al. (1970), apresentaram resultados de simetria angular do arco de movimento dos joelhos durante a flexo-extensão, o que está de acordo com os resultados estatísticos apresentados por este

estudo. Gundersen et al. (1989) utilizaram teste t e observaram assimetria para os ângulos mínimos durante a flexo-extensão do joelho, dados estes que estão em concordância aos relatados na Tabela 1. Contudo, os resultados deste trabalho estão em oposição aos de Maupas et al. (1999 e 2002) que também usaram a análise descritiva para classificação de assimetria angular entre os joelhos durante a flexo-extensão. Esses autores encontraram diferenças angulares entre os joelhos superiores a 5° (assimetrias) para os ângulos máximos em 51,65% de seu estudo (Maupas et al., 1999) e 62,5% em outra pesquisa (Maupas et al., 2002) enquanto que no presente trabalho 70% dos sujeitos demonstraram simetria para as máximas durante a flexo-extensão.

Uma possível razão para a diferença entre os resultados do presente estudo e dos trabalhos do Maupas et al. (1999 e 2002) é que o critério de seleção dos indivíduos desta pesquisa foi rígido, não permitindo que nenhuma alteração postural dos joelhos (genu valgum, varum, flexum e recurvatum) clinicamente notável fosse aceita.

Estudos recentes (MAUPAS et al., 1999 e 2002) que avaliam a simetria angular do joelho não apresentam resultados do movimento no plano frontal, apesar de ser um aspecto importante visto que esse movimento também sofre alterações em lesões e deve ser avaliado em programas de reabilitação. Apenas o estudo de Kettelkamp et al. (1970) relataram diferenças angulares entre os joelhos para o plano frontal, e seus resultados indicaram assimetrias angulares dos joelhos para o movimento de varo-valgo.

Outra questão que deve ser discutida em relação ao plano frontal é a grande variabilidade tanto intra com inter sujeitos observada nos presentes resultados. Este relato está de acordo com Kettelkamp et al. (1970) que conclui que os movimentos do joelho variavam entre os sujeitos e freqüentemente entre os joelhos de um mesmo sujeito. Outros autores como Chao et al. (1983), Ishii et al. (1997), Reinschmidt et al. (1997) e Ramsey e Wrettemberg (1999) também encontraram variação considerável entre indivíduos no movimento varo-valgo do joelho.

A razão pela qual a variabilidade desse movimento é tão elevada ainda não foi bem justificada, Freeman e Pinskerova (2005) acreditam que como o movimento é muito pequeno existe grande dificuldade em obtê-lo com marcadores fixados na pele, ou através de eletrogoniômetros. Ainda Reinschmidt et al. (1997) acreditam que a pequena magnitude combinada com problemas de alinhamento com o sistema de coordenadas anatômico, resulte em crosstalk, o que pode mascarar parte do movimento real. Uma outra fonte possível de crosstalk para o varo-valgo é a combinação desse movimento com rotação (GIL COURY et al., 2006).

Em relação à assimetria, estudos (SADEGHI et al., 1997 e 2000) descrevem que os dois membros inferiores contribuem de maneira distinta na marcha normal, sendo suas funções principais o controle e a propulsão do corpo do indivíduo. No entanto, quando se considera o comportamento global das pernas, a simetria é evidenciada. Apesar disso, assimetrias locais ou articulares são também sugeridas baseadas nas diferentes tarefas funcionais (controle e propulsão) dos membros inferiores e sendo consideradas um efeito do mecanismo de compensação (SADEGHI H, 2003).

Finalmente, cabe ponderar sobre os critérios de assimetria adotados no presente estudo. Maupas et al. (1999) sugerem que para os movimentos de flexo-extensão, variações de até 5° podem ser atribuídas a erros de medidas do instrumento. No entanto, quando o equipamento utilizado é um eletrogoniômetro flexível, essa afirmação parece estar superestimada, pois em um estudo que sistematizou milhares de medidas comparando resultados de sensores deste tipo com dispositivo de precisão, erros inferiores a 3° foram relatados (SHIRATSU,

A e GIL COURY, 2003). No entanto, esse estudo avaliou apenas o equipamento. Quando se considera que o erro também está potencialmente presente nos procedimentos de coleta (acoplamento do equipamento no corpo, protocolos, etc), uma margem maior de erro pode ser esperada. Maupas et al. (1999) levaram em consideração vários aspectos para o estabelecimento dos limites propostos. Assim, optou-se no presente estudo por adotar os mesmos valores de Maupas et al (1999) para os movimentos do plano sagital e, utilizar o mesmo raciocínio para propor valores para o plano frontal, os quais conduzem a resultados similares aos que seriam obtidos caso os critérios da American Medical Association (2005) fossem aplicados.

CONCLUSÃO

Os resultados aqui relatados corroboram a existência de simetria angular do joelho durante a marcha no plano sagital. Entretanto, o mesmo não pode ser afirmado, para o plano frontal, no qual 55% dos sujeitos são assimétricos nos ângulos máximos e 33% para o arco de movimento. Essa constatação é baseada na análise descritiva, dadas as limitações da análise estatística, que se mostrou pouco sensível para identificar as assimetrias por utilizar valores médios, que acabam por minimizar a variabilidade entre os sujeitos.

Dentre os métodos utilizados para a análise da simetria articular, concluímos que o índice absoluto de simetria pode ser utilizado quando os movimentos do plano sagital são avaliados, entretanto quando além dos movimentos do planos sagital, os do plano frontal também precisam ser analisados, o ângulo de corte se mostrou mais sensível na identificação de simetrias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- American Medical Association: **Guides to the Evaluation of Permanent Impairment**. Cocchianella, L.; Anderson G.B.J. (ed.). AMA Press, 2005 613 p.
- CHAO, E. Y.; LAUGHMAN, R. K.; SCHNEIDER, E.; STAUFFER, R. N. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. **Journal of Biomechanics**, v.16, n .3, pp.219-233,1983.
- FREEMAN, M.A.R.; PINSKEROVA, V. The movement of the normal tibio-femoral joint. **Journal of Biomechanics**.v.38, n.2, pp. 197-208, 2005.
- GIL COURY, H.J.C.; BRASILEIRO, J. S.; SALVINI, T. F.; POLETTO, P. R.; CARNAZ, L.; HANSSON, G-A. Changes in knee movements after quadriceps eccentric isokinetic training in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. **Gait & Posture (In press)**.
- GUNDERSEN, L. A.; VALLE, D. R.; BARR, A. E.; DANOFF, J. V.; STANHOPE, S. J.; SNYDER-MACKLER, L. Bilateral analysis of the Knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. **Physical Therapy**, v.69, n.8, pp. 640-650, 1989.
- KETTELKAMP, D. B.; JOHNSON, R. J.; SMIDT, G. L.; CHAO, E. Y. S.; WALKER, M. An electrogoniometric gait recording. **The Journal of Bone and Joint surgery**, v. 52, n. 4, pp.775-790, 1970.
- MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; MARTINET, N.; ANDRÉ, J. M. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. **Clinical Biomechanics**, v.14, pp. 403-411, 1999.

- MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; DATIE, A. M.; MARTINET, N.; ANDRÉ, J. M. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometer monitoring of knees during walking. **Gait and Posture**, v.16, pp.304-312, 2002.
- RAMSEY, D. K.; WRETENBERG, P. F. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. **Clinical Biomechanics**, v.14, pp.595-611, 1999.
- REINSCHMIDT, C.; VAN DEN BOGERT, A. J.; LUNDBERG, A.; NIGG, B. M.; MURPHY, N.; STACOFF, A.; STANO, A. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. **Gait and Posture**, v. 6, pp. 98-109, 1997.
- SADEGHI, H.; ALLARD, P.; DUHAIME, M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. **Human Movement Science**, v.16, pp. 243-258, 1997.
- SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**, v.12, pp.34-45, 2000.
- SADEGHI, H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. **Gait and Posture**, v.17, pp. 197-204, 2003.
- SHIRATSU, A.; COURRY, H.J.C.G. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. **Clinical Biomechanics**. v. 18, p. 682-684, 2003.

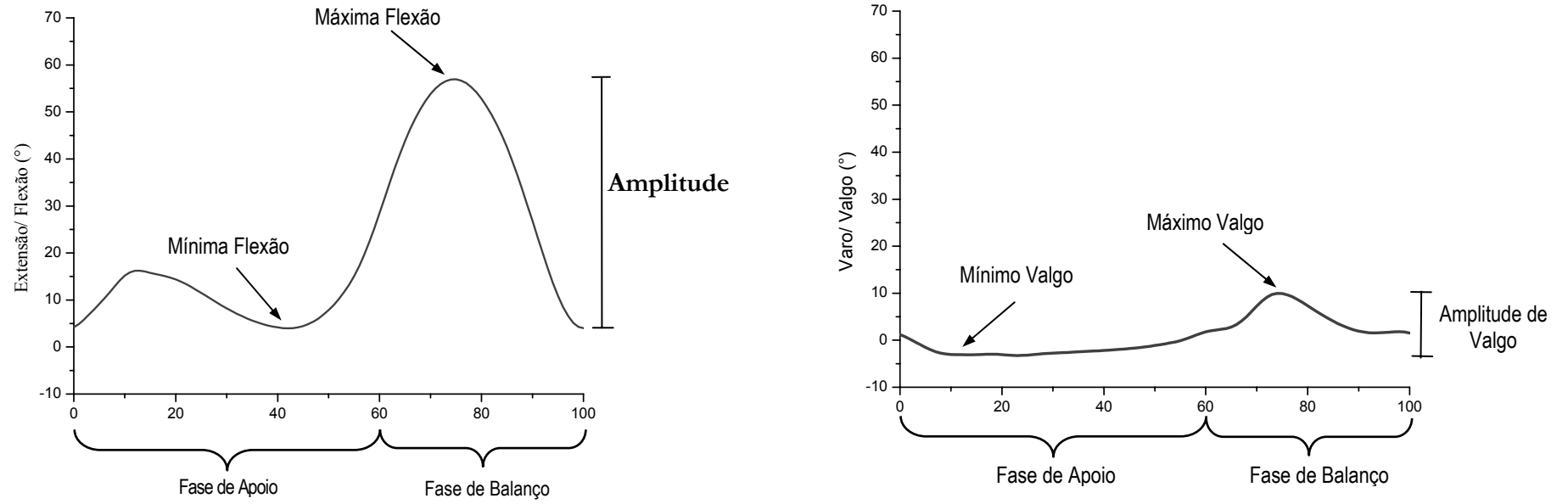


Figura 1. Segundo proposição de Benedetti et al. (1998), identificação dos pontos máximos e mínimos e da amplitude de movimento para as curvas de flexo-extensão e varo-valgo.

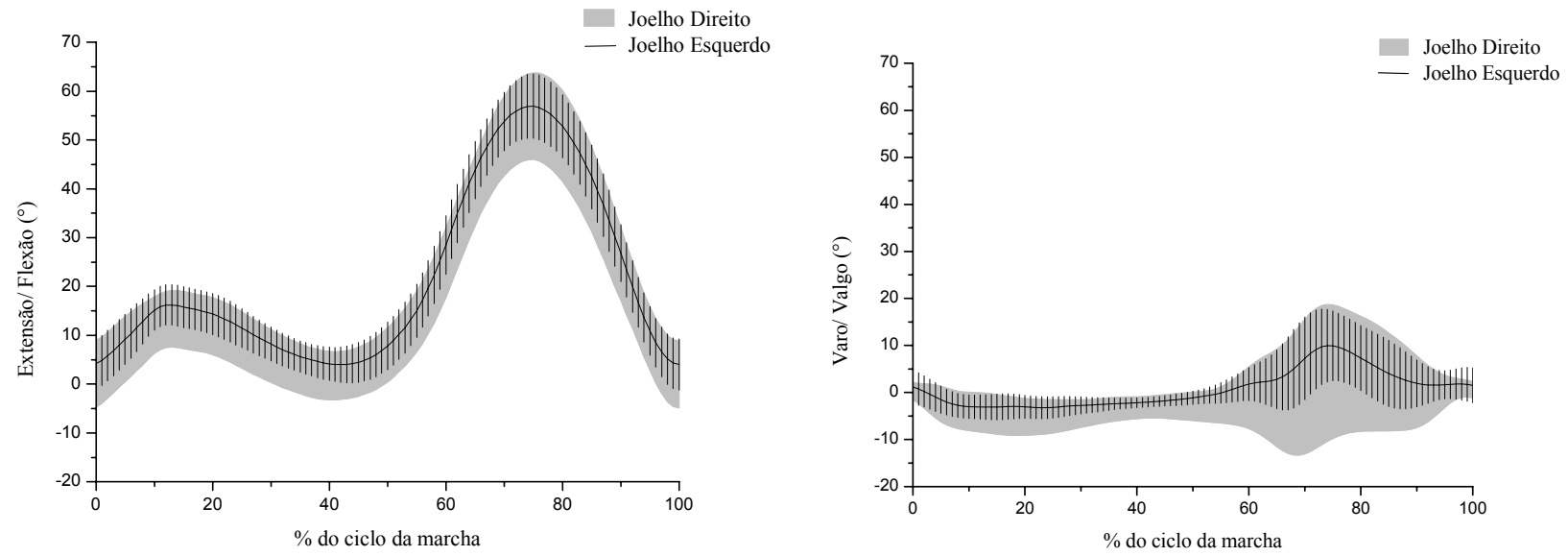


Figura 2. Curva média de movimento dos joelhos direito e esquerdo para flexo-extensão e varo-valgo de todos os sujeitos

Tabela 1. Valores angulares médios (°) e desvio padrão dos joelhos direito e esquerdo para os movimentos de flexo/ extensão e varo/ valgo durante a marcha.

	Flexo/ Extensão			Varo/ Valgo		
	Mínimo [▲]	Máximo	Amplitude	Mínimo	Máximo	Amplitude
Joelho D	1.7 ± 3.4	57.2 ± 6.6	55.5 ± 5.7	-4.6 ± 2.3	11.9 ± 7.2	16.5 ± 5.6
Joelho E	-1.1 ± 4.7	55.3 ± 9	56.4 ± 6.8	-7.2 ± 4.6	9.1 ± 11.5	16.3 ± 8.3

Tabela 2. Diferenças angulares ($^{\circ}$) entre os joelhos direito e esquerdo e Índice Absoluto de Simetria (ASI) em % aplicado em cada indivíduo para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo,* indica diferenças angulares superiores a 5.1° no movimento de flexo-extensão, \blacktriangle indica diferenças angulares superiores a 6° no movimento de varo-valgo e \bullet indica índice de assimetria superior a 10% tanto para flexo-extensão como para o varo- valgo.

Sujeitos	Flexo-extensão				Varo-valgo			
	Ângulo de Corte ($^{\circ}$)		ASI (%)		Ângulo de Corte ($^{\circ}$)		ASI (%)	
	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude	Máximo	Amplitude
1	*6.9	4.4	\bullet 12.9	8.2	\blacktriangle 13.2	\blacktriangle 12.7	\bullet 45.9	\bullet 41.2
2	4.1	1.5	6.7	2.5	\blacktriangle 8.1	\blacktriangle 7.2	\bullet 55.7	\bullet 41.1
3	1.1	2.9	1.9	5.2	\blacktriangle 6.8	1.8	\bullet 147.6	\bullet 15.5
4	1.5	4.3	2.5	7.6	1.4	0.2	\bullet 19.7	1.7
5	4.2	5	6.4	8.2	\blacktriangle 6.1	1.7	\bullet 225.5	\bullet 12.8
6	*7.9	3.1	\bullet 16.4	5.6	5.2	2.1	\bullet 67.5	\bullet 14.1
7	4.2	1.1	9.9	2.5	4.6	2.4	\bullet 24.3	\bullet 11
8	0.6	4.3	0.9	6.7	\blacktriangle 11.2	\blacktriangle 10.6	\bullet 128.9	\bullet 69.6
9	2.4	1.1	4.4	2.2	5.9	3.3	\bullet 332.2	\bullet 30.1

ANEXO XI



Universidade Federal de São Carlos
Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa
Coordenadoria de Iniciação Científica

MEDIDAS ELETROGONIOMÉTRICAS DE JOELHOS DURANTE A MARCHA NORMAL-RESULTADOS PRELIMINARES (2004)

CARNAZ, L.(IC/CNPq); POLLETO, P.; GIL COURY,H.J.C.(O)
DEFISIO/UFSCar

Introdução: Dados angulares de mensuração de alta qualidade são fundamentais para revelar características do movimento e comprovar a efetividade de intervenções terapêuticas devendo ser capazes de detectar melhoras, deterioração ou estagnação na condição dos pacientes. Existem diversas formas de mensuração do movimento, como protocolos de registro postural e goniometria. Nesta última forma, destacam-se os eletrogoniômetros que apresentam como vantagens o fato de permitirem a coleta de dados simultaneamente em mais de um plano de movimento, serem portáteis para o registro de movimentos funcionais e apresentarem alta confiabilidade no registro da amplitude de movimento articular. Em vista dos poucos relatos científicos encontrados, a análise de medidas eletrogoniométricas de joelho em condições específicas, tais como o registro de um maior número de passos e em diferentes velocidades é de grande importância. Objetivos: O objetivo deste estudo será avaliar as características dos movimentos de joelho durante a marcha normal em diferentes velocidades, através de eletrogoniômetro biaxial flexível (XM110, Biometrics Ltd.) Metodologia: Foram avaliados 8 sujeitos, voluntários normais que tiveram como fatores de exclusão em sua seleção: qualquer cirurgia, lesão ou doença nos membros inferiores, distúrbios do equilíbrio e assimetria dos joelhos. Os eletrogoniômetros (XM110, Biometrics Ltd UK) eram acoplados bilateralmente na articulação do joelho dos indivíduos e o seu alinhamento realizado a partir de referências anatômicas seguindo um protocolo sistemático para que os dados fossem os mais fidedignos possíveis. A calibragem do instrumento era realizada de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente, o indivíduo era instruído a caminhar na esteira completando dois ciclos de 1 minuto e 30 segundos de duração, sendo o primeiro a uma velocidade de 2,5 Km/h e no segundo essa velocidade era elevada a 5,0 Km/h. Os movimentos eram registrados por Datalogger 1001, que é uma célula de memória portátil, e posteriormente transferidos e analisados em computador. Os dados estão sendo analisados descritivamente nesta etapa inicial e a seguir serão

submetidos à análise estatística. Resultados: As amplitudes médias encontradas para flexo-extensão e varo-valgo foram respectivamente de 48,01° e 12,35° para a velocidade de 2,5 Km/h e de 51,7° e 13,08° para a velocidade de 5 Km/h. Portanto, ocorre um aumento da ADM para flexo-extensão e varo-valgo com a elevação da velocidade, no entanto vale ressaltar que para o movimento de varo-valgo 50% dos indivíduos apresentaram redução da ADM de um dos joelhos com o aumento da velocidade.

Constatou-se ainda, que existe uma diferença interindividual de amplitude de movimento para flexo-extensão e varo-valgo dos joelhos; sendo a média e o desvio padrão dessa diferença 3,05° (+3,72°) e 4,43° (+3,11°) respectivamente para a velocidade de 2,5 Km/h. Ao passo que para a velocidade de 5Km/h, a referida diferença sofreu alteração sendo que para flexo-extensão esse valor foi de 2,25° (+1,53°), ou seja, sofreu redução e para o movimento de varo-valgo ocorreu aumento determinando uma média da diferença de 4,89°

(+3,9°). É digno de nota, o fato do movimento de varo-valgo apresentar uma ADM menor que a de flexo-extensão e possuir diferenças maiores, isso se deve a grande variabilidade de amplitude que esse movimento apresenta entre os indivíduos.

Agencia: CNPq



ANÁLISE DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO JOELHO DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS

Carnaz, Leticia¹(IC); Gil Coury, Helenice J. C.¹(O); Polleto, Patricia R.¹(CO-PG)
 lecamaz@terra.com.br

¹*Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos*

Introdução: A articulação do joelho é fundamental a eficiência mecânica do corpo durante a locomoção, bem como para realização de atividades diárias. Além disso, o joelho é uma das estruturas mais comumente lesadas de todo o corpo o que demonstra a necessidade de frequentemente se avaliar essa articulação. **Objetivos:** Avaliar as amplitudes articulares do joelho nos planos, sagital e frontal, durante a marcha de indivíduos saudáveis nas velocidades de 2,5 e 5,0km/h. **Materiais e Métodos:** Os dados angulares do joelho foram obtidos através de eletrogoniômetros biaxiais flexíveis (XM110, Biometrics Ltd) acoplados bilateralmente na articulação do joelho de 10 indivíduos do sexo masculino (21,4±2,99 anos, 64,7±5,37 Kg e 1,62±0,22m). A coleta foi iniciada com o indivíduo sendo instruído a caminhar na esteira completando dois períodos de 1 minuto e 30 segundos, sendo o primeiro a uma velocidade de 2,5Km/h e o segundo a 5,0Km/h. Os registros gráficos gerados pelos eletrogoniômetros foram analisados através de varredura manual dos ângulos máximos e mínimos de cada ciclo da marcha e, posteriormente, o arco de movimento foi calculado. O efeito da elevação da velocidade nas amplitudes articulares foi avaliado a partir da aplicação do teste t dependente. **Resultados:** Os valores angulares médios da flexo-extensão para os ângulos, máximo e mínimo, e para o arco de movimento foram respectivamente, 49,48° (± 5,86), 2,11° (± 2,92) e 47,38° (± 4,62) para a velocidade de 2,5Km/h, e 53,14° (6,9), 2,13° (± 2,91) e 51,17° (± 5,87) para a velocidade de 5,0Km/h. O teste t revelou que o aumento da velocidade promoveu um aumento significativo no ângulo máximo e no arco de movimento (p<0,05) e não alterou o ângulo mínimo (p>0,05) para o movimento de flexo-extensão do joelho. Para o plano frontal, os valores angulares médios dos ângulos, máximo e mínimo, e do arco de movimento foram respectivamente, 10,08° (± 6,04), -2,16° (± 3,41) e 12,26° (± 5,96) para a velocidade de 2,5Km/h, e 10,56° (± 6,13), -2,37° (± 3,39) e 12,93° (± 5,98) para a velocidade de 5,0Km/h. A partir do teste t, foi possível observar que a elevação da velocidade não promoveu alterações significativas em nenhuma das variáveis analisadas (p>0,05) para o plano frontal. **Conclusão:** Este estudo permitiu caracterizar as amplitudes de movimento para os planos sagital e frontal em velocidade lenta e funcional da marcha. A análise estatística mostrou que a elevação da velocidade promove aumento significativo do arco de movimento para a flexo-extensão, mas para o arco de movimento do plano frontal esse fenômeno não ocorre.

Apoio Financeiro: Fapesp- Processo nº 2004/01207-0

CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 13., 2005, São Carlos.
 Anais de Eventos da UFSCar, v. 1, p. 487, 2005.



AVALIAÇÃO DA SIMETRIA DOS MOVIMENTOS DO JOELHO NA MARCHA DE MULHERES SAUDÁVEIS – RESULTADOS PRELIMINARES

Yazbek, Paula M.¹(IC); Poletto, Patricia R.¹(CO); Gil Coury, Helenice, J. C.¹(O)
paulamyazbek@yahoo.com.br

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

A marcha é geralmente considerada um movimento simétrico, visto que a assimetria costuma estar relacionada a situações patológicas. Entretanto, alguns autores têm encontrado evidências de assimetria nos membros inferiores durante a marcha (*Maupas et al.*, 2002). Uma das formas de caracterização da marcha humana é através da mensuração da amplitude de movimento (ADM). A eletrogoniometria é um método confiável de avaliar e mensurar as amplitudes de movimento. Através dessa técnica é possível detectar patologias, prescrever tratamentos e mesmo comparar resultados de uma possível recuperação ou avanço. O objetivo do presente estudo é verificar a existência de simetria nos movimentos de joelho nos planos frontal (varo-valgo) e sagital (flexo-extensão) durante a marcha através da eletrogoniometria em mulheres saudáveis. Avaliou-se as ADM da articulação do joelho de 8 mulheres saudáveis e sem alterações posturais de joelho ($21 \pm 1,5$ anos; $54,3 \pm 4,6$ Kg; $1,64 \pm 0,1$ m), utilizando-se um eletrogoniômetro biaxial flexível (Biometrics, LTD) na marcha em esteira. Os indivíduos caminharam na esteira ergométrica por 1 minuto e 30 segundos a uma velocidade de 5 Km/h, passando anteriormente por um período de familiarização de 4 minutos. Os dados foram analisados através de varredura manual para obtenção do arco de movimento (diferença entre o ângulo máximo e mínimo) de flexo-extensão e varo-valgo, e aplicou-se o teste t para verificar a diferença entre os joelhos estatisticamente. Comparando-se os arcos de movimento entre os joelhos esquerdo e direito verificou-se que a maior diferença entre os lados para o movimento de flexo-extensão foi de $4,7^\circ$ ($0,5 - 4,7^\circ$), e para o movimento de varo-valgo foi de 9° ($0,4 - 9^\circ$). Os resultados do teste t mostraram que não há diferença entre os joelhos tanto para os movimentos no plano sagital quanto no plano frontal ($p=0,501$ e $p=0,617$ respectivamente). A partir dos resultados encontrados, e de acordo com a literatura científica (*Maupas et al.*, 2002) podemos afirmar que o arco de movimento de flexo-extensão do joelho apresenta simetria entre os lados durante a marcha em esteira (maior diferença foi menor que 5°). Porém a mesma afirmação não pode ser feita para os movimentos no plano frontal, pois apesar de não ter havido diferença significativa no teste t a análise descritiva revelou que os movimentos neste plano apresentaram maior variabilidade entre os joelhos.

CNPq

CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 13., 2005, São Carlos.
 Anais de Eventos da UFSCar, v. 1, p. 526, 2005.

DESENVOLVIMENTO DE UMA ROTINA COMPUTACIONAL EM VISUAL BASIC PARA PROCESSAR OS DADOS OBTIDOS A PARTIR DE ELETROGONIOMETRIA.

Salasar, L. E. B.¹(PG); Sato, T. O.²(PG); Poletto, P. R.²(PG), Coury, H. J. C. G.²(O).
luis.salasar@gmail.com

¹ Programa de Pós-Graduação em Estatística UFSCar; ² Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia UFSCar

O eletrogoniômetro flexível fornece medidas precisas ao longo do tempo de registro, por isso é uma ferramenta promissora para avaliar a marcha. Uma desvantagem deste equipamento são os escassos recursos de análise que o programa oferece. A partir da necessidade de se processar os dados brutos de forma que consumisse menor tempo de análise e que fornecesse informação sobre a variação angular de segmentos corporais em movimentos cíclicos, foi criada uma rotina computacional em Visual Basic. No presente estudo a rotina foi desenvolvida para a análise dos movimentos do joelho durante a marcha. O objetivo deste estudo é descrever esta rotina. O eletrogoniômetro pode ser programado para amostrar os dados angulares em diferentes frequências, sendo que esta deve ser escolhida previamente na coleta dos dados. Supondo uma frequência de amostragem de f Hz têm-se o registro dos ângulos a cada $1/f$ segundos. Após coletar e descarregar os dados no computador o programa do equipamento (DL1001) gera um gráfico ângulo *versus* tempo, sendo que valores positivos na curva correspondem à flexão e valores negativos correspondem à extensão do joelho. Por meio da observação deste gráfico, o ciclo funcional deve ser selecionado. No presente caso o recorte compreendia o período entre o início e o final de uma passada, e o restante era eliminado. Cada ciclo da marcha (passada) possui duas fases: apoio e balanço. Na fase de apoio o joelho parte da extensão e realiza uma pequena flexão (aproximadamente 20°), enquanto na fase de balanço a flexão máxima é maior (aproximadamente 60°) seguida de uma extensão máxima¹. Uma passada é um período compreendido entre dois toques consecutivos do calcanhar no mesmo lado e neste momento o ângulo de flexão do joelho atinge um valor mínimo, que corresponde à maior extensão do joelho. Portanto, o valor mínimo encontrado após a flexão máxima da fase de balanço é o fim de cada passada. Após selecionar o período de análise, o arquivo do DL1001 deve ser salvo em ASCII, o que irá gerar uma planilha de dados que pode ser aberta no Excel. Na planilha criada em Excel os dados exportados em bits devem ser transformados em ângulos, aplicando uma fórmula que consta no manual do equipamento² [ângulo=(valor constante – valor em bits em cada célula)*1,8]. Após este processo têm-se duas colunas de dados, uma do canal que registra flexo-extensão e outra do canal que registra os movimentos de abdução-adução do joelho. Estas colunas possuem os dados do registro completo e devem ser particionadas por passadas. Para determinar o início e fim das passadas necessita-se de critérios para localização de pontos de mínimo e de máximo. Um ponto x_j será considerado um ponto de máximo se $x_{j-1} \leq x_j$ e $x_j > x_{j+1}$ e um ponto de mínimo quando $x_{j-1} \geq x_j$ e $x_j < x_{j+1}$. Completando a partição do registro, observa-se que cada passada possui uma quantidade

diferente de pontos, por isso as passadas foram normalizadas pelo tempo, ou seja, todas as passadas passaram a ter mesma duração³. O ponto 1 representa o valor angular no início da passada, o ponto 2 representa o valor no instante correspondente a 1% da duração da passada e assim por diante até o ponto 101 que representa o ângulo correspondente a 100% da duração da passada. No entanto, têm-se os valores angulares em pontos discretos do tempo e freqüentemente os valores angulares correspondentes aos percentis da duração da passada não estarão disponíveis. Adotou-se como valor angular nestes percentis uma ponderação (interpolação linear) entre dois valores angulares nos instantes k e $k+1$ tal que o percentil desejado esteja no intervalo $(k, k+1)$. Com esta normalização dos dados podem-se traçar as curvas de flexo-extensão e abdução-adução do joelho em função das porcentagens do ciclo da marcha. Por esta razão, a rotina proposta possibilita uma análise mais eficaz, com resultados mais representativos para avaliação do joelho na marcha. Uma metodologia semelhante também poderia ser desenvolvida para analisar outros segmentos, tais como, o quadril e tornozelo.

Referências Bibliográficas

1. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science* (3):51-76, 1984.
2. Biometrics Ltd. Data analysis software (v3.03) user guide. Cwmfelinfach, Gwent, UK.
3. Li L, Robertson G. Resampling data. Disponível em: <http://www.univie.ac.at/cga/tools/> acesso em 10/05/2005.

CONGRESSO DE PÓS-GRADUAÇÃO, 3., 2005, São Carlos.
Anais de Eventos da UFSCar, v. 1, p. 1393-1394, 2005.

XIII Simpósio de Fisioterapia da UFSCar

IV Encontro de Ex-alunos de Fisioterapia da UFSCar

Anais Rev. Bras. Fisioter. 2005

ALINHAMENTO DOS SENSORES DO ELETROGONIÔMETRO PARA MEDIDAS CINEMÁTICAS DO JOELHO DURANTE A MARCHA

Tatiana de Oliveira Sato, Patrícia Rios Poletto, Helenice Jane Cote Gil Coury
UFSCar, São Carlos, SP
e-mail: tatisato@iris.ufscar.br

Contextualização: A eletrogoniometria (EGM) flexível é adequada para avaliação da marcha, fornecendo amplitude de movimento em cada instante do ciclo. Porém, este instrumento é relativamente novo e fontes de erro do registro precisam ser quantificadas. Uma delas é a interferência que ocorre em um plano de movimento quando movimentos de outro plano são também registrados (*crossstalk*). Objetivo: Avaliar a interferência do desalinhamento dos terminais do EGM para medidas de flexo-extensão e varo-valgo do joelho na marcha. Materiais e Métodos: Avaliou-se uma mulher saudável (idade = 21 anos; massa = 51,3 kg; altura = 1,62 m). Utilizou-se eletrogoniômetro (Biometrics), esteira ergométrica, cronômetro, câmera fotográfica digital, cunhas de espuma e atadura elástica. Foram realizadas quatro coletas consecutivas com duração de 2 minutos cada, registrando simultaneamente os joelhos. A ordem das coletas foi randomizada: 1. faixa, 2. espuma, 3. faixa/espuma e 4. padrão (diretamente na pele). A análise dos dados foi feita descritivamente. Resultados: O movimento de flexo-extensão da curva-padrão (diretamente na pele) apresentou valores superiores às demais condições (flexão máxima do balanço = 56°). As condições de alinhamento dos terminais (espuma e faixa/espuma) apresentaram valores próximos entre si (52° e 51°, respectivamente), já o registro com a faixa apresentou valores inferiores aos demais (46°). As curvas de varo-valgo não mostraram tendência clara. Conclusões: As faixas podem ter causado restrição do movimento. O alinhamento dos terminais diminuiu os ângulos de flexo-extensão, provavelmente pela redução do erro de medida (*crossstalk* entre os planos frontal e sagital).

Palavras-chave: marcha, joelho, eletrogoniômetro.

Apoio financeiro: FAPESP Proc. nº 04/15579-5 e CAPES.

XIII Simpósio de Fisioterapia da UFSCar

IV Encontro de Ex-alunos de Fisioterapia da UFSCar

Anais Rev. Bras. Fisioter. 2005

ANÁLISE DOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DURANTE A MARCHA DE INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS

Letícia Carnaz, Patrícia Rios Polleto, Helenice Jane Cote Gil Coury
UFSCar, São Carlos, SP
e-mail: lecarnaz@terra.com.br

Objetivos: Analisar a simetria dos membros inferiores direito e esquerdo a partir de parâmetros espaço-temporais durante a marcha de indivíduos saudáveis e o efeito da elevação da velocidade nesses parâmetros. **Materiais e Métodos:** Os parâmetros espaço-temporais (cadência, tempo do ciclo e comprimento da passada) foram obtidos com o estudo de 10 indivíduos saudáveis do sexo masculino ($21,4 \pm 2,99$ anos, $64,7 \pm 5,37$ kg e $1,62 \pm 0,22$ m). Eletrogoniômetros flexíveis (Biometrics) foram acoplados bilateralmente nos joelhos desses sujeitos que caminharam na esteira por 1' e 30" a uma velocidade de 2,5 km/h, e em seguida a 5,0 km/h. Os registros gráficos (ângulo x tempo) gerados pelos eletrogoniômetros permitiram estimar o tempo de cada ciclo, o comprimento de cada passada, assim como a cadência. A simetria dos parâmetros espaço-temporais e o efeito do aumento da velocidade nesses parâmetros foi analisada pela aplicação do teste t dependente. **Resultados:** A diferença média entre os membros inferiores direito e esquerdo para o comprimento da passada, tempo do ciclo e cadência foi, respectivamente, de 0,002 m, 0,001s e 0,05 passos/minuto na velocidade de 2,5 km/h e 0,004 m, 0,003s e 0,3 passos/minuto na velocidade de 5,0 km/h. O teste t revelou simetria entre os membros inferiores ($p > 0,05$) para ambas as velocidades. A elevação da velocidade determinou um aumento no comprimento da passada (0,407 m) e na cadência (29,91 passos/minuto) e uma redução no tempo do ciclo (0,42 s), essas alterações foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$). **Conclusão:** Os membros inferiores mostraram-se simétricos na marcha quando os parâmetros espaço-temporais foram avaliados, e a elevação de velocidade promoveu alterações consideráveis nesses parâmetros.

Palavras-chave: marcha, joelho, eletrogoniômetro.

Apoio financeiro: Fapesp Processo nº 2004/07207-0.



AVALIAÇÃO DA SIMETRIA DOS MOVIMENTOS DO JOELHO NA MARCHA DE MULHERES SAUDÁVEIS

Yazbek, Paula M.¹(IC); Gil Coury, Helenice J. C.¹(O); Poletto, Patrícia R.¹(CO)
paulamyazbek@yahoo.com.br

¹*Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos*

A marcha humana é um tipo de locomoção, cujo padrão bípede é adquirido na infância. Na ausência de doenças ou lesões dos sistemas nervoso ou músculo-esquelético, é mantido normalmente sem esforços conscientes. A consideração sobre a normalidade do processo de locomoção deve ser feita com certa tolerância, uma vez que varia em função do sexo, da idade, do peso corporal, da altura. São várias as articulações envolvidas no complexo movimento da marcha, entre elas, destaca-se o joelho, uma articulação de carga e de grande amplitude de movimento. A maioria dos estudos destinados à análise da marcha humana preocupa-se com a comparação entre os sexos masculino e feminino, mas as diferenças estruturais que as mulheres exibem nos quadris e joelhos podem predispor-las a diferenças em seus padrões de movimentos. Uma das formas de caracterização da marcha humana é através da mensuração da amplitude de movimento (ADM) e a eletrogoniometria é um método confiável de avaliação e mensuração. Por meio da eletrogoniometria flexível, este estudo teve como objetivo avaliar a simetria dos movimentos do joelho durante a marcha de mulheres jovens saudáveis, para os movimentos de flexo-extensão e varo-valgo. Foram avaliados 12 sujeitos do sexo feminino, voluntários normais. Os indivíduos caminharam em esteira ergométrica por 1 minuto e 30 segundos a uma velocidade de 5km/h, passando anteriormente por um período de familiarização de aproximadamente 5 minutos. Foi aplicada uma análise descritiva sobre o comportamento de cada indivíduo quanto aos valores médio, máximo e mínimo e amplitudes de movimento atingidos nos planos sagital e frontal. Observando-se indivíduo por indivíduo, foi possível notar variabilidade de padrão das curvas de amplitude de flexão-extensão e, sobretudo, para o movimento de varo-valgo. Foi encontrado comportamento simétrico dos joelhos para os movimentos realizados no plano sagital e assimétrico para os movimentos do plano frontal. Apesar de a amostra analisada ter sido selecionada objetivando alcançar grande homogeneidade física dos participantes, constatou-se que dentre os indivíduos avaliados, ocorreram padrões de marcha bem distintos.

CNPq