



Universidade Federal de São Carlos

**ANÁLISE DA CONFIABILIDADE DE EQUIPAMENTOS E MÉTODOS
PARA MEDIR O MOVIMENTO DE FLEXÃO ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR**

Orientando: Edgar Ramos Vieira

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Helenice J. C. Gil Coury

Laboratório de Fisioterapia Preventiva – Ergonomia, São Carlos - SP

Março de 2002.

 FAPESP - 99/12147-7 e 00/06273-9



Universidade Federal de São Carlos

**ANÁLISE DA CONFIABILIDADE DE EQUIPAMENTOS E MÉTODOS
PARA MEDIR O MOVIMENTO DE FLEXÃO ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR**

**Dissertação do mestrado realizado no
Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia da UFSCar, que conferiu
o título de Mestre em Fisioterapia para
Edgar Ramos Vieira.**

Orientando: Edgar Ramos Vieira

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Helenice J. C. Gil Coury

Laboratório de Fisioterapia Preventiva – Ergonomia, São Carlos – SP

Março de 2002.

 FAPESP - 99/12147-7 e 00/06273-9

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

V657ac

Vieira, Edgar Ramos.

Análise da confiabilidade de equipamentos e métodos para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar / Edgar Ramos Vieira. -- São Carlos : UFSCar, 2006.
115 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2002.

1. Fisioterapia. 2. Confiabilidade. 3. Eletrogoniômetro. 4. Flexímetro. 5. Flexão lombar. 6. Movimento. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA DE QUALIFICAÇÃO

- **Professora Doutora Helenice Jane Cote Gil Coury (Orientadora)**
Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos – SP.
- **Professor Doutor Mário Jefferson Q. Louzada**
Universidade Estadual Paulista (UNESP), Araçatuba– SP.
- **Professor Doutor Alcimar Barbosa Soares**
Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG.

MEMBROS DA BANCA DE DEFESA

- **Professora Doutora Helenice Jane Cote Gil Coury (Orientadora)**
Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos – SP.
- **Professora Doutora Stela Márcia Mattiello Gonçalves Rosa**
Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos – SP.
- **Professor Doutor Alcimar Barbosa Soares**
Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia – MG.

SUPLENTE

- **Professora Doutora Vanessa Monteiro Pedro**
Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos – SP.
- **Professor Doutor Mário Jefferson Q. Louzada**
Universidade Estadual Paulista (UNESP), Araçatuba– SP.

MENSAGEM

“Se conhecemos um objeto apenas qualitativamente, nós o conhecemos apenas de maneira vaga. Se o conhecemos quantitativamente – entendendo alguma medida numérica que o distingue de um número infinito de outras possibilidades, começamos a conhecê-lo profundamente. Percebemos parte de sua beleza e temos acesso ao seu poder e à compreensão que ele propicia. Ter medo da quantificação equivale a renunciar aos nossos direitos civis, abrindo mão de uma das esperanças mais potentes de compreender e transformar o mundo”

Carl Sagan,
Bilhões e Bilhões (1999)

AGRADECIMENTOS

- À professora Helenice, minha orientadora, à quem eu respeito muito e sinto uma profunda admiração, que além de orientar-me tornou-se minha amiga e conselheira. Você foi, é e sempre será para mim, um exemplo de seriedade no trabalho, competência, discrição e humildade.
- Aos professores Alcimar, Mário, Stela e Vanessa, cujas contribuições foram muito além deste trabalho.
- Ao professor Jorge, pela atenção e auxílio estatístico.
- Aos meus pais e irmãs: Jair e Jussara, Raquel e Daniela, que deram-me apoio e força para continuar minha caminhada, e torceram por mim o tempo todo. Eu amo vocês!
- À Inaê, minha namorada, por realmente ter ajudado e acompanhado-me, agüentando meu estresse e fazendo-me mais feliz.
- Aos amigos Carlos, Cida, Guiúlia e Guiovana, que são minha família Piracicabana, além de que foi o Carlos que despertou em mim o gosto pela pesquisa, durante minha iniciação científica e portanto, quem participou diretamente desta conquista.

- Aos amigos e colegas de laboratório Rosi, Túlio, Letícia, Angela, Paschoarelli, Tatiana, Daniela e Francila, que conseguiram aturar-me esse tempo todo, porque sei que não é fácil conviver comigo diariamente.

Nem eu me agüento as vezes. 😊

- Aos professores Dirceu e Maurício que me fizeram companhia nos terceiros turnos de trabalho, durante a noite e nos finais de semana.

- À Iolanda, que com sua alegria, simpatia e muitos cafezinhos ajudou-me efetivamente e fez com que meus dias de trabalho fossem mais divertidos.

- Aos professores do PPG-Ft, que através do convívio nas disciplinas e nos laboratórios mostraram-me que a vida de um pesquisador pode ser muito legal, apesar de atribulada, e que por muitas vezes motivaram-me a continuar com meu trabalho.

- Aos colegas de mestrado, que deram-me uma perspectiva do convívio no meio científico e ajudaram-me, como a Ana e Dani que socorreram-me na véspera da defesa emprestando-me o carro e o computador. Espero que a nossa amizade continue depois que seguirmos nossos caminhos.

- À todas as outras pessoas que de alguma forma ajudaram-me a completar essa etapa de minha jornada profissional.

Obrigado, vocês fazem parte da minha história e marcaram a minha vida!!!

RESUMO

As lombalgias são de grande incidência e acarretam altos custos para os acometidos, indústrias, convênios de saúde e para o governo. Além de apresentarem repercussões negativas para a qualidade de vida dos indivíduos portadores. O movimento de flexão anterior da coluna lombar tem sido reconhecido como crítico para o desencadeamento e agravamento das lombalgias, sendo que a quantificação deste movimento é importante para a prevenção e tratamento das lombalgias. Dessa forma, os objetivos do presente trabalho foram: criar e disponibilizar duas novas formas para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar, aprimorar as medidas realizadas pelo eletrogoniômetro e avaliar a confiabilidade de três equipamentos e métodos para medir o movimento em questão. Para tanto, três estudos foram conduzidos. O Estudo 1 comparou as medidas de um eletrogoniômetro utilizando Canaletas de Acoplamento (CAs) com as de outro sem canaletas, e as de ambos em relação as de um goniômetro de alta precisão. O Estudo 2 comparou os dados dos dois eletrogoniômetros, citados anteriormente, acoplados paralelamente sobre a musculatura paravertebral lombar de 14 sujeitos. O Estudo 3 apresentou a Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP) e o Distanciômetro, que são uma nova técnica e um novo equipamento, respectivamente, e comparou as medidas do movimento de flexão anterior da coluna lombar de 25 sujeitos, realizadas pela TFMP, por flexímetros e pelo Distanciômetro, com às de um eletrogoniômetro. Os resultados mostraram que o eletrogoniômetro é um equipamento preciso, que as CAs não interferem na medida e aprimoram a definição da região mensurada pelo eletrogoniômetro. Além disso, a TFMP e o Distanciômetro mostraram-se equipamentos confiáveis para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar, mas não os flexímetros utilizados, que necessitam de aprimoramentos.

Palavras chave:

Confiabilidade, Eletrogoniômetro, Flexímetro, Movimento, Flexão Lombar

ABSTRACT

Current high incidence of low back pain represents high costs to patients, industries, health insurance companies and government. Moreover, it causes loss in life quality of suffers. Lumbar flexion movement is critical to the development and aggravation of low back pain. Thus, quantification of this movement is important to the prevention and treatment of these disorders. Therefore, the purposes of this research were: design two new methods to quantify lumbar flexion movement, improve electrogoniometer interfaces, and assess the reliability of three devices and methods to measure the studied movement. In order to achieve these objectives, three studies were designed. Study 1 has compared the measurements from an electrogoniometer fixed by Attachment Ducts (ADs), with those from another electrogoniometer without ADs, and the measurements of both electrogoniometers with those from a high precision goniometer. Study 2 has compared both conditions studied previously, when the electrogoniometers were fixed in parallel on lumbar muscles of 14 subjects. Study 3 presented the Perpendicular Markers' Photometric Technique (PMPT) and the Distancimeter, both designed for this study. Furthermore, this study analyzed the reliability of the PMPT, fleximeters (usually known as inclinometers), and Distancimeter, when compared to the measurements of lumbar flexion movement of 25 subjects performed by an electrogoniometer. Results indicated that electrogoniometers are precise equipment, ADs did not influence measurements and provided a more specific definition of the region to be assessed by electrogoniometers, and high reliability was found for both PMPT and Distancimeter, but not for the fleximeters used in this study.

Key Words:

Reliability, Electrogoniometer, Fleximeter, Movement, Lumbar Flexion

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Contextualização e Justificativas.....	1
1.2. Revisão da Literatura.....	3
1.2.1. As Lombalgias.....	3
1.2.2. Relação das Lombalgias com o Movimento de Flexão Anterior da Coluna Lombar.....	6
1.2.3. Métodos de Registro da Flexão Anterior da Coluna Lombar.....	8
a. Método de Schober.....	9
b. Goniometria Universal.....	10
c. Fleximetria.....	12
d. Fotometria.....	14
e. Eletrogoniometria.....	15
1.2.4. Confiabilidade.....	19
2. OBJETIVOS.....	21
2.1. Gerais.....	21
2.2. Específicos.....	21
3. ESTUDO 1: Avaliação da Precisão do Eletrogoniômetro, Descrição das Canaletas de Acoplamento (CAs) e Teste de sua Confiabilidade através do Goniômetro de Alta Precisão.....	23
3.1. Equipamentos e Materiais.....	24
3.1.1. Procedimentos.....	25
3.2. Resultados.....	27

4. ESTUDO 2: Comparação entre as Fixações do Eletrogoniômetro, com e sem as Canaletas de Acoplamento, na Musculatura Paravertebral Lombar.....	29
4.1. Sujeitos	29
4.2. Equipamentos e Materiais.....	29
4.2.1. Procedimentos.....	29
a. Seleção dos Sujeitos.....	30
b. Preparo dos Sujeitos.....	32
c. Medição do Movimento.....	33
d. Adaptação do Procedimento de Acoplamento.....	34
e. Análise Estatística.....	34
4.3. Resultados.....	35
5. ESTUDO 3: Comparação das Medidas do Movimento de Flexão Anterior da Coluna Lombar Realizadas pela Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP), Flexímetros (FLMs) e Distanciômetro (DM) com as de um Eletrogoniômetro.....	37
5.1. Sujeitos.....	37
5.2. Descrição dos Dispositivos de Medida.....	38
5.3. Procedimentos.....	40
5.3.1. Seleção dos Sujeitos.....	40
5.3.2. Preparo dos Sujeitos.....	41
5.3.3. Coleta dos Dados.....	43
5.3.4. Análise das Fotos.....	45
5.3.5. Análise Estatística.....	46

5.4. Resultados.....	49
5.4.1. Confiabilidade intra-avaliador da TFMP.....	49
5.4.2. Confiabilidade inter-avaliadores da TFMP.....	52
5.4.3. Confiabilidade Paralela.....	55
a) Eletrogoniômetro x TFMP.....	55
b) Eletrogoniômetro x Flexímetros.....	60
c) Eletrogoniômetro x Distanciômetro.....	61
6. DISCUSSÃO.....	71
7. ESTUDOS FUTUROS.....	91
8. CONCLUSÕES.....	92
9. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	94
10. ANEXOS.....	101
10.1. Anexo 1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	102
10.2. Anexo 2: Protocolo de Avaliação Postural.....	103
10.3. Anexo 3: Protocolo de Registro dos Dados.....	106
10.4. Anexo 4: Procedimento para Mensuração do Ângulo.....	107
10.5. Anexo 5: Dados Brutos.....	112

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores angulares registrados pelos eletrogoniômetros acoplado com canaletas (EGM A) e sem canaletas (EGM B) nas amplitudes de 15, 30 e 45 graus do goniômetro de alta precisão (GAP), em cinco repetições seqüenciais.....	28
Tabela 2 - Valores medidos pela TFMP com um intervalo de uma semana entre o teste e o reteste, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro (n = 25).....	49
Tabela 3 - Concordância bruta dos valores medidos no teste com os do reteste, nos níveis de significância de 61 e 62 graus.....	51
Tabela 4 - Valores em graus medidos pela TFMP por dois avaliadores (A e B), nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro (n = 25).....	52
Tabela 5 - Concordância bruta dos valores registrados pelo avaliador A com os do avaliador B, nos níveis de significância de 61, 62 e 63 graus.....	54
Tabela 6 - Valores medidos pela TFMP nas posições 15, 30 e 45 graus de referência do eletrogoniômetro (n = 25).....	55
Tabela 7 - Valores de p encontrados ao aplicar o teste <i>t</i> entre as medidas da TFMP e do eletrogoniômetro, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.....	57
Tabela 8 - Concordância bruta dos valores medidos pelo eletrogoniômetro com os da TFMP, nos níveis de significância de 61, 62 e 63 graus.....	59

Tabela 9 - Valores em graus medidos pela TFMP nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro.....	60
Tabela 10 - Valores em centímetros medidos pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.....	61
Tabela 11 - Estimativa dos valores em graus a partir de determinadas variações no comprimento (0,5 em 0,5 cm, de 0 a 6 cm).....	63
Tabela 12 - Valores em graus medidos pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro. Após aplicação da regressão encontrada.....	64
Tabela 13 - Valores de p encontrados ao aplicar o teste t entre as medidas do Distanciômetro (após regressão) e do eletrogoniômetro, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.....	66
Tabela 14 - Concordância bruta dos valores medidos pelo eletrogoniômetro com os do Distanciômetro, nos níveis de significância de 61 a 65 graus.....	66
Tabela 15 - Valores em centímetros medidos pelo Distanciômetro nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro.....	67
Tabela 16 - Valores em graus medidos pelo Distanciômetro nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro. Após aplicação da regressão encontrada.....	68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação de uma Canaleta de Acoplamento com suas dimensões em milímetros: 1 - parafusos; 2 - tampa; 3 - Base.....	23
Figura 2 - Foto de um eletrogoniômetro dentro das Canaletas de Acoplamento.....	24
Figura 3 - Eletrogoniômetro Biometrics XM-150/B.....	25
Figura 4 - Eletrogoniômetros (A e B) acoplados no goniômetro de alta precisão.....	26
Figura 5 - Foto do goniômetro de alta precisão com os eletrogoniômetros A e B nas posições: 0, 15, 30 e 45 graus.....	27
Figura 6 - Acoplamento paralelo dos eletrogoniômetros A (direito) e B (esquerdo).....	33
Figura 7 - Médias e desvios padrão das amplitudes de movimento (ADMs) registradas pelo EGM B: lado direito x lado esquerdo.....	35
Figura 8 - Média e desvio padrão da amplitude de movimento (ADMs) registrada pelo EGM B nas posições 15, 30 e 45 graus do EGM A.....	36
Figura 9 - Canaleta de acoplamento (CA) com marcador perpendicular (MP), dimensões em milímetros: A = CA, B = MP.....	39
Figura 10 - Flexímetro.....	39
Figura 11 - Distanciômetro: A = Vista ampla, B = Vista focal.....	40

Figura 12 - Sujeito com os equipamentos acoplados: A = vista lateral direita, B = vista posterior, C = vista lateral esquerda.....	42
Figura 13 - Sujeito na posição neutra.....	43
Figura 14 - Ambiente fotográfico.....	44
Figura 15 - Ilustração do traçado para medir o ângulo nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro, valores da TFMP = -30, -15, 0 e +15 graus, respectivamente.....	45
Figura 16 - Dados normalizados para análise da variabilidade.....	46
Figura 17 - Valores medidos pela TFMP no teste e no reteste, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.....	50
Figura 18 - Correlação entre as medidas da TFMP: teste x reteste.....	51
Figura 19 - Valores medidos pela TFMP nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro: avaliador A x B.....	53
Figura 20 - Correlação entre as medidas da TFMP: avaliador A x B.....	54
Figura 21 - Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e TFMP.....	56
Figura 22 - Correlação entre os valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e TFMP.....	58
Figura 23 - Correlação entre os valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e Distanciômetro (DM).....	62
Figura 24 - Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e Distanciômetro (DM) após regressão.....	65

Figura 25 - Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM), TFMP e Distanciômetro (DM) após regressão..... 69

Figura 26 - Faixas medidas pelo eletrogoniômetro (EGM), TFMP e Distanciômetro (DM) após regressão..... 70

1. INTRODUÇÃO

1.1. Contextualização e Justificativas

Medir a postura e os movimentos corporais é importante para o estabelecimento de parâmetros de normalidade, para a determinação da variabilidade e para o exame físico. A quantificação da postura e do movimento permite a precisa avaliação das disfunções, possibilitando o acompanhamento da evolução dos pacientes durante sua reabilitação e a proposição e avaliação de trabalhos preventivos.

O estabelecimento dos parâmetros de normalidade permite a classificação das disfunções e possibilita a intervenção antes que o problema ocorra, prevenindo a instalação do mesmo. A prevenção faz parte da Fisioterapia pois, além da reabilitação, os profissionais desta área devem utilizar seus conhecimentos a respeito dos mecanismos lesionais para evitá-los, promovendo condições salubres de trabalho e preservando a saúde.

Atualmente, os fisioterapeutas enfrentam dificuldades para avaliar e documentar, quantitativamente, as alterações do movimento e postura dos pacientes e as evoluções resultantes do tratamento fisioterápico. Estas dificuldades existem devido à ausência de consenso sobre quais equipamentos devem ser utilizados para fazer as medidas, da carência de equipamentos comercialmente disponíveis e ainda como resultado dos altos custos e grande complexidade dos mesmos. Adicionalmente, a existência de dúvidas a respeito da confiabilidade de alguns equipamentos de medida, embora os fabricantes os apresentem como confiáveis, é responsável pela resistência de parte dos fisioterapeutas em utilizar alguns métodos quantitativos.

Contudo, a disponibilidade de dados quantitativos é necessária para demonstrar objetivamente os resultados do tratamento. Isso permite determinar as formas de tratamento mais efetivas e possibilita a construção de bancos de dados a respeito das condições funcionais normais e patológicas.

Para conhecer o movimento é necessário medir a amplitude dos mesmos, conhecer seus padrões e sua variabilidade. Para isso, são necessários métodos quantitativos, não invasivos e que apresentem viabilidade financeira para sua utilização, tanto nas pesquisas laboratoriais quanto na clínica fisioterápica. Além disso, os equipamentos utilizados precisam ser confiáveis, pois, segundo Rothstein (1985), “uma ciência é tão boa quanto as medidas na qual esta se baseia”.

As lombalgias são de grande incidência na população. Além de representam altos custos para o governo e para a indústria, e serem uma enorme fonte de sofrimento para os acometidos. Estudos demonstraram que o movimento de flexão anterior da coluna lombar está intimamente relacionado com o desencadeamento e agravamento das lombalgias. Portanto, sua quantificação é imprescindível para a avaliação e intervenção em situações ocupacionais de risco.

A análise da amplitude do movimento de flexão anterior da coluna lombar também propicia dados sobre a disfunção dos pacientes portadores de lombalgia e permite o acompanhamento do tratamento. Diversas são as formas de avaliar este movimento, entretanto não há um consenso entre os autores a respeito de qual método e dispositivo deve ser utilizado como padrão para tal finalidade. De acordo com Teasell & Harth (1996) a quantificação dos movimentos funcionais é fundamental avaliar riscos e para a reabilitação.

As técnicas não invasivas utilizadas com maior frequência para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar são a fotometria, a fleximetria, o método de Schober e a eletrogoniometria. Esta última é considerada a técnica não invasiva mais precisa para quantificar o movimento em questão. Contudo, a eletrogoniometria é mais utilizada em pesquisas laboratoriais do que na clínica devido ao alto custo dos sensores.

É neste contexto de carência de métodos quantitativos, que possam vir a contribuir tanto para a pesquisa quanto para o exercício profissional da Fisioterapia, que o presente estudo foi realizado. Portanto, o intuito deste estudo foi compreender um pouco mais a respeito dos métodos de quantificação do movimento disponíveis, analisando a confiabilidade dos mesmos e propor o aprimoramento e novos métodos de quantificação. Devido as justificativas apresentadas, optou-se por avaliar os dispositivos mais frequentemente utilizados para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar.

A fundamentação teórica que suporta as considerações realizadas, bem como o trabalho de maneira geral, é apresentada a seguir. A revisão da literatura realizada abordou as lombalgias e a relação do movimento de flexão anterior da coluna lombar com as mesmas. Abordou também, os principais dispositivos utilizados para medir este movimento e os aspectos pertinentes à confiabilidade de equipamentos e medidas.

1.2. Revisão da Literatura

1.2.1. As Lombalgias

Lombalgia é, segundo Beattie, Rothstein & Lamb (1987), dor na região posterior do tronco, abaixo da margem da base das costelas e acima do trocanter maior do fêmur. Em outras palavras, a lombalgia pode ser considerada como dor

na região da coluna vertebral que envolva um ou mais segmentos vertebrais entre a primeira vértebra lombar (L₁) e o osso sacro.

As lombalgias são causadas por diversos fatores, estando incluídas causas viscerogênicas, vasculares, neurogênicas, psicogênicas e biomecânicas. Cerca de 39% dos pacientes portadores de lombalgia crônica, apresentam evidências radiológicas de comprometimento discal (WOLF et al., 1979). A protusão e o prolapso do disco intervertebral podem causar compressão da medula espinhal ou das raízes nervosas, acarretando em dor na coluna vertebral (KELSEI et al. in HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Os problemas lombares acarretam altos custos, são uma das razões mais freqüentes de consultas médicas e de afastamento do trabalho (NORDIN, ANDERSSON & POPE, 1997) e possuem grande incidência (HAMILL & KNUTZEN, 1999). Em 1988, sete milhões de norte americanos sofriam de lombalgia (GILL et al., 1988). As estatísticas brasileiras de 1993, já indicavam que as doenças da coluna vertebral figuravam como uma das principais causas de incapacidade temporária e aposentadoria precoce (GIL COURY, 1993). Fornasari et al. (2000) apontaram que 23% dos funcionários de uma biblioteca possuíam lombalgia associada a outros fatores como dor nas mãos, antebraço, ombro e coluna cervical, apesar da atividade dos bibliotecários não representar grandes riscos para o desenvolvimento das lombalgias.

Conforme apontado por estimativas norte americanas atuais, cerca de onze a treze milhões de pessoas desenvolvem quadros de lombalgia anualmente e o custo anual deste tipo de acometimento está em torno de cem bilhões de dólares, sendo que, nos Estados Unidos, as lombalgias estão em nível epidêmico e são o problema não letal de saúde mais comum (MARRAS, 2000). O Departamento de

Educação dos Estados Unidos (DEPARTMENT OF EDUCATION, 1993), segundo o qual 80% da população adulta foi ou será acometida por dor na coluna lombar durante a vida ativa, relatou que em 1993 mais de cinco milhões de norte americanos estavam incapacitados por lombalgia. Dentre estes, dois milhões e seis mil pessoas eram permanentemente incapacitados, sendo que a cada dez adultos pelo menos um sofre de dor crônica apresentando dificuldades para andar, permanecer em pé, sentar e levantar.

O mesmo órgão ressalta que, quando comparada à taxa de crescimento populacional, a incidência de problemas na coluna vertebral está crescendo três vezes mais rápido, contribuindo com um terço de todas as lesões ocorridas no trabalho. As dores lombares crônicas são o problema que custa mais caro para o sistema de compensação dos trabalhadores nos EUA (quatorze bilhões de dólares por ano). Um típico episódio de dor na coluna acarreta em pelo menos quatorze dias perdidos de trabalho (DEPARTMENT OF EDUCATION, 1993).

Os indivíduos portadores de lombalgia tornam-se impossibilitados de realizar suas atividades diárias usuais, tanto as de natureza pessoal quanto as ocupacionais, por necessitarem realizar, com grande frequência, o movimento de flexão anterior da coluna lombar. Portanto, além de serem dispendiosas, as lombalgias são fonte de sofrimento e incapacitação dos acometidos.

As amplitudes de movimento do tronco foram utilizadas por Marras et al. (1999) para avaliar o grau de acometimento por lombalgia, acompanhar a evolução dos indivíduos em reabilitação e documentar a eficácia dos tratamentos. Foram medidos os movimentos de 374 indivíduos saudáveis e 335 portadores de lombalgia. O estudo concluiu que a medida do movimento do tronco é um método que possibilita diferenciar objetivamente o grau de acometimento dos pacientes e

que, juntamente com outros dados clínicos, as medidas otimizam as habilidades de avaliação e tratamento das lombalgias.

1.2.2. Relação das Lombalgias com o Movimento de Flexão Anterior da Coluna Lombar

Uma deficiência neuromusculoesquelética pode causar dor e fraqueza muscular, mas a incapacidade dos pacientes portadores de lombalgia é desproporcional à disfunção. Um fator contributivo para este achado é o medo observado nos acometidos de que a movimentação cause maiores lesões. Portanto o medo do movimento (cinesiofobia) é um importante fator na disfunção persistente, crônica e recorrente. Contudo, o medo não é infundado. Na flexão anterior da coluna lombar, a pelve permanece fixa no início do movimento para suportar a coluna, mas com o aumento da amplitude ocorre a retificação da lordose e por fim uma inversão da curvatura desta região, formando uma cifose. Ao longo do movimento, os músculos eretores alongam-se em contração excêntrica, desacelerando o movimento. Adicionalmente, ocorre uma alteração na forma dos discos intervertebrais, os quais são comprimidos anteriormente e distendidos posteriormente. O núcleo pulposo do disco desloca-se posteriormente e os ligamentos posteriores são distendidos, bem como as fâscias musculares (CAILLET, 2000).

No início da flexão anterior as vértebras superiores deslizam e inclinam-se anteriormente sobre as inferiores, causando uma compressão anterior, que é absorvida pelo anel fibroso dos discos. Na região posterior das vértebras é gerada uma força de cisalhamento sobre as facetas articulares, a qual é controlada pelos ligamentos, cápsula da articulação apofisária e músculos da região posterior do tronco (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

A alta incidência das lombalgias está fortemente relacionada com o levantamento e o manuseio de cargas e com o movimento de flexão anterior da coluna lombar (NIOSH, 1998). A associação das lombalgias com os fatores etiológicos citados, foi comprovada por revisões epidemiológicas as quais demonstram fortes evidências de que as lombalgias estão relacionadas a movimentos de levantamento de objetos pesados, vibração, rotação e flexão anterior da coluna lombar (MARRAS, 2000).

A coluna lombar funciona como um absorvedor passivo das pressões, principalmente das resultantes das flexões anteriores do tronco. Quanto maior o grau de flexão anterior, maior a carga sobre a coluna lombar. Isso acontece devido ao maior torque e momento produzido pelo peso corporal associado à possíveis cargas externas, aumentando a força necessária para contrapor o movimento e manter o equilíbrio. Isso gera maiores níveis de contração muscular e compressão dos discos intervertebrais. O aumento do torque é resultante do deslocamento anterior do centro de gravidade corporal. Quando o indivíduo está em pé, na posição neutra, o ângulo lombossacro (ângulo formado pela base do sacro e a horizontal) está em torno de 30 graus e a força de atrito nesta articulação é de aproximadamente 50% do peso corporal acima. Já quando a flexão aumenta e o ângulo é de 40 graus, o atrito é de 65% do peso acima, e em 50 graus o atrito chega a 75% do peso (AMADIO & DUARTE, 1996; PUNNET et al., 1991).

A seguir são apresentados alguns dos métodos de avaliação do movimento em estudo. Os métodos e equipamentos apresentados são os que atualmente são mais utilizados para quantificar o movimento de flexão anterior da coluna lombar.

1.2.3. Métodos de Registro da Flexão Anterior da Coluna Lombar

A amplitude de movimento é freqüentemente utilizada para avaliar a mobilidade, entretanto ela é variável e depende da técnica utilizada. A complexidade das situações funcionais cria a necessidade de elaborar modelos de registro do movimento específicos e aplicáveis a determinadas partes do corpo. A amplitude de movimento de flexão anterior do tronco é avaliada subjetivamente pela observação do indivíduo com o tronco totalmente fletido anteriormente, utilizando um goniômetro ou pela avaliação da distância do dedo médio ao chão (GILL et al., 1988).

A análise funcional quantitativa do movimento das diferentes regiões da coluna vertebral é uma forma objetiva de avaliação e estes dados são necessários para uma melhor avaliação dos pacientes portadores de lombalgias. Portanto, é necessário a proposição de sistemas quantitativos, precisos e economicamente viáveis para o estudo e avaliação do movimento de flexão anterior da coluna lombar (NISSAN et al., 1999).

A evolução tecnológica promoveu um avanço significativo nos métodos e dispositivos destinados a avaliação das amplitudes de movimento (NICOL, 1987). Contudo, são escassos os métodos quantitativos precisos de medição do movimento de flexão anterior da coluna lombar e existem poucos estudos sobre a confiabilidade dos mesmos (GILL et al, 1988).

A seguir, serão expostos alguns dos métodos não invasivos de medição do movimento em questão, que atualmente são utilizados em clínicas e/ou em pesquisas laboratoriais, sendo que não existe um dispositivo não invasivo considerado como sendo o instrumento padrão para medir a amplitude de movimento da coluna lombar (MAYER et al., 1995).

a. Método de Schober

O método de Schober foi primeiramente descrito em 1937, como o teste de distração da pele (SCHOBBER, 1937). O método utiliza uma fita métrica apoiada sobre a coluna entre dois pontos. O primeiro localiza-se na junção lombossacra (espaço intervertebral entre a quinta vértebra lombar – L₅ e a primeira sacral – S₁) e o segundo é demarcado dez centímetros acima, com o sujeito na posição neutra (GILL et al., 1988).

Quando o sujeito realiza a flexão total do tronco registra-se a variação de distância entre os dez centímetros iniciais na posição neutra e o valor final após a máxima flexão, demonstrando a variação linear do comprimento da coluna lombar decorrente do movimento de flexão anterior desta região. As amplitudes máximas normais do movimento de flexão da coluna lombar em centímetros, obtidas pelo método de Schober, de acordo com Norkim & White (1995), variam entre 2,2 cm e 3,9 cm, sendo que quanto maior a idade, menor a amplitude de movimento em centímetros. Segundo estes autores, o método de Schober tem boa confiabilidade e validade.

Embora o método de Schober seja a forma mais freqüentemente utilizada para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar, Gill et al. (1988) consideram que o método de Schober apenas pode ser utilizado para avaliar o progresso na reabilitação individual de um paciente, não sendo fácil sua comparação com outros métodos pois este utiliza centímetros como unidade de medida, enquanto a maioria dos métodos fornecem medidas angulares, o que torna difícil a comparação. Adicionalmente, o método de Schober é questionado devido à possível interferência do avaliador devido ao manuseio da fita métrica.

b. Goniometria Universal

O goniômetro é o equipamento de quantificação do movimento articular mais conhecido, simples e mais utilizado clinicamente. O goniômetro é composto por um corpo, semelhante a um transferidor, com dois braços acoplado ao mesmo. Um braço é fixo, em relação ao transferidor, e o outro braço é móvel. Os braços são articulados por um eixo. Este equipamento é mais utilizado para medir a posição articular e o movimento em situações clínicas do que em pesquisas e pode ser utilizado para mensurar o movimento da maioria das articulações do corpo (CIPRIANO, 1999). A maior utilização em clínicas do que em pesquisas deve-se ao questionamento de sua confiabilidade e validade.

De acordo com Stedman & Cols (1996), o goniômetro é um equipamento que destina-se a medir as amplitudes de movimento. Em 1949, Moore denominou este dispositivo de goniômetro universal pois poderia ser utilizado para medir o movimento de praticamente qualquer articulação (MOORE, 1949). Diversos tipos de goniômetro foram desenvolvidos na França, onde foram utilizados para avaliar lesões ocorridas em combatentes da Primeira Guerra Mundial. Até a década de 50, a maioria dos goniômetros eram de madeira ou metal. Em 1952, Wainerdi propôs o goniômetro transparente, para possibilitar um melhor alinhamento do mesmo com o eixo articular e segmentos em questão (WAINERDI, 1952).

Embora este equipamento seja mecanicamente preciso e existam goniômetros específicos para diferentes articulações, são escassos os estudos sobre a validade e confiabilidade deste equipamento ao medir o movimento humano. A complexidade do movimento humano desafia os equipamentos. Dessa forma, cuidados devem ser tomados para alinhar o eixo do goniômetro com o eixo articular. Por este motivo, existem controvérsias a respeito da precisão das

medidas em função de que os eixos articulares não são fixos e variam de posição de acordo com a amplitude de movimento (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Segundo Miller in Rothstein (1985) o posicionamento preciso do eixo de rotação do goniômetro é essencial para uma medida confiável. Embora não haja consenso em relação a como o goniômetro deve ser posicionado, os braços do goniômetro devem ser utilizados como uma representação externa do segmento a ser mensurado e o eixo do goniômetro deve representar o centro articular. Contudo, conforme dito anteriormente, o eixo articular altera sua posição durante o movimento, enquanto o eixo do goniômetro permanece fixo. Isso ocorre pois o goniômetro possui uma junta do tipo dobradiça simples. Outra questão levantada por este autor foi que, quando alinhado com o eixo articular, os braços do goniômetro, freqüentemente, não estão alinhados com os segmentos ósseos articulados.

O manual da Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (AAOS, 1963) sugere a utilização da goniometria quando as impressões ósseas na superfície da pele de uma extremidade são facilmente identificáveis, possibilitando o alinhamento do eixo do dispositivo com o eixo articular. Contudo, este não é o caso da coluna vertebral.

A segunda edição do Guia da Associação Médica Americana (AMA, 1987) recomenda a utilização de um goniômetro de braços longos para medir a amplitude de movimento da coluna toracolombar. Segundo este guia, o eixo do goniômetro deve ser alinhado com a última costela, sobre a linha média axilar. O braço fixo deve estar alinhado com a vertical e o braço móvel com a linha média axilar. A quarta edição do guia (AMA, 1993) recomenda a utilização dos flexímetros (inclinômetros) para esta medida. Todavia, nada é exposto em relação

aos motivos que levaram a substituição do goniômetro universal pelos flexímetros, da segunda para a quarta edição do guia.

O estudo de Nitschke et al. (1999) demonstrou que tanto o goniômetro de braços longos quanto os flexímetros (inclinômetros) não apresentaram boa confiabilidade intra e inter-avaliadores. Ou seja, quando o mesmo avaliador realizou a medida com um intervalo de tempo (confiabilidade intra-avaliador), e quando diferentes avaliadores realizaram as medidas (confiabilidade inter-avaliadores).

c. Fleximetria

Para quantificar o movimento da coluna vertebral, a Associação Médica Americana (AMA, 1993) aconselha a utilização dos flexímetros. Estes dispositivos utilizam a gravidade para avaliar a amplitude de movimento (NITSCHKE et al., 1999). As medições são possíveis devido à ação da gravidade sobre os ponteiros e sobre os níveis de fluídos. Por este motivo, os flexímetros são também conhecidos por inclinômetros (denominação freqüentemente utilizada na literatura em inglês), goniômetros de fluído, goniômetros pendulares e goniômetros dependentes da gravidade (NORKIN & WHITE, 1995; CIPRIANO, 1999). Portanto existem diferentes tipos de flexímetro. Alguns flexímetros são posicionados diretamente sobre a coluna vertebral, enquanto outros são posicionados na lateral do corpo sobre a linha média axilar.

Williams et al. (1993) descreveram os flexímetros como um equipamento manual circular, um disco cheio de fluído com um indicador pendular gravitacional que permanece verticalmente orientado, utilizado para medir o movimento das articulações do corpo. De acordo com Cipriano (1999) este é um dispositivo preciso para medir a amplitude de movimento da coluna vertebral. Contudo este

autor não apresenta nenhum dado quantitativo e a afirmação é feita comparando este equipamento com um goniômetro.

A técnica do duplo flexímetro, descrita por Williams et al. (1993), destina-se a medir a amplitude de movimento da coluna lombar no plano sagital. De acordo com os autores, esta técnica utiliza dois flexímetros, um posicionado sobre o sacro para medir o movimento do quadril e articulação sacro-ilíaca, e outro posicionado sobre a primeira vértebra lombar (L₁) para medir o movimento da coluna lombar somada ao movimento do quadril e articulação sacro-ilíaca. Para medir o movimento de flexão anterior, solicita-se que o paciente realize a flexão máxima do tronco. Então, as leituras dos dois flexímetros são registradas. O valor do flexímetro superior mede o movimento da coluna lombar somada ao movimento do quadril e da articulação sacro-ilíaca. A verdadeira amplitude de flexão anterior da coluna lombar é obtida pela subtração do valor registrado pelo flexímetro inferior do registrado pelo superior.

Cipriano (1999) considera que a técnica do duplo flexímetro, é capaz de avaliar o movimento de flexão anterior da coluna lombar, independentemente do movimento do sacro e do quadril. O autor quantifica as amplitudes normais do movimento de flexão anterior da coluna lombar, avaliadas pela técnica do duplo flexímetro, como variando de 49 à 66 graus nos homens e de 44 à 67 graus nas mulheres. Estes dados são relativos à faixa etária de 15 a 61 anos e foram utilizados na definição da amplitude máxima de registro do atual estudo, como será exposto na metodologia. O autor acrescenta que a amplitude de movimento diminui com o aumento da idade.

A técnica do duplo flexímetro possui a vantagem de coletar dados utilizando graus como unidade de medida tornando mais fácil a avaliação da

disfunção. Isso porque a classificação das disfunções é baseada em graus de movimento e não em centímetros como os dados fornecidos pelo método modificado de Schober. Entretanto, a técnica do duplo flexímetro demonstrou-se questionavelmente reprodutível e confiável na quantificação do movimento de flexão anterior da coluna lombar por não apresentar consistência nos dados coletados (GILL et al., 1988; NITSCHKE et al., 1999).

d. Fotometria

A fotometria e a cinematografia são procedimentos da cinemetria, que é um conjunto de métodos que mede os parâmetros cinemáticos do movimento pelo cálculo das variáveis dependentes observáveis em imagens, tais como a posição, os deslocamentos e os ângulos do corpo ou de seus segmentos (AMADIO & DUARTE, 1996).

A fotometria utiliza marcadores sobre a pele como referência para calcular ângulos entre segmentos ou regiões. A técnica fotométrica de avaliação do movimento da coluna lombar, proposta por Gill et al. (1988), utiliza marcadores posicionados sobre o epicôndilo lateral do joelho, o trocanter maior do fêmur, a espinha íliaca ântero-superior (EIAS) e a décima costela, no trajeto da linha média axilar. As duas demarcações no fêmur (epicôndilo lateral e trocanter) e a demarcação na EIAS foram utilizadas para medir o ângulo do quadril. Uma linha horizontal, desenhada a partir da EIAS, foi utilizada para identificar a espinha íliaca pósterio-superior (EIPS) e um outro marcador foi posicionado neste local. Utilizou-se os marcadores das espinhas íliacas (EIAS e EIPS) e o sobre a décima costela para medir o ângulo da coluna lombar. A amplitude de movimento da coluna lombar e do quadril foi medida pela variação dos ângulos nas diferentes posturas.

Os autores concluíram que apesar da fotometria ser uma técnica interessante, o modelo proposto apresentou grande variabilidade, a qual foi atribuída às referências anatômicas utilizadas e ressaltam a importância dos estudos sobre a confiabilidade e a reprodutibilidade da fotometria e de testes clínicos para avaliação do movimento da coluna.

Segundo Chen & Lee (1997), a fotometria é um método que possibilita, dentre outras coisas, a medição da postura e do movimento da coluna vertebral. Este método é de grande valor na abordagem clínica, por ser mais barata do que, por exemplo, as radiografias, por não ser invasivo e por possuir menor complexidade técnica, sendo fácil de realizar e reproduzir. Os mesmos autores afirmam que a mensuração externa dos ângulos vertebrais pela fotometria fornece boas indicações da orientação das vértebras e portanto poderia ser utilizado para avaliar a postura da coluna vertebral.

e. Eletrogoniometria

De acordo com Nicol (1987), a eletrogoniometria pode expandir e simplificar muitos aspectos da análise da mobilidade articular e os eletrogoniômetros são importantes dispositivos de mensuração angular do movimento. A avaliação eletrogoniométrica das amplitudes de movimento é um método não invasivo que apresenta alto grau de precisão e confiabilidade (PAQUET et al., 1991; RAWES, RICHARDSON & DIAS, 1996 e CHRISTENSEN, 1999).

A palavra eletrogoniômetro é composta pelas palavras: *eleto* = prefixo indicador de um dispositivo eletrônico ou eletricidade; *gonia* = ângulo e *metron* = medida (STEDMAN & Cols, 1996). Existem dois tipos de eletrogoniômetro, com mecanismos de funcionamento distintos. Os eletrogoniômetros potenciométricos

são equipamentos utilizados desde 1959 por Karpovich. O deslocamento angular altera a resistência do potenciômetro, fato que provoca uma variação na voltagem, permitindo o registro quantitativo da modificação da posição articular (NORKIN & WHITE, 1995).

De acordo com Araújo & Amadio (1996), a eletrogoniometria potenciométrica é um método que possibilita a medição automática da variação angular. Os potenciômetros podem ser utilizados como transdutores dos movimentos articulares por serem dispositivos capazes de aferir a oscilação da tensão e modificações do potencial elétrico (STEDMAN & Cols, 1996). Barker et al. (1996) acrescentam que o método é capaz de fornecer parâmetros quantitativos em relação ao controle e coordenação dos movimentos.

Segundo Tesio et al. (1995), os eletrogoniômetros potenciométricos convencionais sofrem problemas de alinhamento com os eixos articulares dos goniômetros universais. As medidas coletadas podem apresentar erros quando são realizados movimentos que envolvem múltiplas articulações e/ou diferentes planos. Também podem haver erros quando os movimentos analisados ocorrem em torno de vários eixos ou quando o eixo altera sua posição durante o movimento, o que é uma constante tratando-se do movimento humano.

Segundo Norkin & White (1995), o eletrogoniômetro potenciométrico é mais utilizado em pesquisas laboratoriais do que em clínicas de reabilitação, devido a complexidade e custo do equipamento. Adicionalmente, Araújo & Amadio (1996) consideram que essa técnica pode acarretar em perturbação do padrão normal de movimento devido ao acoplamento de cabos e dispositivos, e que existem dificuldades para a definição externa dos eixos de movimento articulares.

Além dos eletrogoniômetros potenciométricos, existem os flexíveis. Os eletrogoniômetros flexíveis possuem a vantagem de não serem influenciados por problemas de alinhamento com os eixos articulares, fornecendo medidas válidas por evitar alguns problemas biomecânicos, tais como o alinhamento com os centros e eixos articulares. Portanto, os eletrogoniômetros flexíveis são mais adequados para medir ângulos entre segmentos adjacentes do corpo, do que os eletrogoniômetros potenciométricos (TESIO et al., 1995).

O sensor (eletrogoniômetro flexível) é composto por dois terminais rígidos (fixo e telescópico) unidos por uma mola, onde estão dispostos *strain gauges* em quatro planos ortogonais. Os terminais podem ser acoplados à pele dos segmentos adjacentes à articulação a ser medida. Os ângulos mensurados são relativos à orientação dos terminais em um plano, independentemente de movimentações em articulações adjacentes. Adicionalmente, os eletrogoniômetros flexíveis permitem a análise dos movimentos em um ou dois planos e o movimento é registrado em graus. De acordo com o manual de um fabricante, os dois terminais devem ser fixados em toda sua extensão por fita adesiva dupla-face nas regiões de interesse e o erro máximo do equipamento é de 6,3 graus (BIOMETRICS, 1997).

A Biometrics (1997) afirma que os eletrogoniômetros flexíveis modelo XM, por não terem um eixo fixo, permitem que haja deslocamento linear simultâneo entre os terminais e de um terminal em relação ao outro, sem que haja qualquer registro angular. Este fato aprimora a confiabilidade do aparelho, já que pode ocorrer deslocamento da mola e conseqüentemente aproximação ou afastamento dos terminais.

A eletrogoniometria flexível é um método que pode ser utilizado sem interferir na atividade do indivíduo. Contudo, no que diz respeito à coluna vertebral, este método restringe-se a regiões específicas e, atualmente, os sensores apresentam grandes custos. Portanto, este método tem sido mais utilizado em pesquisas do que na clínica fisioterápica (GIL COURY, 1999).

Os eletrogoniômetros flexíveis apresentam alguns problemas de acoplamento, devido ao descolamento dos terminais em algumas condições de medida. Por exemplo, quando os indivíduos avaliados apresentam determinadas características físicas. O estudo de Shiratsu et al. (2000) mostrou que, tanto a hiperlordose quanto a obesidade, prejudicam a fixação dos sensores, resultando em desacoplamentos devido ao descolamento dos terminais, o que pode afetar as medidas eletrogoniométricas. Padula et al. (2001) também constataram problemas de acoplamento de um eletrogoniômetro flexível em indivíduos que apresentavam alterações posturais e/ou eram obesos.

A definição da região da coluna que o eletrogoniômetro mede é outra variável a ser considerada, uma vez que os terminais do equipamento são longos, sobrepondo e medindo vários segmentos da coluna vertebral. A seguir apresenta-se uma situação hipotética para exemplificar a afirmação realizada.

Em um indivíduo de 1,70 m de altura, o terminal telescópico do sensor XM-150/B da Biometrics, específico para registrar os movimentos do tronco, e que mede 120 mm, poderia ser acoplado sobre os processos espinhosos das vértebras L₂, L₃, L₄, L₅ e S₁. Já o terminal fixo, que mede 54mm, poderia ser acoplado sobre os processos espinhosos de T₉ e T₁₀. Definiria-se, neste caso, que a região avaliada seria de T₁₀ a L₂, que são os processos espinhosos proximais à mola. Todavia, os demais segmentos vertebrais envolvidos (L₃-S₁ e

T₉) são passíveis de movimentação e, portanto, poderiam ser englobados no registro realizado pelo sensor de forma que a amplitude registrada poderia ser de um segmento maior do que o determinado (T₁₀ a L₂).

Quando os segmentos vertebrais movimentam-se sob um sensor rígido podem haver problemas de acoplamento, sobretudo nas condições de amplitude extrema e nas mencionadas anteriormente no estudo de Shiratsu et al. (2000). Adicionalmente, o fato de o sensor ser acoplado sobre vários segmentos vertebrais dificulta a identificação precisa do segmento que está determinando a orientação do terminal, sendo que é esta que define o ângulo registrado (BIOMETRICS, 1997). Os problemas de acoplamento e definição da região avaliada pelo eletrogoniômetro podem afetar a precisão das medidas. Contudo, estudos sobre a definição da região mensurada e formas alternativas possíveis para acoplamento dos sensores são escassos. Na revisão da literatura pertinente realizada, nenhum estudo que abordasse ou mesmo citasse estes aspectos foi encontrado.

1.2.4. Confiabilidade

De acordo com Rothstein (1985), quando sistemas de quantificação não produzem resultados confiáveis, as medidas refletem não apenas a verdadeira alteração na variável em questão, mas também alguns erros. Por isso, a confiabilidade é essencial para um equipamento. Os estudos de confiabilidade testam a consistência, reprodutibilidade e replicabilidade de equipamentos ou procedimentos de medida. Para um equipamento ou método ser considerado confiável, qualquer variação no valor registrado deve referir-se a alterações na variável que está sendo analisada, e não modificações causadas por erros (CHRISTENSEN, 1999).

Rothstein (1985) classifica os diferentes tipos de confiabilidade. A confiabilidade paralela avalia se dois equipamentos conduzem a resultados similares. A confiabilidade intra-avaliador ou estabilidade ao longo do tempo testa se um único examinador pode replicar seus resultados, que deveriam ser iguais, sendo que um período de tempo deve transcorrer entre as avaliações. Outro tipo é a confiabilidade inter-avaliadores ou estabilidade entre avaliadores. Sim & Arnell (1993) afirmam que a confiabilidade inter-avaliadores refere-se a capacidade do equipamento em alcançar a mesma medida repetidas vezes com avaliadores diferentes (reprodutibilidade), e que a confiabilidade intra-avaliador refere-se a capacidade do equipamento em alcançar o mesmo valor repetidas vezes, com o mesmo avaliador (replicabilidade).

De acordo com o Guia da Associação Médica Americana - AMA, o limite de confiabilidade para medidas repetidas de um mesmo equipamento é de 5 graus para amplitudes de até 50 graus. Para amplitudes maiores do que 50 graus, o limite é o equivalente a 10% da amplitude registrada (AMA, 1993).

Partindo da necessidade de dispositivos quantitativos, confiáveis e economicamente viáveis para o estudo, acompanhamento e prevenção das lombalgias e devido à grande incidência, aos custos e às conseqüências das mesmas sobre a qualidade de vida dos acometidos, o presente estudo sobre a confiabilidade de equipamentos e métodos para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar demonstra-se pertinente e necessário.

2. OBJETIVOS

2.1. Gerais

Os objetivos do presente estudo foram analisar maneiras alternativas de acoplamento do eletrogoniômetro, propor novas formas de mensuração do movimento de flexão anterior da coluna lombar, e avaliar a confiabilidade de diferentes formas para medir o movimento em questão.

2.2. Específicos

- Desenvolver e testar uma nova forma de acoplamento do eletrogoniômetro com o intuito de minimizar os problemas de desacoplamento do sensor e identificação da região da coluna mensurada (Canaletas de Acoplamento – CAs e acoplamento do terço distal do terminal telescópico);
- Desenvolver e testar uma nova técnica fotométrica para mensurar o movimento de flexão anterior da coluna lombar (Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares - TFMP) e avaliar a sua confiabilidade intra e inter-avaliadores;
- Desenvolver e testar um novo equipamento (Distanciômetro - DM) para quantificar o movimento de flexão anterior da coluna lombar, comparando a variação do comprimento medida pelo Distanciômetro com a variação angular de um eletrogoniômetro;
- Avaliar a confiabilidade da Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares, dos Flexímetros e do Distanciômetro quando comparados ao Eletrogoniômetro.

Para atender aos objetivos da presente pesquisa, três estudos independentes foram delineados. O Estudo 1 apresenta e avalia a confiabilidade das Canaletas de Acoplamento (CAs), que propiciam uma nova forma de acoplamento para o eletrogoniômetro, e avalia a confiabilidade do próprio eletrogoniômetro quando comparado a um goniômetro de alta precisão. O Estudo 2 compara o uso das CAs ao acoplamento do terço distal do terminal telescópico do eletrogoniômetro.

O Estudo 3 apresenta e avalia a confiabilidade intra e inter-avaliadores da Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP), apresenta o Distanciômetro (DM) e compara as medições do movimento de flexão anterior da coluna lombar realizadas por diferentes dispositivos (TFMP, flexímetros e DM) com as do eletrogoniômetro (confiabilidade paralela).

3. ESTUDO 1: Avaliação da Precisão do Eletrogoniômetro, Descrição das Canaletas de Acoplamento (CAs) e Teste de sua Confiabilidade através do Goniômetro de Alta Precisão.

As Canaletas de Acoplamento foram desenvolvidas para aprimorar a interface entre o eletrogoniômetro e a superfície na qual será fixado. Cada Canaleta de Acoplamento é composta por uma tampa e uma base de acrílico. Para prender a tampa à base, dois parafusos conectam estes componentes nas extremidades laterais através da face superior. A Figura 1 representa uma Canaleta de Acoplamento com suas dimensões em milímetros.

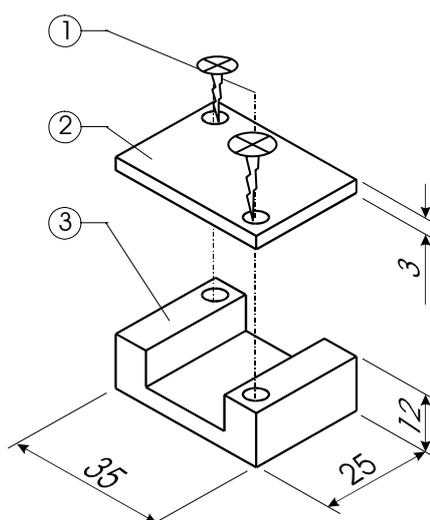


Figura 1- Representação de uma Canaleta de Acoplamento com suas dimensões em milímetros: 1- parafusos; 2 - tampa; 3 - base.

As superfícies inferiores das bases das Canaletas de Acoplamento são fixadas com fitas adesivas dupla-face. A fixação das bases, sobre as referências anatômicas previamente determinadas de acordo com o interesse do estudo, é

feita com os terminais do eletrogoniômetro posicionados na concavidade das bases das Canaletas de Acoplamento.

As tampas são presas às bases através dos parafusos, que são suavemente apertados manualmente, fixando os terminais do eletrogoniômetro dentro das Canaletas de Acoplamento (Figura 2).



Figura 2 - Foto de um eletrogoniômetro dentro das Canaletas de Acoplamento.

3.1. Equipamentos e Materiais

Neste estudo foram utilizados um goniômetro de alta precisão, dois Eletrogoniômetros Biometrics XM 150-B, dois Cabos de Conexão C 1000, dois Leitores de Ângulos ADU 301, fita adesiva dupla-face e duas Canaletas de Acoplamento (CAs).

O experimento foi realizado em uma oficina de materiais que possuía o goniômetro de alta precisão. O goniômetro de alta precisão utilizado é da marca Meca (Espanha), modelo PD-250, capaz de captar variações angulares de um minuto (60 minutos = 1 grau) e com um erro máximo de 1 minuto e 24 segundos, em 360 graus.

A Figura 3 representa um eletrogoniômetro com suas dimensões (A) e a ilustração da forma de medida do ângulo, o qual é relativo ao ângulo formado entre os terminais (B).

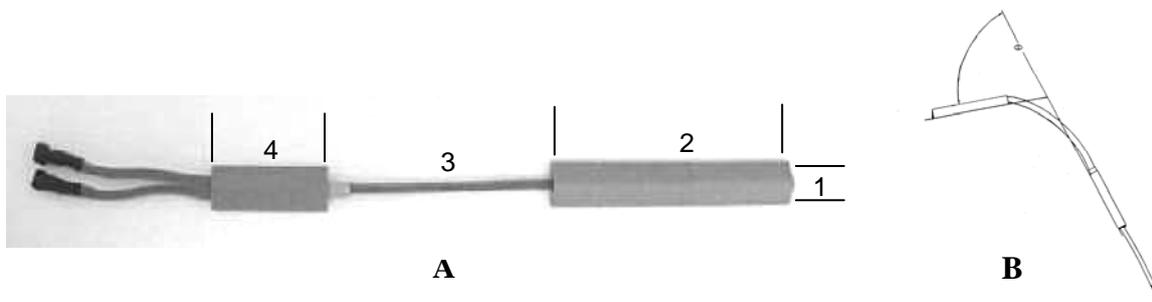


Figura 3 - Eletrogoniômetro Biometrics XM-150/B.

A) Dimensões: 1 - largura dos terminais = 18mm; 2 - terminal telescópico = 120 mm; 3 - mola = varia de 90 a 150 mm; 4 - terminal fixo = 54 mm.

B) Forma de Medida: θ = ângulo entre os terminais.

O eletrogoniômetro Biometrics, utilizado nesta pesquisa (Estudos 1, 2 e 3), é composto por um goniômetro XM 150/B, confeccionado especialmente para os parâmetros antropométricos brasileiros, e um indicador de ângulos ADU 301. O canal A foi utilizado para o registro, a taxa de aquisição de dados foi de 1000 registros por segundo e a precisão de 1 grau.

Os eletrogoniômetros XM 150/B são transdutores constituídos de dois terminais, terminal telescópico e terminal fixo, unidos por um fio protegido por uma mola muito flexível. Os cabos de conexão do tipo C1000 foram utilizados para fazer a conexão entre o Eletrogoniômetro XM 150/B e o indicador de ângulos ADU 301.

3.1.1. Procedimentos

Inicialmente o goniômetro de alta precisão foi posicionado em 0 grau, então um eletrogoniômetro foi acoplado no mesmo, utilizando as CAs (EGM A). Paralelamente a este, foi acoplado o outro (EGM B), sem as CAs. Os acoplamentos foram feitos com a fita adesiva dupla-face.

A Figura 4 ilustra os eletrogoniômetros (A e B) acoplados no goniômetro de alta precisão (todos em 0 grau), nas vistas lateral (A) e frontal (B).

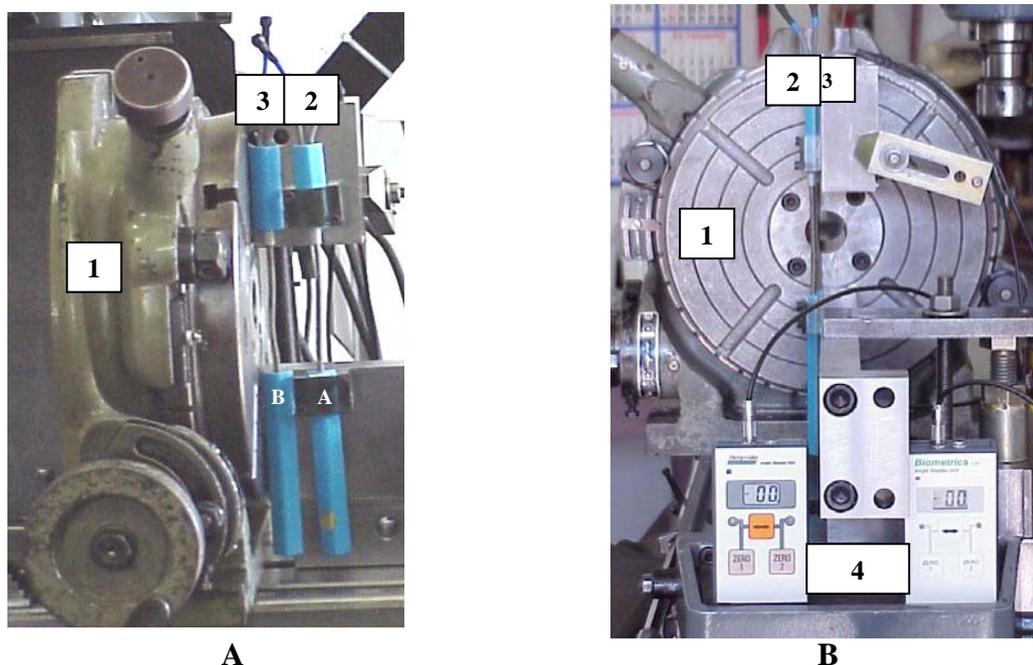


Figura 4 – Eletrogoniômetros (A e B) acoplados no goniômetro de alta precisão: 1-goniômetro de alta precisão; 2-EGM A; 3-EGM B; 4-leitores de ângulo dos eletrogoniômetros. A) Vista lateral, B) Vista frontal.

Após o acoplamento dos eletrogoniômetros no goniômetro de alta precisão, ambos eletrogoniômetros (A e B) foram zerados com o goniômetro de alta precisão também na posição zero grau. Então, o goniômetro de alta precisão foi posicionado em 15 graus e os valores registrados por cada eletrogoniômetro foram anotados manualmente em uma planilha. Depois que o valor foi registrado, o goniômetro de alta precisão foi posicionado em 30 graus e, por fim, em 45 graus. Dessa forma, as medições foram realizadas no sentido correspondente ao movimento de flexão anterior, nas posições 15, 30 e 45 graus do goniômetro de alta precisão (Figura 5).

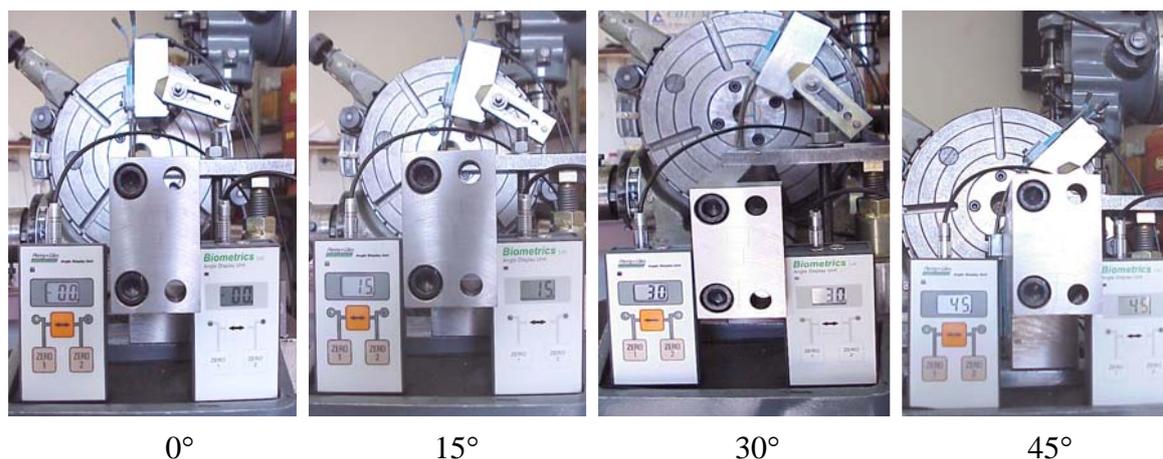


Figura 5 – Foto do goniômetro de alta precisão eletrogoniômetros A e B nas posições: 0, 15, 30 e 45 graus.

Ao final deste procedimento seqüencial de posicionamento do goniômetro de alta precisão nas angulações de registro (15, 30 e 45 graus) e anotação dos valores dos eletrogoniômetros (A e B), o goniômetro de alta precisão foi reposicionado em 0 grau e os eletrogoniômetros foram novamente zerados, antes de reiniciar o procedimento. Esse procedimento foi repetido mais quatro vezes, perfazendo um total de cinco testes consecutivos.

3.2. Resultados

A Tabela 1 mostra os valores angulares medidos, simultaneamente, pelos eletrogoniômetros A e B, nas posições 15, 30 e 45 graus do goniômetro de alta precisão.

Tabela 1 - Valores angulares registrados pelo eletrogoniômetro acoplado com canaletas (EGM A) e sem canaletas (EGM B) nas amplitudes de 15, 30 e 45 graus do goniômetro de alta precisão (GAP), em cinco repetições seqüenciais.

Repetições	GAP					
	15°		30°		45°	
	EGM A°	EGM B°	EGM A°	EGM B°	EGM A°	EGM B°
1	15	15	30	30	45	45
2	15	15	30	30	45	45
3	15	15	30	30	45	45
4	15	15	30	30	45	45
5	15	15	30	30	45	45

Como é possível observar, não houve qualquer variação entre as medidas angulares realizadas pelo goniômetro de alta precisão e as dos eletrogoniômetros. Da mesma forma, não houve variação entre os dados do eletrogoniômetro com as Canaletas de Acoplamento (EGM A) e os do eletrogoniômetro sem estas (EGM B). Isso demonstra a alta precisão dos eletrogoniômetros e a ausência de influência das Canaletas de Acoplamento (CAs) nas medidas obtidas.

Em outras palavras, as CAs não afetaram as medidas do ângulo registrado pelo eletrogoniômetro. Isso quando este foi comparado com o goniômetro de alta precisão. Os resultados indicam que as CAs não constituem uma fonte de erro. Contudo, resta saber se as mesmas podem de fato minimizar os problemas de fixação e definição da região de mensuração do eletrogoniômetro, quando este é acoplado no corpo humano, o que foi pesquisado no Estudo 2.

4. ESTUDO 2: Comparação entre as Fixações do Eletrogoniômetro, com e sem as Canaletas de Acoplamento, na Musculatura Paravertebral Lombar

4.1. Sujeitos

Participaram do Estudo 2 quatorze sujeitos do gênero masculino. O grupo de sujeitos apresentou as seguintes características: idade média de 21,5762,50 anos, peso médio de 67,9664,91 Kg, altura média de 1,7460,04 m e índice de massa corporal médio de 22,4961,84 Kg/m².

4.2. Equipamentos e Materiais

Foram utilizados dois Eletrogoniômetros Biometrics XM 150-B, dois Cabos de Conexão C 1000, dois Leitores de Ângulos ADU 301, fita adesiva dupla-face, fita adesiva hipoalergênica Micropore e uma caneta dermográfica.

O experimento foi realizado no Laboratório de Fisioterapia Preventiva / Ergonomia da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar. O presente estudo foi aprovado pela comissão de ética da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar.

4.2.1. Procedimentos

Inicialmente os sujeitos foram orientados em relação aos objetivos gerais do estudo e sobre os procedimentos aos quais seriam submetidos. Assinaram a um termo de consentimento livre e esclarecido, firmando um acordo por escrito mediante o qual o voluntário concordou em participar do estudo e autorizou a utilização das imagens fotográficas produzidas, para fins acadêmicos (Anexo 1). Então foi realizada uma avaliação postural simples, pelo mesmo terapeuta para todos os voluntários, para identificar possíveis alterações posturais (Anexo 2). Na

seqüência, os sujeitos realizaram um teste de avaliação do comprimento muscular dos isquiotibiais.

a. Seleção dos Sujeitos

Os critérios de inclusão do estudo foram: sujeitos do gênero masculino com idade entre 18 e 25 anos, altura entre 1,65 e 1,75 m, peso entre 55 e 85 Kg e índice de massa corporal entre 20 e 30 Kg/m². O estudo teve por enfoque desenvolver e testar a confiabilidade de diferentes métodos, portanto foi necessário que a amostra não apresentasse grandes variações. Optou-se por sujeitos do gênero masculino, devido a maior facilidade para o acoplamento dos dispositivos, por não haver restrições decorrentes das vestimentas.

Os critérios de exclusão foram: alterações posturais aparentes, presença de sintomas musculoesqueléticos na coluna lombar (dor e restrição ao movimento) durante o último ano, dor de qualquer origem, alterações do equilíbrio e encurtamento muscular dos isquiotibiais. As principais alterações posturais observadas durante a avaliação e os motivos pelos quais os indivíduos que as apresentassem não foram incluídos na amostra do estudo, são apresentados a seguir.

Não foram incluídos na amostra os indivíduos que apresentaram diferenças na altura das cristas ilíacas pois este fator indica uma alteração postural que pode influenciar no movimento da coluna lombar. Este aspecto foi avaliado pela palpação óssea conforme preconizado por Hoppenfeld (1997).

A hiperlordose lombar prejudica a fixação dos sensores (Shiratsu et al., 2000) e, portanto, também não foram incluídos os indivíduos que apresentaram esta condição, a qual foi avaliada na vista lateral com o indivíduo em pé. Foi utilizado um fio de prumo e caracterizado como hiperlordose lombar quando a

pelve apresentava antiversão (inclinação para frente) e a coluna lombar um aumento da concavidade posterior (KENDALL, McCREARY & PROVANCE, 1995).

A retificação lombar foi outro critério de exclusão, definido por influenciar o movimento da coluna lombar. Da mesma forma que no caso anterior, a postura da pélvis foi avaliada utilizando o fio de prumo. Caracterizou-se como retificação lombar a situação em que a pelve estivesse em retroversão (inclinada para trás) e a coluna retificada, sem a concavidade natural da lombar (KENDALL, McCREARY & PROVANCE, 1995).

A presença de escoliose também impediu o indivíduo de participar do Estudo 2, devido à sua possível interferência no padrão de movimento; e da mesma forma que a hiperlordose e a retificação lombar, foi avaliada segundo as recomendações de Kendall, McCreary & Provance (1995). Portanto, a presença ou não de escoliose foi avaliada na vista posterior utilizando-se o fio de prumo. As referências utilizadas para caracterizar a escoliose foram a inclinação lateral da cabeça, a assimetria na altura dos ombros, clavículas e escápulas, as assimetrias do triângulo de Tales, as curvaturas laterais da coluna torácica e/ou lombar, e a inclinação lateral da pelve.

O encurtamento dos músculos isquiotibiais também pode limitar o movimento da pelve e coluna lombar (GAJDOSIK, HATCHER & WHITSELL, 1992 e GAJDOSIK, ALBERT & MITMAN, 1994) e fez parte dos critérios de exclusão. Para avaliar o comprimento dos músculos isquiotibiais e a flexibilidade da coluna, foi realizado o teste proposto pela Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (AAOS, 1963), Kelley et al. (1993) e Hoppenfield (1997). Neste teste o indivíduo em pé, com as pernas esticadas e paralelas, flexionou o tronco em

direção ao chão e deveria alcançar a ponta dos pés com as mãos para estar apto a participar do estudo.

b. Preparo dos Sujeitos

Com a finalidade de realizar um aquecimento prévio, os sujeitos executaram um alongamento das musculaturas posterior da coxa e extensora do tronco durante 50 segundos por três vezes consecutivas, com um intervalo de 30 segundos entre cada repetição. Então, foi realizada a demarcação das referências anatômicas (décima segunda vértebra torácica - T₁₂ e primeira vértebra sacral - S₁). Então, dois eletrogoniômetros foram acoplados paralelamente sobre a musculatura paravertebral lombar do sujeito, em alinhamento horizontal com as demarcações previamente realizadas.

Um dos eletrogoniômetros foi acoplado fixando as Canaletas de Acoplamento (CAs) na musculatura paravertebral lombar utilizando a fita adesiva dupla-face (EGM A). O outro eletrogoniômetro foi acoplado na musculatura paravertebral contra lateral, sem as CAs, utilizando a fita adesiva dupla-face e um reforço superior foi feito com a fita adesiva hipoalergênica Micropore (EGM B).

Conforme ilustrado na Figura 6, o terminal fixo, de ambos os eletrogoniômetros, foi acoplado a nível da décima segunda vértebra torácica (T₁₂) e ambos os terminais telescópicos foram acoplados a nível da primeira vértebra sacral (S₁). As molas de ambos eletrogoniômetros foram mantidas próximas de seu comprimento mínimo.

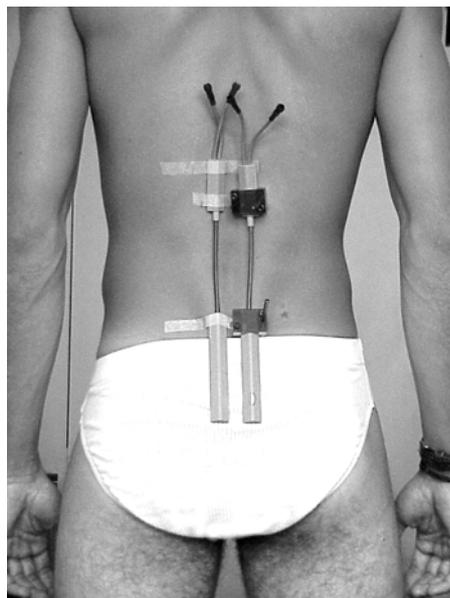


Figura 6 – Acoplamento paralelo dos eletrogoniômetros A (direito) e B (esquerdo).

Os cabos condutores de interligação (C 1000) de ambos os eletrogoniômetros, foram fixados à pele próximo ao eletrogoniômetro para evitar perda de contato durante a coleta. Os conectores dos cabos condutores tipo C 1000 foram ligados aos eletrogoniômetros para registrar os dados referentes ao plano sagital. Os indicadores de ângulos ADU 301 foram conectados aos cabos C 1000 após o acoplamento dos eletrogoniômetros.

Alternou-se o lado de acoplamento dos eletrogoniômetros A e B de forma que, do total de quatorze sujeitos, sete tiveram o EGM A acoplado do lado direito, conforme ilustrado na Figura 5 e os outros sete sujeitos tiveram o EGM A acoplado do lado esquerdo.

c. Medição do Movimento

Foi solicitado aos sujeitos a flexão anterior do tronco. Ressaltou-se que esse movimento deveria ser executado de forma lenta e que ele deveria parar nas amplitudes de 15, 30 e 45 graus. As mudanças de um grau na amplitude foram relatadas continuamente durante o movimento. O registro do eletrogoniômetro

com as canaletas foi utilizado para relatar a amplitude para o sujeito e foi nas posições 15, 30 e 45 graus do mesmo, que os dados do outro eletrogoniômetro (sem canaletas) foram anotados. Um teste para familiarização do sujeito com o procedimento foi realizado antes do início da coleta.

Após a familiarização, iniciou-se a coleta dos dados, os quais foram registrados em um protocolo. Os sujeitos realizaram cinco flexões anteriores do tronco seguindo o procedimento anteriormente citado. O eletrogoniômetro com a canaleta (EGM A) foi utilizado como referência e as medições angulares registradas pelo eletrogoniômetro sem a canaleta (EGM B) foram anotadas.

d. Adaptação do Procedimento de Acoplamento

Estudos prévios relataram problemas com o acoplamento total de toda a extensão do terminal (SHIRATSU et al., 2000) em algumas condições experimentais. Em decorrências disto, neste estudo optou-se por fixar apenas o terço proximal à mola do terminal telescópico, deixando os dois terços restantes livres. Isso permitiu que a roupa não atrapalhasse a fixação. A fixação de apenas parte do terminal telescópico não representa comprometimento à confiabilidade da medida do eletrogoniômetro. Isso porque a medida realizada é do ângulo formado entre os terminais.

e. Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada comparando-se as médias e desvios padrão dos valores angulares das mensurações dos sete sujeitos em que o EGM B estava acoplado sobre a musculatura paravertebral direita com as dos sete sujeitos em que o EGM B estava acoplado sobre a musculatura paravertebral esquerda. Adicionalmente, aplicou-se o teste t entre os registros. Comparou-se também as médias e desvios padrão dos valores angulares das mensurações do

EGM B com as do EGM A (14 sujeitos), nas posições 15, 30 e 45 graus do EGM A. Aplicou-se o teste t entre as medições feitas pelos eletrogoniômetros (A e B), para verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre os equipamentos.

4.3. Resultados

As médias e desvios padrão das amplitudes de movimento (ADMs) das medidas do EGM B, quando o mesmo estava acoplado do lado direito (sete sujeitos) foram 15,4961,85; 30,662,16 e 45,9162,02 graus, respectivamente para 15, 30 e 45 graus do EGM A. Quando o EGM B estava acoplado do lado esquerdo (sete sujeitos), as médias e desvios padrão foram 15,9461,41; 31,5161,86 e 47,8362,24 (Figura 7).

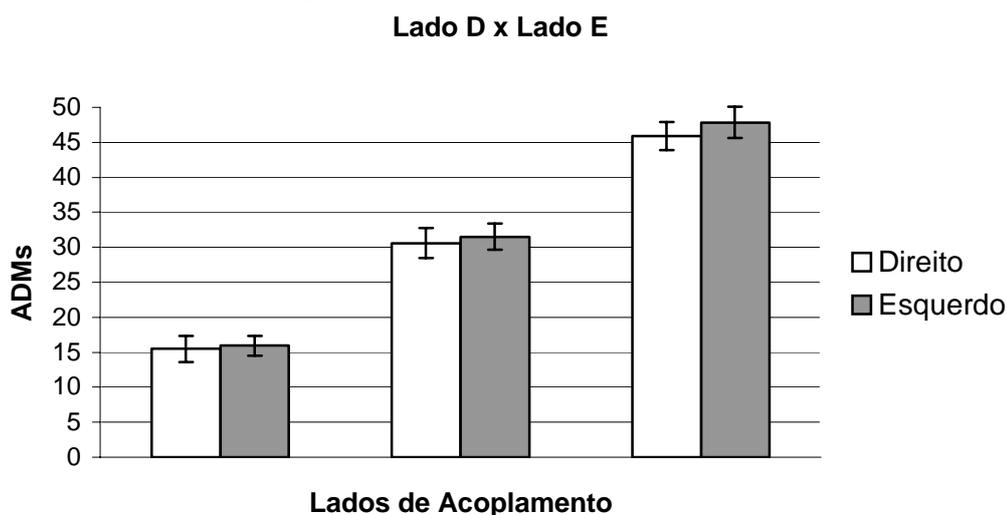


Figura 7 - Médias e desvios padrão das amplitudes de movimento (ADMs) registradas pelo EGM B: lado direito x lado esquerdo.

As médias dos deslocamentos angulares do EGM B, quando acoplado do lado esquerdo, foram ligeiramente maiores. Entretanto, ao aplicar o teste t entre os registros do EGM B do lado direito com aqueles de quando acoplado do lado esquerdo, nas posições 15, 30 e 45 graus do EGM A, não houve diferença

estatisticamente significativa em nenhuma das três posições de registro ($p=0,623$; $0,439$ e $0,169$, respectivamente). Portanto, a lateralidade do acoplamento do EGM B não repercute em variação na medida do movimento de flexão anterior da coluna lombar.

Na Figura 7 pode-se ainda observar que as médias do EGM B, quando o EGM A registrava 15, 30 e 45 graus, foram ligeiramente maiores, tanto quando este estava do lado direito, quanto quando estava do lado esquerdo. As médias e desvios padrão das amplitudes de movimento das medições do EGM B nas cinco repetições seqüenciais dos quatorze sujeitos foram, respectivamente, 15,7161,60; 30,9262,01 e 46,8762,28 graus (Figura 8).

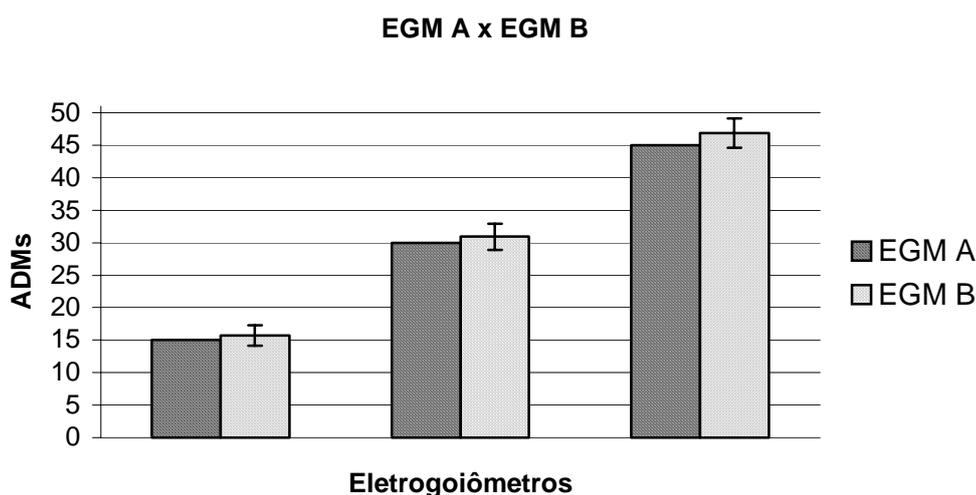


Figura 8 - Médias e desvios padrão das amplitudes de movimento (ADMs) registradas pelo EGM B nas posições 15, 30 e 45 graus do EGM A.

Apesar das médias das mensurações do EGM B serem superiores as do EGM A, o teste t não indicou diferença estatisticamente significativa entre os registros dos eletrogoniômetros A e B para as posições 15 ($p=0,119$) e 30 graus ($p=0,069$) do EGM A. Já na posição 45 graus do EGM A, houve diferença estatisticamente significativa entre os registros dos eletrogoniômetros ($p=0,009$).

5. ESTUDO 3: Comparação das Medidas do Movimento de Flexão Anterior da Coluna Lombar Realizadas pela Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP), Flexímetros (FLMs) e Distanciômetro (DM) com as de um Eletrogoniômetro.

5.1. Sujeitos

Participaram do Estudo 3 vinte e cinco sujeitos do gênero masculino. O grupo de sujeitos apresentou as seguintes características: idade média de 21,5762,33 anos, peso médio de 69,6967,14 Kg, altura média de 1,7460,04 m e IMC médio de 22,9662,34 Kg/m².

Os critérios de inclusão e exclusão do Estudo 3 foram os mesmos definidos e apresentados no Estudo 2. A altura, peso e o IMC dos sujeitos deste estudo foram criteriosamente definidos para que os sensores do eletrogoniômetro possibilitassem uma fixação adequada, já que o mesmo foi utilizado como referência para o registro dos dados e como padrão para a comparação entre os dispositivos. Por estes motivos, os sujeitos selecionados estão de acordo com as características antropométricas e constitucionais que, segundo os estudos prévios realizados por Shiratsu et al. (2000) e Padula et al. (2001), permitem o acoplamento adequado do eletrogoniômetro.

Adicionalmente, para garantir a adequada fixação do eletrogoniômetro e ter uma definição mais precisa da região mensurada, utilizou-se duas canaletas de acoplamento (CAs), as quais foram descritas nos Estudos 1 e 2.

O tamanho da amostra foi definida pelo método estatístico da Amostra Casual Simples para um nível de significância (α) de 5% com um erro β de 20% e

de acordo com este procedimento, considerando as variáveis de interesse, chegou-se a $n = 25$.

5.2. Descrição dos Dispositivos de Medida

O experimento foi realizado no Laboratório de Fisioterapia Preventiva/Ergonomia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar e recebeu a aprovação da comissão de ética da Universidade Federal de São Carlos - UFSCar.

Foram utilizados um Eletrogoniômetros Biometrics XM 150-B, um Cabo de Conexão C 1000, um Leitor de Ângulos ADU 301, duas Canaletas de Acoplamento (CAs) com marcadores perpendiculares, uma câmera fotográfica digital Mavica MVC-FD91, um tripé Vanguard VT-558, um tripé Vivitar 950, uma lâmpada Videolux Turbo 1000W, um fio de prumo, um fundo infinito branco, um computador Pentium III, o software Auto-Cad 2000, dois Flexímetros Flexys do Instituto Code de Pesquisas (Guarulhos – SP, Brasil), um Distanciômetro (DM), uma caneta dermográfica, fita adesiva dupla-face e fita adesiva hipoalergênica Micropore.

O eletrogoniômetro e as CAs utilizados no Estudo 3 foram descritos nos estudos 1 e 2. Contudo, cada CA utilizada no Estudo 3 recebeu uma haste metálica de 55 milímetros de altura, perpendicular à sua base (Figura 9). Esta haste metálica, denominada marcador perpendicular, foi utilizada para medir o ângulo pela Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP).

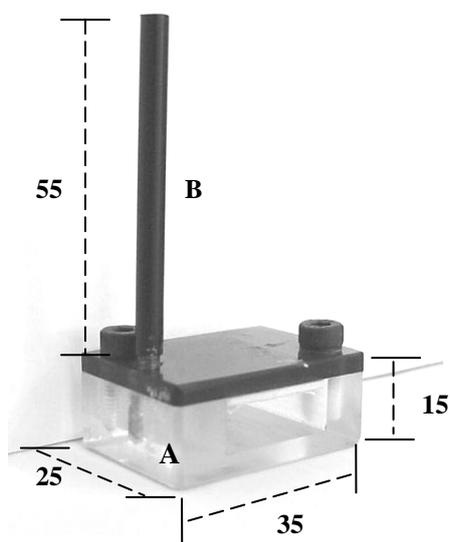


Figura 9 – Canaleta de acoplamento (CA) com marcador perpendicular (MP), dimensões em milímetros: A = CA, B = MP.

Dois flexímetros foram utilizados para a aquisição dos dados. Cada flexímetro possui uma tira de velcro que possibilita a fixação do mesmo no sujeito (Figura 10).



Figura 10 – Flexímetro.

Os valores mensurados pelos flexímetros superior e inferior foram registrados. Ver ilustração geral na Figura 12. O ângulo de flexão lombar medido

pelos flexímetros, foi calculado pela subtração do ângulo registrado pelo flexímetro superior do ângulo registrado pelo inferior (técnica do duplo flexímetro).

O método de Schober é questionado devido à possível influência do avaliador durante o manuseio da fita métrica. Por isso, desenvolveu-se um dispositivo que procura minimizar as possíveis interferências do avaliador nas mensurações.

Este instrumento, denominado Distanciômetro (DM), é composto por duas hastes metálicas milimetradas envolvidas por uma bainha plástica transparente (Figura 11), podendo ser fixado na coluna lombar, permitindo a medição do deslocamento sem que o avaliador manipule diretamente o mesmo.

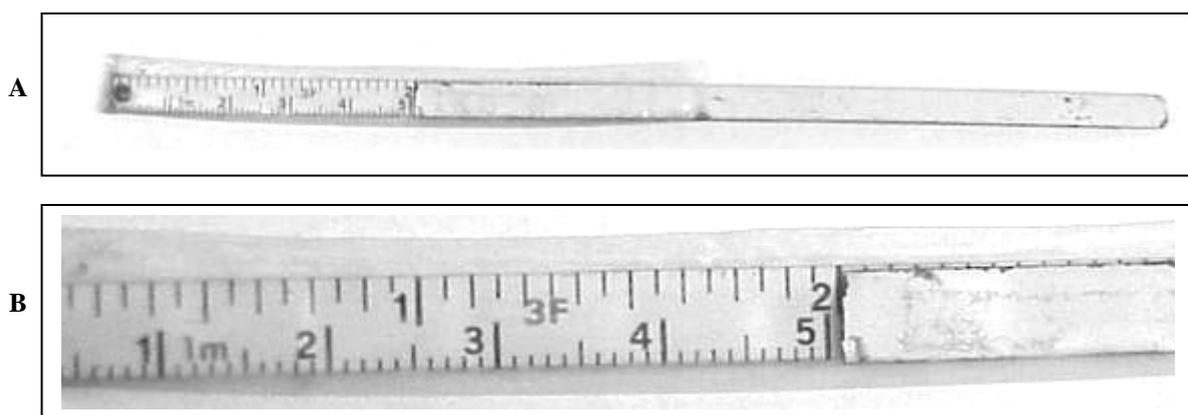


Figura 11 – Distanciômetro: A = Vista ampla, B = Vista focal.

5.3. Procedimentos

5.3.1. Seleção dos Sujeitos

A seleção dos sujeitos do Estudo 3 foi realizada da mesma forma que a do Estudo 2. O Estudo 3 teve como enfoque analisar a confiabilidade de dispositivos, portanto foi necessário que a amostra (sujeitos) fosse a mais homogênea possível, não apresentando grandes variações de altura, peso, idade e postura. Da mesma forma que no Estudo 2, optou-se por sujeitos do gênero masculino,

devido a maior facilidade para o acoplamento dos instrumentos, por não haver interferência das vestimentas, como por exemplo, a alça do biquíni poderia atrapalhar o acoplamento do sensor ou a realização do traçado sobre a foto.

Os critérios de exclusão foram: alterações posturais aparentes, as quais foram analisadas pela mesma avaliação postural realizada com os sujeitos do Estudo 2 (Anexo 2), presença de sintomas musculoesqueléticos na coluna lombar (dor e restrição ao movimento) durante o último ano, dor de qualquer origem, alterações do equilíbrio e encurtamento muscular dos isquiotibiais. Todos os critérios foram definidos e acessados pelos mesmos motivos e seguindo os mesmos procedimentos descritos no Estudo 2.

5.3.2. Preparo dos Sujeitos

Inicialmente os sujeitos executaram um alongamento das musculaturas posterior da coxa e extensora do tronco, da mesma forma que no Estudo 2. Então, foram demarcadas as referências anatômicas (décima segunda vértebra torácica - T₁₂ e primeira vértebra sacral - S₁) com uma caneta dermográfica. A identificação das referências foi feita seguindo as recomendações de Hoppenfeld (1997).

Após a demarcação das referências anatômicas, o eletrogoniômetro, com as Canaletas de Acoplamento (CAs), foi acoplado sobre as demarcações utilizando uma fita adesiva dupla-face e um reforço superior foi feito com a fita adesiva hipoalergênica Micropore. A CA do terminal fixo foi acoplada no nível da décima segunda vértebra torácica (T₁₂) e a CA do terminal telescópico foi acoplada no nível da primeira vértebra sacral (S₁). Ambos terminais estavam dentro das canaletas quando do acoplamento das mesmas.

Com o eletrogoniômetro acoplado, o Distanciômetro (DM) foi fixado às Canaletas de Acoplamento (CAs), utilizando a fita adesiva dupla-face. Por fim, os flexímetros foram presos ao sujeito, utilizando suas tiras de velcro. O flexímetro superior foi posicionado em alinhamento horizontal com T_{12} e o inferior em alinhamento horizontal com S_1 , ambos no plano sagital, sobre a linha média axilar esquerda. A Figura 12 ilustra um sujeito com os equipamentos acoplados.

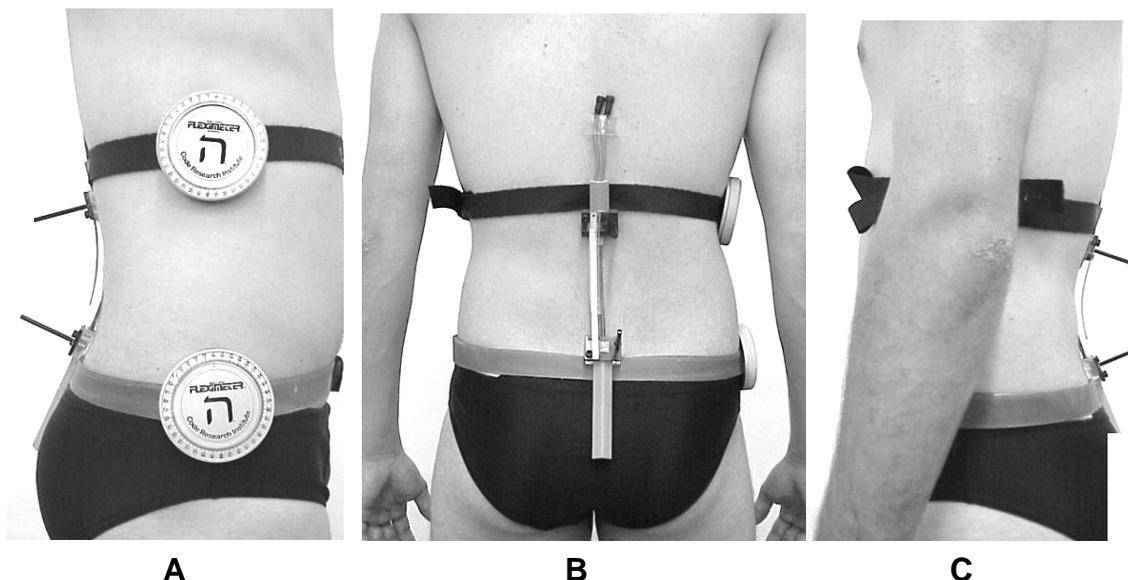


Figura 12 – Sujeito com os equipamentos acoplados: A = vista lateral direita, B = vista posterior, C = vista lateral esquerda.

Da mesma forma que no Estudo 2, foi solicitado aos sujeitos a flexão anterior do tronco. Ressaltou-se que esse movimento deveria ser executado de forma lenta e que ele deveria parar por um tempo nas amplitudes de 15, 30 e 45 graus. A variação da amplitude foi relatada durante o movimento.

O sujeito foi informado sobre quando deveria parar o movimento e quando deveria continuar a fletir o tronco. Um teste para familiarização do sujeito com o procedimento foi realizado antes do início da coleta.

5.3.3. Coleta dos dados

Após a familiarização, iniciou-se efetivamente a coleta dos dados, os quais foram registrados em um protocolo específico (Anexo 3). Este mesmo protocolo foi utilizado para registrar os dados do Estudo 2. Os sujeitos foram posicionados para a coleta na vista lateral direita, em pé, com os calcanhares sobre marcas feitas no chão, olhando para frente, com os membros superiores relaxados. Esta posição foi adotada como sendo a posição neutra deste estudo (Figura 13).



Figura 13 – Sujeito na posição neutra.

O preparo do ambiente no qual os sujeitos foram fotografados foi realizado de acordo com as recomendações de Watson (1998). A Figura 14 ilustra o ambiente fotográfico deste estudo.

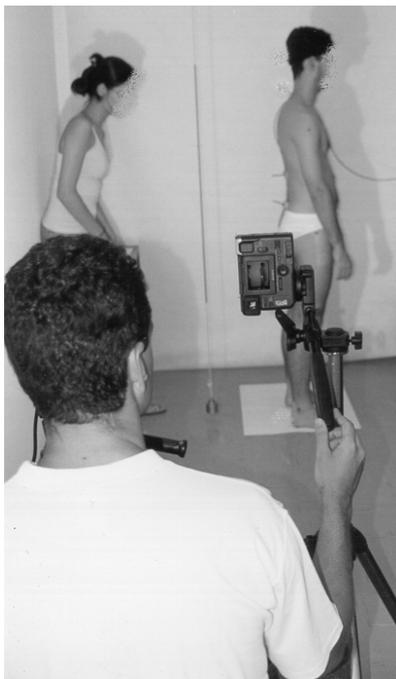


Figura 14 – Ambiente fotográfico.

A primeira foto foi registrada na posição neutra, com os eletrogoniômetros e flexímetros zerados, e com o valor inicial do Distanciômetro anotado. A seguir, o voluntário iniciou o movimento e a amplitude do movimento passou a ser relatada (“1, 2, 3...14”). Em 15 graus foi emitido o comando verbal “pare” e a segunda foto foi tirada. Nessa ocasião o registro dos flexímetros e do distanciômetro foram anotados no protocolo. Então, foi dado o comando verbal “continue o movimento”.

A mesma rotina era seguida nas demais amplitudes de registro (30 e 45 graus). Ao final do registro o indivíduo era orientado a retornar lentamente a posição neutra.

O eletrogoniômetro foi o dispositivo de referência para definir o momento da realização das fotos e registro dos dados dos flexímetros e distanciômetro. Três avaliadores, participaram da coleta, um relatou a amplitude de movimento indicada pelo eletrogoniômetro para o sujeito e ministrou os comandos verbais, o segundo registrou os valores dos flexímetros e distanciômetro, e o terceiro

realizou a foto. O avaliador responsável pela leitura da amplitude registrada pelo eletrogoniômetro, avisou sempre que ocorreu uma variação de um grau na amplitude do eletrogoniômetro quando o sujeito deveria estar parado (15, 30 e 45 graus). Quando isso ocorreu, o procedimento foi reiniciado para garantir que os dados dos dispositivos (TFMP, FLMs e DM) fossem coletados, precisamente, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

5.3.4. Análise das Fotos

Os traçados angulares foram realizados em um software que permite quantificar ângulos sobre fotos, o AutoCad 2000. As fotos realizadas com a máquina digital alimentavam o programa AutoCad 2000 e os ângulos foram calculados traçando-se linhas sobre os marcadores perpendiculares nas fotos digitais. A flexão recebeu o sinal positivo (+), a extensão o sinal negativo (-) (Figura 15).

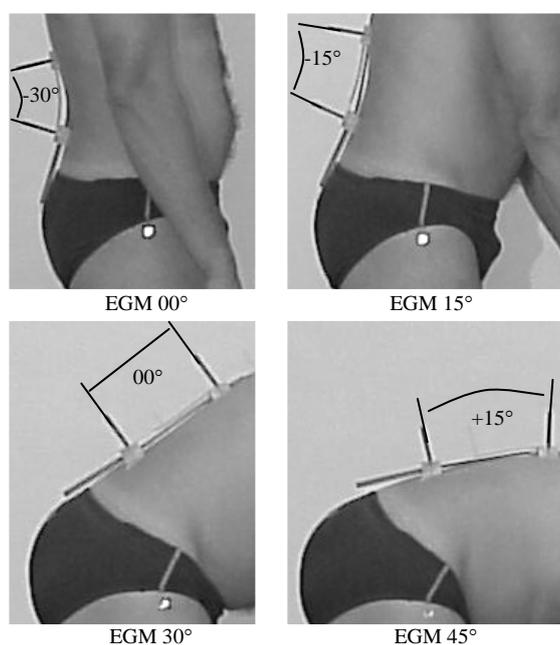


Figura 15 - Ilustração do traçado para medir o ângulo nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro, valores da TFMP = -30, -15, 0 e +15 graus, respectivamente.

No Anexo 4 estão descritos os procedimentos para realização dos traçados sobre as fotos, utilizando o AutoCad 2000.

5.3.5. Análise Estatística

Inicialmente, os resultados foram apresentados de forma descritiva incluindo: médias (\bar{X}), valores mínimos e máximos, desvios padrão (DP), e coeficiente de variação (CV). O coeficiente de variação é o DP expresso como uma porcentagem (%) da média [$CV = (DP/\bar{X}) \times 100$]. O CV possibilita avaliar a homogeneidade entre variáveis.

Para medir o erro entre as medidas, cada um dos valores foram subtraídos dos respectivos (teste – reteste / B – A / dispositivos - EGM) e calculou-se a discordância média e seu desvio padrão. A variabilidade dos dados foi analisada pela normalização dos dados [$(x - \bar{X})/DP$] e cálculo da homogeneidade.

Aplicou-se o teste univariado de Hartley, Cochran C e Bartlett para analisar a variabilidade dos dados e encontrou-se um $p = 0,9998$, não havendo diferença na homogeneidade das variâncias. Isso foi feito para verificar a viabilidade de aplicação da estatística paramétrica. Para tanto, considerou-se as características das variáveis, que são intervalares, e a homogeneidade dos dados (Figura 16).

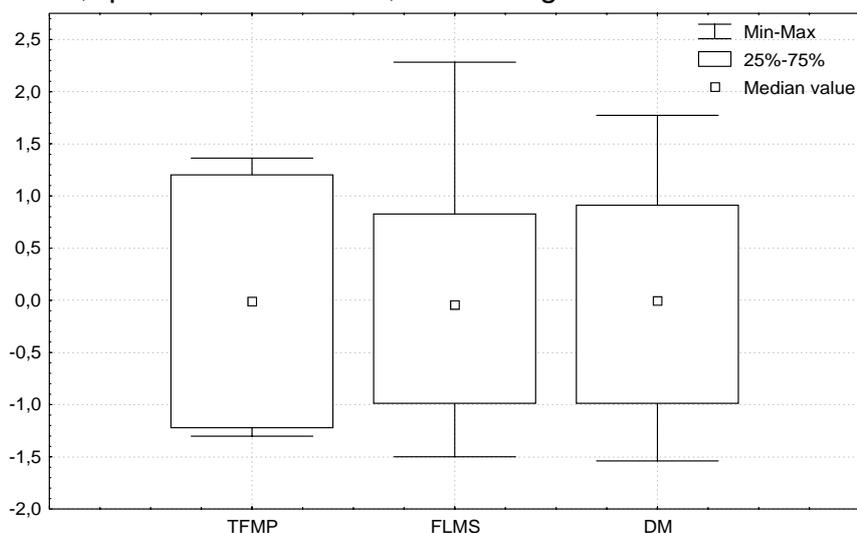


Figura 16 – Dados normalizados para análise da variabilidade.

Os dados da variância apresentados na Figura 16 mostram que os da Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP) foram os que apresentaram menor variabilidade e que os dos flexímetros (FLMs) foram os que tiveram maior variabilidade, embora não haja diferença estatisticamente significativa entre as variâncias. A variabilidade dos dados do Distanciômetro (DM) foi pequena relativamente à faixa de concentração dos dados deste dispositivo, de forma que o mesmo apresentou um comportamento intermediário a TFMP e os FLMs.

Essa análise demonstrou que seria possível aplicar testes paramétricos para análise dos resultados. Dessa forma, foi aplicado o teste t para valores pareados (variáveis dependentes) para verificar se existiam diferenças estatisticamente significantes entre as variáveis. O nível de significância estatística (nível de p) definido para este estudo foi de 5% ($p=0,05$).

Analisou-se a correlação entre as medidas e o coeficiente de determinação (r^2) foi calculado para avaliar o ajuste dos dados na reta de regressão linear. Adicionalmente, analisou-se a regressão (equação de regressão linear: $Y=a+ bX$).

Ressalta-se que os dispositivos estudados (EGM, TFMP, FLMs e DM) estavam acoplados simultaneamente nos sujeitos e possuem um início de registro comum, que foi considerado zero. Portanto, como o “a” representa o ponto de intersecção da reta de regressão no eixo y da coordenada cartesiana, $a = 0$. Isso porque quando um dispositivo estava em 0 (graus ou cm), os outros também estavam em 0, ou seja os dispositivos partem do zero-zero (0 ; 0). Dessa forma, o valor do dispositivo é igual ao valor registrado por um outro, multiplicado por um fator constante “b”, que é a inclinação da reta de regressão linear. Sendo que b é a tangente do ângulo (Y) formado entre a reta de regressão e o eixo x , ou seja:

$b = \text{tg } Y = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1) = \Delta y / \Delta x$. Portanto, b avalia a proporcionalidade entre as escalas. Assim sendo, b representa a proporção ou igualdade entre os valores medidos. Assim, quando $b=1$, os valores dos dispositivos são iguais, pois $a=0$.

Calculou-se a porcentagem de concordância entre as variáveis nos níveis de significância de 61 a 65 graus. Ou seja, quando diferenças menores ou iguais a 61, 2, 3, 4 e 5 graus não foram consideradas significativas. Além disso, calculou-se o coeficiente de correlação intraclassa (ICC), que é um teste de concordância entre variáveis.

O coeficiente de correlação de Pearson foi também utilizado para que os resultados do presente estudo pudessem ser comparados diretamente com outros estudos da literatura. No entanto, o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) foi também aplicado, dado as críticas que a correlação de Pearson tem recebido (TILLOTSON & BURTON, 1991; MAYER et al., 1997). Apesar disso, quando o número de valores a serem comparados pelo coeficiente de correlação de Pearson é superior a trinta, as variações entre os valores de r , encontrados pelos diferentes coeficientes, só ocorrerão na segunda casa decimal (BERGAMASCHI, 1999).

A análise das diferenças entre as faixas foi realizada pela análise de variância (ANOVA). Com o intuito de identificar entre quais faixas as diferenças eram estatisticamente significantes, realizou-se uma análise post hoc, aplicando-se o teste de Duncan.

5.4. Resultados

A seguir estão apresentados os resultados da análise da confiabilidade intra-avaliador da Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP), encontrados ao analisar a estabilidade ao longo do tempo das medidas realizadas. Ou seja, o quão as medidas são replicáveis pelo mesmo avaliador quando um intervalo de uma semana foi dado entre as medições.

5.4.1. Confiabilidade intra-avaliador da TFMP

A Tabela 2 apresenta as medidas das mesmas fotos, realizadas por um avaliador, com um espaço de uma semana entre o teste e o reteste. Os dados apresentados são relativos às fotos tiradas nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Tabela 2 - Valores medidos pela TFMP com um intervalo de uma semana entre o teste e o reteste, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro (n = 25).

Posição	Teste	\bar{X}	Min.	Max.
0°	teste	-41	-53	-28
	reteste	-41	-53	-28
15°	teste	-26	-37	-14
	reteste	-26	-37	-14
30°	teste	-11	-22	1
	reteste	-11	-22	2
45°	teste	4	-8	16
	reteste	4	-8	16

Na Tabela 2 observa-se que a média dos valores do reteste são concordantes com as do teste. Os valores negativos mostram que a postura da coluna lombar, era de extensão (lordose) na posição neutra (0 graus do eletrogoniômetro) e foi tendendo a flexão (cifose) conforme o deslocamento ocorre. Só na posição de 45 graus do eletrogoniômetro é que a coluna lombar inverte sua curvatura lordótica para uma leve cifose.

A grande variação da postura lombar, representada pelos valores mínimos e máximos da posição 0 grau do eletrogoniômetro (-53 e -28, respectivamente), demonstra a grande variabilidade individual na conformação da coluna lombar (lordose). A Figura 17 ilustra a semelhança encontrada entre o teste e o reteste nas diferentes posições do eletrogoniômetro (0, 15, 30 e 45 graus).

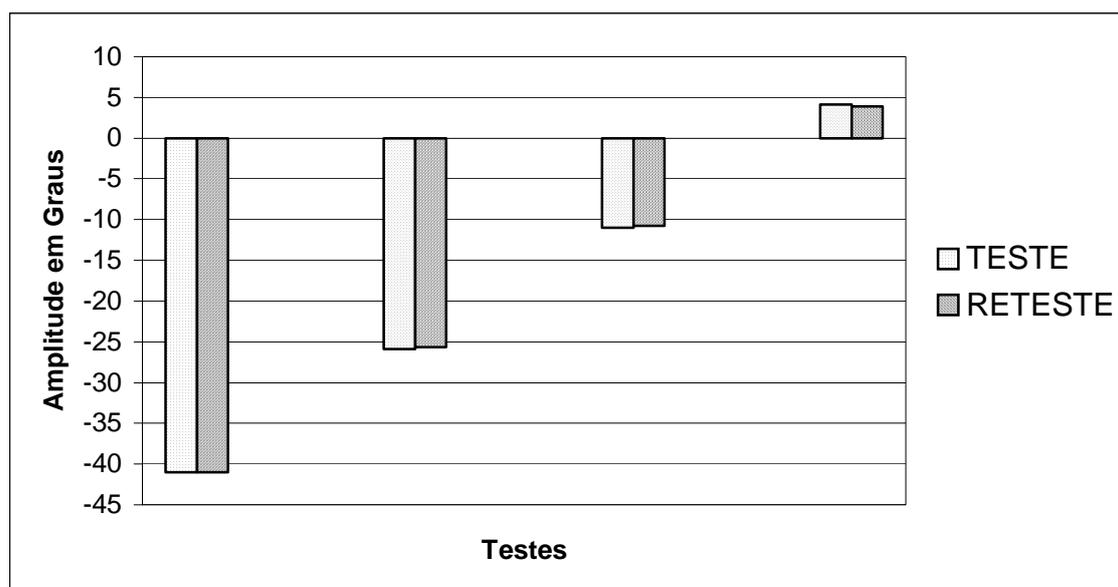


Figura 17 - Valores medidos pela TFMP no teste e no reteste, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Conforme pode-se observar na Figura 17 os dados do teste e do reteste estão muito próximos. Quando os valores do teste foram subtraídos dos do reteste (medida do erro entre os testes), encontrou-se uma discordância média

entre os testes de apenas 0,57 6 0,57 graus e não houve diferença estatisticamente significante entre o teste e reteste, quando o teste t para variáveis dependentes foi aplicado ($p = 0,3879$). A Figura 18 apresenta a correlação entre o teste e o reteste.

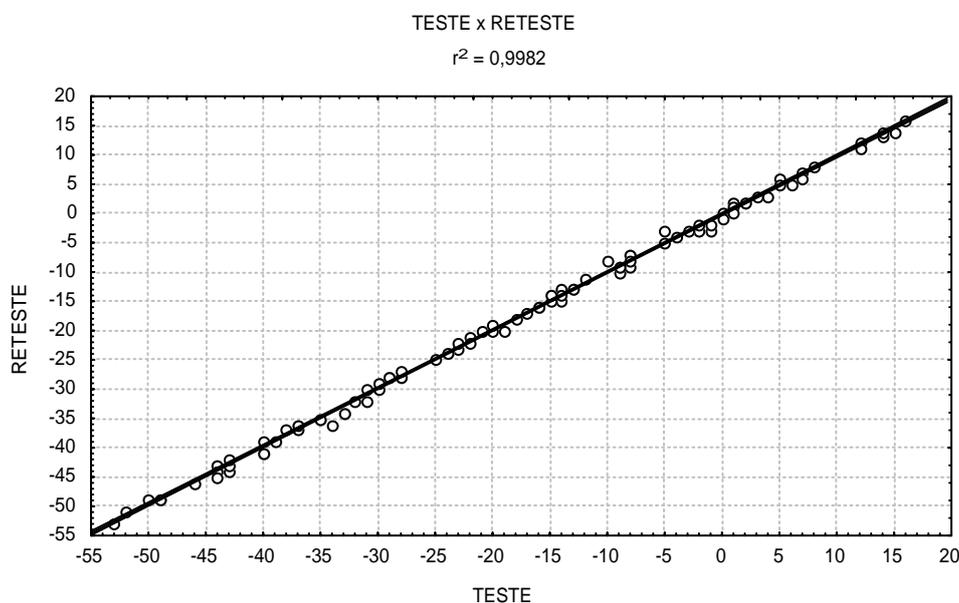


Figura 18 – Correlação entre as medidas da TFMP: teste x reteste.

O teste e reteste apresentaram uma correlação muito alta ($r^2 = 0,9982$). Os dados encontram-se praticamente sobre a reta de regressão (reteste = $0,1 + 0,99$ teste). A Tabela 3 apresenta a concordância bruta dos valores do teste com os do reteste, nos níveis de significância de 61 e 62 graus.

Tabela 3 – Concordância bruta dos valores medidos no teste com os do reteste, nos níveis de significância de 61 e 62 graus.

Nível de significância	Porcentagem de concordância
61	96%
62	100%

Na Tabela 3 observa-se que a concordância entre os testes é grande e não houve diferença entre os testes maior do que 2 graus. O coeficiente de correlação intra-classe entre o teste e o reteste foi alto (ICC = 0,9901).

A seguir apresentam-se os resultados da análise da confiabilidade inter-avaliador da TFMP, ou seja a reprodutibilidade da técnica por diferentes avaliadores.

5.4.2. Confiabilidade inter-avaliadores da TFMP

A Tabela 4 apresenta os valores em graus das medições das mesmas fotos pela TFMP, realizadas por diferentes avaliadores (A e B), nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Tabela 4 - Valores em graus medidos pela TFMP por dois avaliadores (A e B), nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro (n = 25).

Posição	Avaliador	\bar{X}	Min.	Max.
0°	A	-41	-53	-28
	B	-41	-53	-28
15°	A	-26	-37	-14
	B	-26	-37	-15
30°	A	-11	-22	1
	B	-11	-23	2
45°	A	4	-8	16
	B	4	-8	16

Na Tabela 4 observa-se que as médias dos valores registrados pelos diferentes avaliadores foram iguais em todas as posições do eletrogoniômetro. As considerações realizadas para a Tabela 2 (teste x reteste) são também válidas para a Tabela 4 (avaliador A x avaliador B).

A Figura 19 ilustra a semelhança das medidas realizadas pelos avaliadores (A e B) nas diferentes posições do eletrogoniômetro (0, 15, 30 e 45 graus).

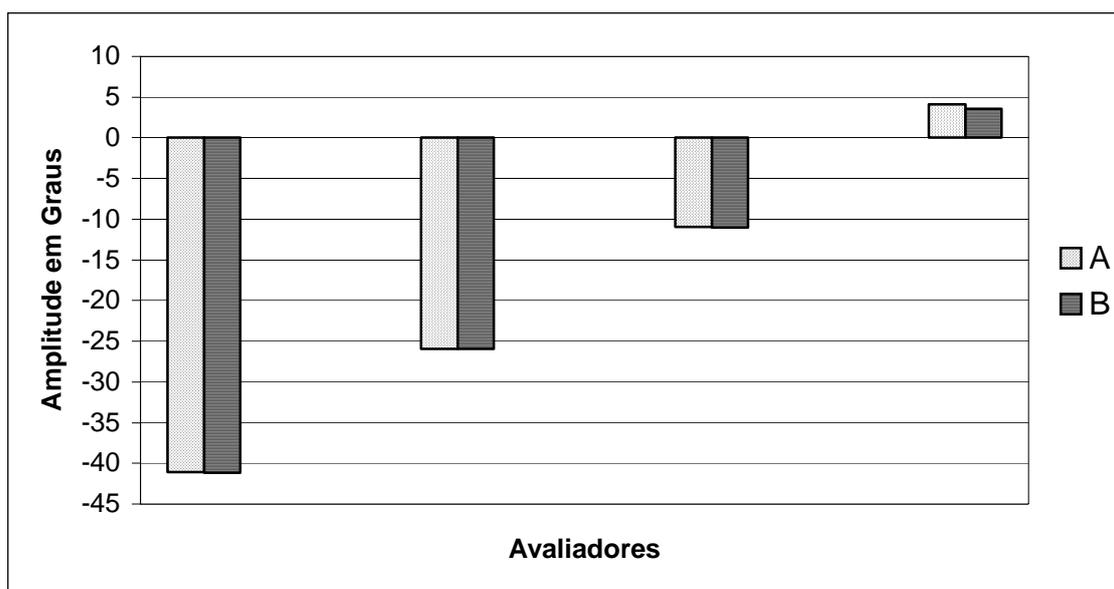


Figura 19 – Valores medidos pela TFMP, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro: avaliador A x B.

Assim como as medidas do teste e reteste, os dados das mesmas fotos, realizadas por dois diferentes avaliadores (A e B) foram muito similares conforme pode-se observar na Figura 19.

Quando cada um dos cem valores do avaliador B foram subtraídos dos registrados pelo avaliador A (medida do erro entre os avaliadores), a discordância média encontrada entre os avaliadores foi de 0,77 e 0,71 graus. Não encontrou-se diferença estatisticamente significativa entre os avaliadores A e B ($p = 0,1037$).

A Figura 20 apresenta a correlação entre as medidas dos avaliadores A e B.

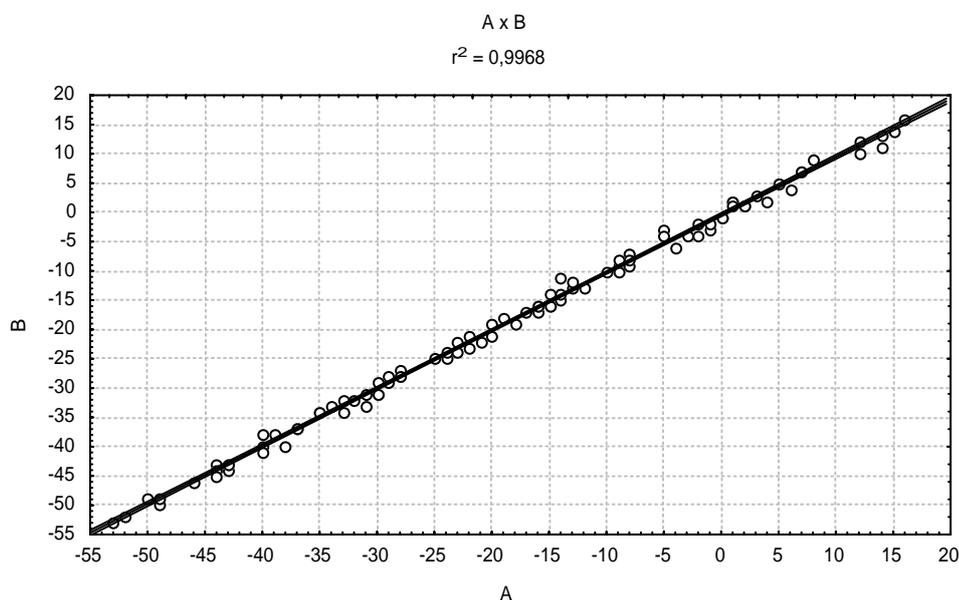


Figura 20 – Correlação entre as medidas da TFMP: avaliador A x B.

A Figura 20 mostra que a correlação entre os avaliadores A e B foi alta ($r^2 = 0,9968$) mostrando que exista uma grande relação entre as medidas, sendo que os dados estão muito próximos da reta de regressão ($B = 0,4 + 0,99 A$).

As porcentagens de concordância encontradas ao analisar o índice bruto de concordância entre os avaliadores, nos níveis de significância de 61, 62 e 63 graus, estão apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 – Concordância bruta dos valores registrados pelo avaliador A com os do avaliador B, nos níveis de significância de 61, 62 e 63 graus.

Nível de significância	Porcentagem de concordância
61	88%

62	98%
63	100%

Na Tabela 5 observa-se que existe grande concordância entre os avaliadores. Sendo que não houve discordância maior do que três graus. O coeficiente de correlação intra-classe aplicado entre os avaliadores foi igual ao encontrado entre o teste e o reteste (ICC = 0,9901).

Os resultados referentes a análise da confiabilidade paralela da TFMP, dos flexímetros e do Distanciômetro estão apresentados a seguir. A confiabilidade paralela pode ser compreendida como confiabilidade inter-dispositivos.

5.4.3. Confiabilidade Paralela

Os valores registrados pelos dispositivos (TFMP, flexímetros e Distanciômetro) foram comparados com os de um eletrogoniômetro, sendo que as posições de referência para comparação foram 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

a) Eletrogoniômetro x TFMP

Os dados da TFMP são referentes às diferenças entre os ângulos registrados nas fotos. A seguir, são apresentados os valores em graus, fornecidos pela TFMP nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro (Tabela 6).

Tabela 6 - Valores medidos pela TFMP nas posições 15, 30 e 45 graus de referência do eletrogoniômetro (n = 25).

Posição	\bar{X}	Min.	Max.	DP	CV
15	15	14	17	1	7%

30	30	28	33	1	3%
45	45	43	47	1	2%

Conforme pode se observar na Tabela 6, os dados da TFMP possuem médias iguais as do eletrogoniômetro e sua variabilidade é pequena.

A Figura 21 ilustra os registros do eletrogoniômetro e da TFMP.

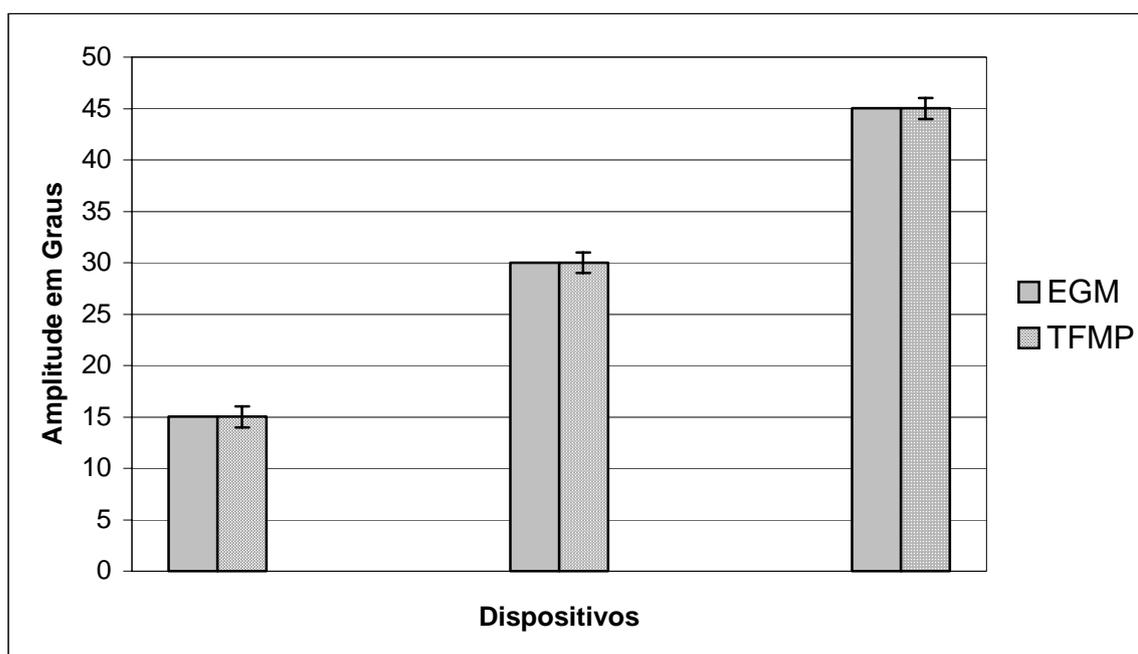


Figura 21 – Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e TFMP.

Na Figura 21 observa-se que os valores do eletrogoniômetro não apresentam desvio padrão. Isso é decorrente do fato de que este dispositivo foi utilizado como referência e os dados foram coletados nas posições 15, 30 e 45 graus deste dispositivo. No que diz respeito à TFMP, observa-se que os dados coletados apresentam uma magnitude muito similar aos do eletrogoniômetro e que a variabilidade ($DP = 61$) é pequena.

Cada um dos setenta e cinco valores registrados pela TFMP foram subtraídos dos medidos pelo eletrogoniômetro (15, 30 e 45 graus), para medir o

erro entre os dispositivos. A discordância média encontrada entre os dispositivos foi de 0,60 a 0,70 graus.

A Tabela 7 apresenta os valores de p encontrados ao aplicar o teste t entre os registros do eletrogoniômetro e da TFMP, nas três posições do eletrogoniômetro (15, 30 e 45 graus).

Tabela 7 – Valores de p encontrados ao aplicar o teste t entre as medidas da TFMP e do eletrogoniômetro, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Posição	p
15	0,4781
30	0,6917
45	0,4048

Conforme pode-se observar na Tabela 7, não houve diferença estatisticamente significativa entre o eletrogoniômetro e a TFMP em nenhuma das posições (15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro).

Para analisar a relação entre as medidas do eletrogoniômetro e as da TFMP e o ajuste dos dados à reta de regressão aplicou-se o coeficiente de determinação (r^2). O valor de r^2 encontrado ao analisar a correlação entre as medidas do eletrogoniômetro e da TFMP foi de $r^2 = 0,9992$. Portanto, o coeficiente de determinação identificado foi alto, indicando que os dados se encontram muito próximos da reta de regressão, como mostra a Figura 22.

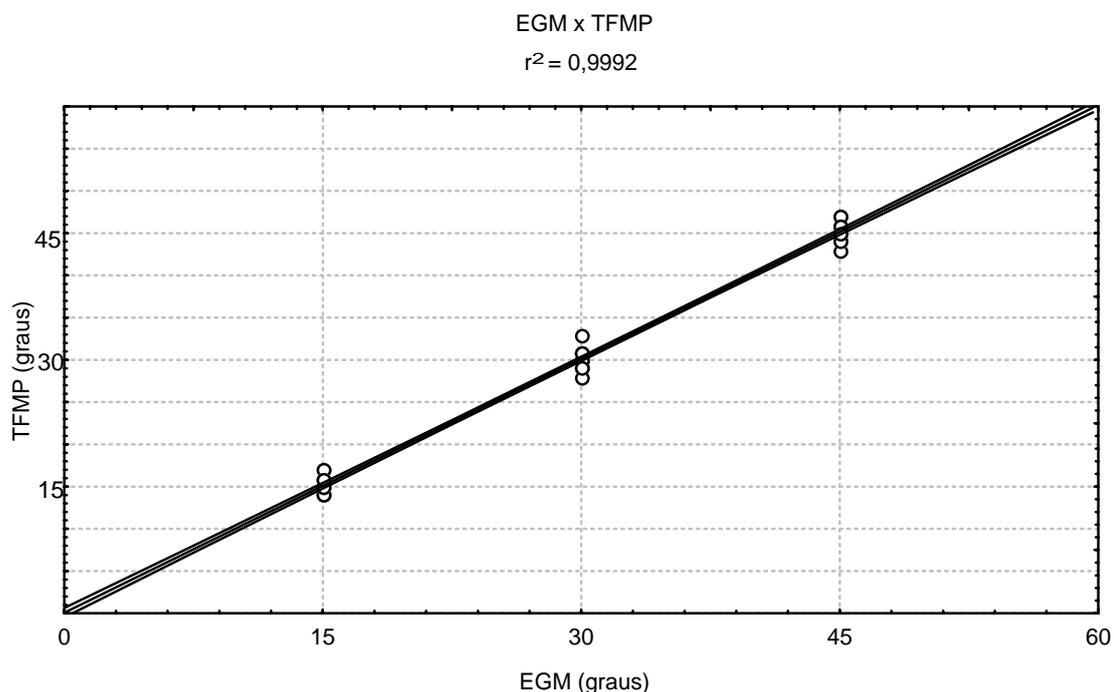


Figura 22 – Correlação entre os valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e TFMP.

A Figura 22 mostra que o coeficiente de determinação encontrado entre o eletrogoniômetro e a TFMP foi muito alto ($r^2 = 0,9992$). Ao realizar a análise da regressão obteve-se a seguinte equação: $TFMP = 1 \text{ EGM}$. Portanto, b (fator multiplicativo, inclinação da reta de regressão linear) é igual a 1, ou seja os valores são concordantes em magnitude. Dessa forma, há uma proporcionalidade entre as escalas e os valores dos dispositivos são iguais.

A Tabela 8 apresenta o índice bruto de concordância entre o eletrogoniômetro e a TFMP.

Tabela 8 – Concordância bruta dos valores medidos pelo eletrogoniômetro com os da TFMP, nos níveis de significância de 61, 62 e 63 graus.

Nível de significância	Porcentagem de concordância
61	91%
62	99%
63	100%

Na Tabela 8 observa-se a grande concordância entre os dispositivos, sendo que somente uma das setenta e cinco medidas apresentou uma diferença de três graus e não houve diferença entre os dispositivos maior do que esta. O coeficiente de correlação intra-classe entre os dispositivos (eletrogoniômetro X TFMP) foi alto ($ICC = 0,9869$). Portanto, a TFMP fornece medidas muito similares às do eletrogoniômetro.

A seguir apresenta-se os resultados da análise das faixas registradas pela TFMP, ou seja, o deslocamento angular entre as posições 0-15, 15-30 e 30-45 graus do eletrogoniômetro (15 graus do eletrogoniômetro). Essas três faixas foram denominadas 1, 2 e 3, respectivamente.

Os valores em graus da TFMP nas faixas de 0 a 15 (faixa 1), 15 a 30 (faixa 2) e 30 a 45 graus (faixa 3) do eletrogoniômetro, estão apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Valores em graus medidos pela TFMP nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro.

Faixa	\bar{X}	Min.	Max.	DP	CV
1	15	14	17	1	7%
2	15	13	16	1	7%
3	15	13	17	1	7%

Na Tabela 9 observa-se que, excepcionalmente, os valores da faixa 1 são os mesmos que os da posição 15 graus do eletrogoniômetro. Isso ocorre pois a faixa 1 do eletrogoniômetro é a mesma representada pela posição 15 graus do mesmo. Observa-se que a TFMP mediu o mesmo deslocamento angular que o eletrogoniômetro (15 graus) e a variabilidade é pequena.

Ao realizar a análise de variância (ANOVA) entre as faixas 1, 2 e 3 da TFMP encontrou-se um $p = 0,7776$. Portanto, não há diferença entre as faixas registradas pela TFMP.

A seguir, são apresentados os resultados da análise da confiabilidade paralela do Distanciômetro quando comparados ao eletrogoniômetro.

b) Eletrogoniômetro x Flexímetros

Não foi possível comparar os dados dos flexímetros com os do eletrogoniômetro, porque os flexímetros, apresentaram graves problemas de funcionamento. Nos estudos piloto realizados, os problemas foram detectados e, acreditando que os equipamentos estavam com defeito, foi solicitado ao fabricante a substituição dos flexímetros. Quando os novos equipamentos

chegaram, verificou-se que os problemas persistiam e que portanto, tratava-se de uma questão técnica dos flexímetros da marca Flexys do Instituto Code de Pesquisas.

O pêndulo do flexímetro não permanece orientado verticalmente, pois quando o sujeito realiza a flexão, o pêndulo fica preso e para saltá-lo é necessário realizar leves toques no mostrador. Portanto, a análise dos dados destes equipamentos foi inviabilizada e os dados não foram apresentados.

c) Eletrogoniômetro x Distanciômetro

Os valores em centímetros registrados pelo Distanciômetro, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro estão apresentados na Tabela 15.

Tabela 10 - Valores em centímetros medidos pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Posição	\bar{X}	Min.	Max.	DP
15	1,8	1,2	2,5	0,4
30	3,7	3,0	4,6	0,4
45	5,6	4,9	6,6	0,5

Na Tabela 10 observa-se que a magnitude dos dados do Distanciômetro, que por utilizar uma unidade diferente (cm) não pode ser comparado diretamente o eletrogoniômetro, aumentaram com o aumento da amplitude em graus, registrada pelo eletrogoniômetro. As medidas apresentaram pouca variação. A correlação entre os valores do eletrogoniômetro e Distanciômetro é apresentada na Figura 23.

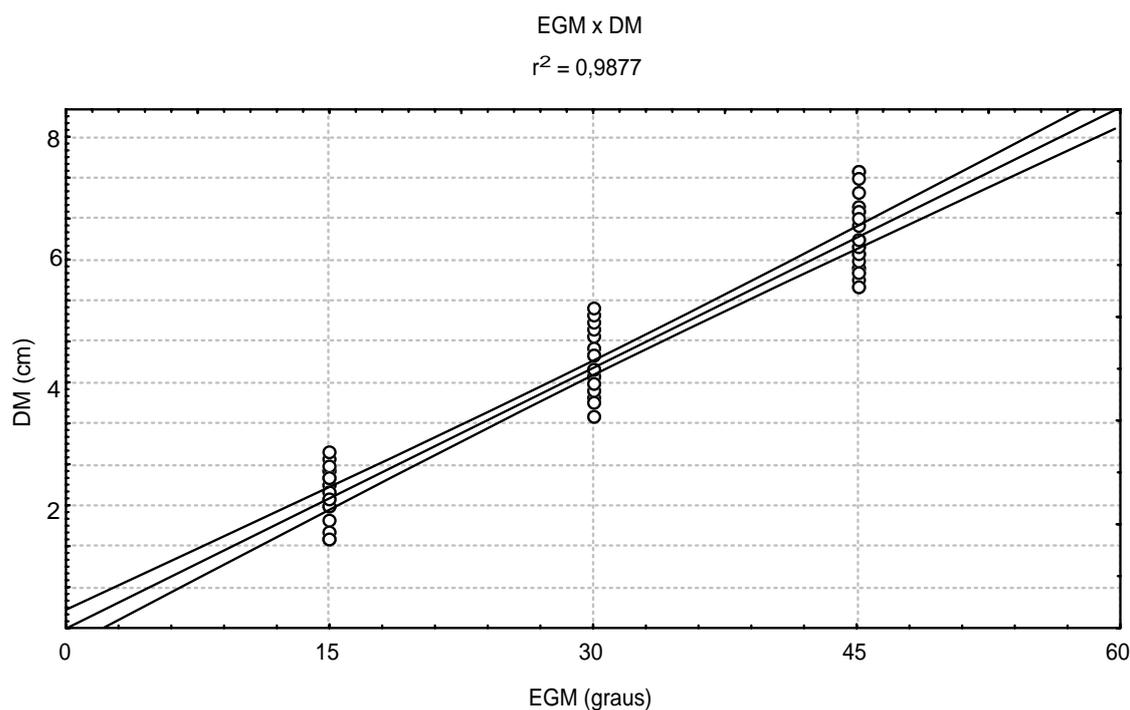


Figura 23 – Correlação entre os valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e Distanciômetro (DM).

Ao observar a Figura 23 nota-se que a variabilidade foi pequena, uma vez que os dados estão mais próximos da reta de regressão. O coeficiente de determinação ($r^2 = 0,9877$) foi muito alto.

A equação de regressão linear: $DM = 0,994 \times EGM$ mostra que é possível estimar o movimento em graus a partir da variação do comprimento. Isso só é possível porque o ajuste dos dados a reta de regressão é muito bom ($r^2 = 0,9877$, Figura 23). Todavia, a regressão não pode, neste caso, ser realizada diretamente com os dados coletados, pois as unidades utilizadas pelos dispositivos (eletrogoniômetro e Distanciômetro) não são as mesmas (graus x cm). Portanto, é necessário fazer uma transformação dos dados para que estes passem a ser referenciados a partir de uma mesma unidade.

Dessa forma, temos $DM = a + b \text{ EGM}$, onde:

$$DM = (DM - \bar{X}_{DM}) / DP_{DM} \quad \text{EGM} = (\text{EGM} - \bar{X}_{\text{EGM}}) / DP_{\text{EGM}} \quad a = 0 \quad b = 0,994$$

$$\text{Portanto: } (DM - \bar{X}_{DM}) / DP_{DM} = 0,994 \times [(\text{EGM} - \bar{X}_{\text{EGM}}) / DP_{\text{EGM}}]$$

$$\text{Dessa forma: } \text{EGM} = \bar{X}_{\text{EGM}} + \{DP_{\text{EGM}} \times [(DM - \bar{X}_{DM}) / 0,994 DP_{DM}]\}$$

$$\text{Onde: } \bar{X}_{\text{EGM}} = 30 \quad DP_{\text{EGM}} = 12,33 \quad \bar{X}_{DM} = 3,71 \quad DP_{DM} = 1,63$$

$$\text{Substituindo os valores: } \text{EGM} = 30 + \{12,33 \times [(DM - 3,71) / 1,62]\},$$

$$\text{Ou seja:} \quad \quad \quad \mathbf{\text{EGM} = 1,76 + 7,61DM}$$

Ao utilizar a fórmula obtêm-se a conversão apresentada na Tabela 11.

Tabela 11 – Estimativa dos valores em graus a partir de determinadas variações no comprimento (0,5 em 0,5 cm, de 0,5 a 6 cm).

centímetros	graus
0,5	6
1	9
1,5	13
2	17
2,5	21
3	25
3,5	28
4	32
4,5	36
5	40
5,5	44

Ao aplicar a regressão nos valores encontrados pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro, já descritos anteriormente (Tabela 15), obteve-se a Tabela 12. Dessa forma, a Tabela 12 apresenta os valores do Distanciômetro após a transformação dos dados de centímetros para graus, pela regressão proposta. Isso nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Tabela 12 - Valores em graus medidos pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro. Após aplicação da regressão encontrada.

Posição	\bar{X}	Min.	Max.	DP	CV
15	15	11	21	3	20%
30	30	25	37	3	10%
45	45	39	52	4	9%

A Tabela 12 mostra que os valores médios, em graus, do Distanciômetro, são concordantes com os valores registrados pelo eletrogoniômetro.

A Figura 24 mostra os registros em graus do eletrogoniômetro e do Distanciômetro (após a regressão) nas três posições (15, 30 e 45 graus) do eletrogoniômetro.

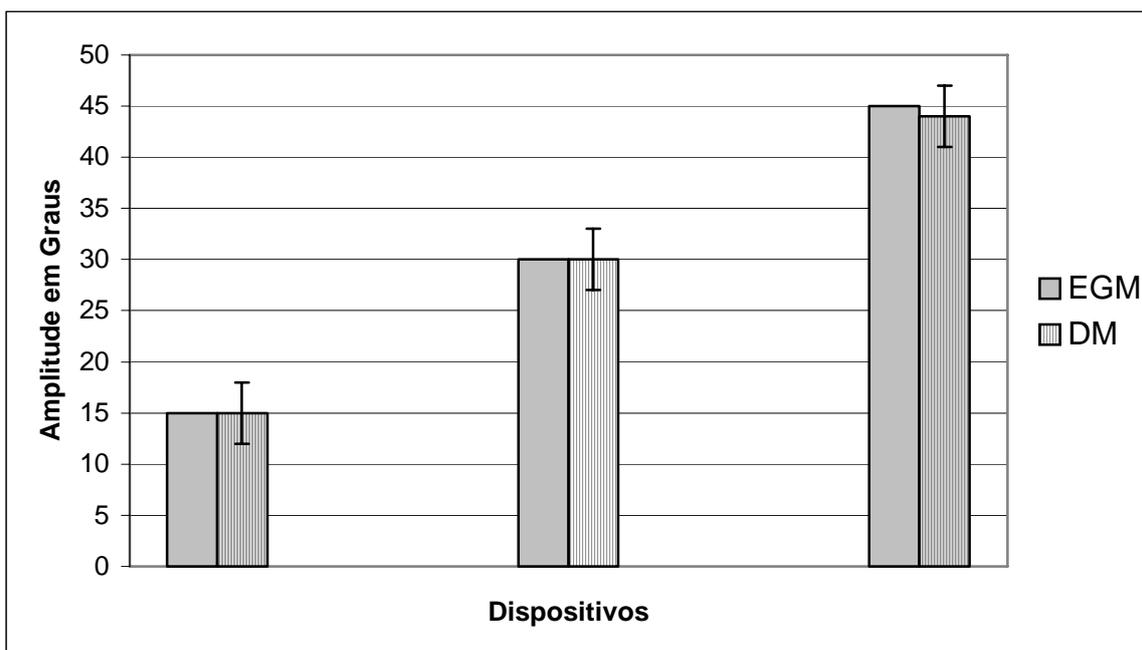


Figura 24 – Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM) e Distanciômetro (DM) após regressão.

Na Figura 24 observa-se que os dispositivos (eletrogoniômetro e Distanciômetro) apresentam suas medidas bem próximas e que a variabilidade do distanciômetro é pequena. Quando cada um dos setenta e cinco valores do Distanciômetro foram subtraídos dos do eletrogoniômetro (15, 30 e 45 graus), para medir o erro entre os dispositivos, a discordância média encontrada entre os dispositivos foi de 2,8 e 1,9 graus.

A Tabela 13 apresenta os valores de p encontrados ao aplicar o teste t entre os valores registrados pelo Distanciômetro (após regressão) e pelo eletrogoniômetro, em cada posição do eletrogoniômetro (15, 30 e 45 graus).

Tabela 13 – Valores de p encontrados ao aplicar o teste t entre as medidas do Distanciômetro (após regressão) e do eletrogoniômetro, nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

Posição	p
15	0,4660
30	0,9902
45	0,5533

Na Tabela 13 observa-se que não há diferença entre os registros do eletrogoniômetro e do Distanciômetro (após a regressão). A Tabela 14 apresenta o índice bruto de concordância entre o eletrogoniômetro e o Distanciômetro.

Tabela 14 - Concordância bruta dos valores medidos pelo eletrogoniômetro com os do Distanciômetro, nos níveis de significância de 61 a 65 graus.

Nível de significância	Porcentagem de concordância
61	32%
62	51%
63	60%
64	80%
65	89%

Na Tabela 14 observa-se que a concordância entre o eletrogoniômetro e o Distanciômetro foi alta. No nível de significância de 65 graus houve concordância

de 89% e não houve diferença entre o eletrogoniômetro e o Distanciômetro maior do que 7 graus.

O coeficiente de correlação intra-classe (ICC) encontrado entre o eletrogoniômetro e o Distanciômetro (ICC = 0,9868) foi muito próximo do encontrado entre o eletrogoniômetro e a TFMP (ICC = 0,9869).

Complementarmente a análise dos valores registrados pelo Distanciômetro nas posições 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro, realizou-se a análise das faixas registradas por este dispositivo. Os valores em centímetros, do Distanciômetro, nas faixas de 0 a 15 (faixa 1), 15 a 30 (faixa 2) e 30 a 45 graus (faixa 3) do eletrogoniômetro, estão apresentados na Tabela 15.

Tabela 15 - Valores em centímetros medidos pelo Distanciômetro nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro.

Faixa	\bar{X}	Min.	Max.	DP
1	1,8	1,2	2,5	0,4
2	1,9	1,5	2,5	0,3
3	1,9	1,3	2,4	0,3

Na Tabela 15 observa-se que a variabilidade do Distanciômetro é pequena e que nas três faixas o Distanciômetro mediu uma variação no comprimento semelhante a 2 cm (1,8, 1,9 e 1,9 cm, respectivamente). Portanto, a variação do comprimento da coluna lombar foi linear.

Da mesma forma que os valores registrados pelo Distanciômetro nas três posições do eletrogoniômetro (15, 30 e 45 graus), os valores registrados por este

dispositivo nas faixas 1, 2 e 3 do eletrogoniômetro também foram transformados pela regressão proposta e resultaram na Tabela 16.

Tabela 16 - Valores em graus medidos pelo Distanciômetro nas faixas de 0 a 15, 15 a 30 e 30 a 45 graus (faixas 1, 2 e 3, respectivamente) do eletrogoniômetro. Após aplicação da regressão encontrada.

Faixa	\bar{X}	Min.	Max.	DP	CV
1	15	11	21	3	20%
2	16	13	21	2	13%
3	16	12	20	2	13%

Ao observar a Tabela 16 nota-se que o distanciômetro mede o movimento de flexão anterior da coluna lombar de forma muito similar ao eletrogoniômetro nas três faixas.

Ao realizar a análise de variância (ANOVA) entre os dados do Distanciômetro nas faixas 1, 2 e 3, encontrou-se um $p = 0,3856$. Portanto, não há diferença entre as faixas.

Como síntese dos resultados do Estudo 3, tem-se que a TFMP é o estimador mais próximo do eletrogoniômetro e possibilita quantificar, além do movimento, a postura da coluna lombar no plano sagital (lordose lombar). A TFMP apresentou alta confiabilidade, tanto quando comparada com o eletrogoniômetro, quanto intra e inter-avaliadores. Os registros intra e inter-avaliadores da TFMP apresentaram altos níveis de concordância.

Os resultados apontam que o Distanciômetro apresentou boa confiabilidade paralela e que a variação no comprimento da coluna lombar foi linear durante o movimento de flexão anterior. Já os flexímetros, apresentaram problemas sérios de funcionamento, pois o pêndulo dos equipamentos não permanecia orientado verticalmente por ficarem presos e para saltá-los era necessário realizar leves toques no mostrador. Portanto, a análise dos dados destes equipamentos foi inviabilizada e os dados não foram apresentados.

A Figura 25 apresenta os resultados das medidas realizadas pelo eletrogoniômetro, TFMP e Distanciômetro, após a transformação (centímetros x graus) através da regressão proposta, para as amplitudes 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro.

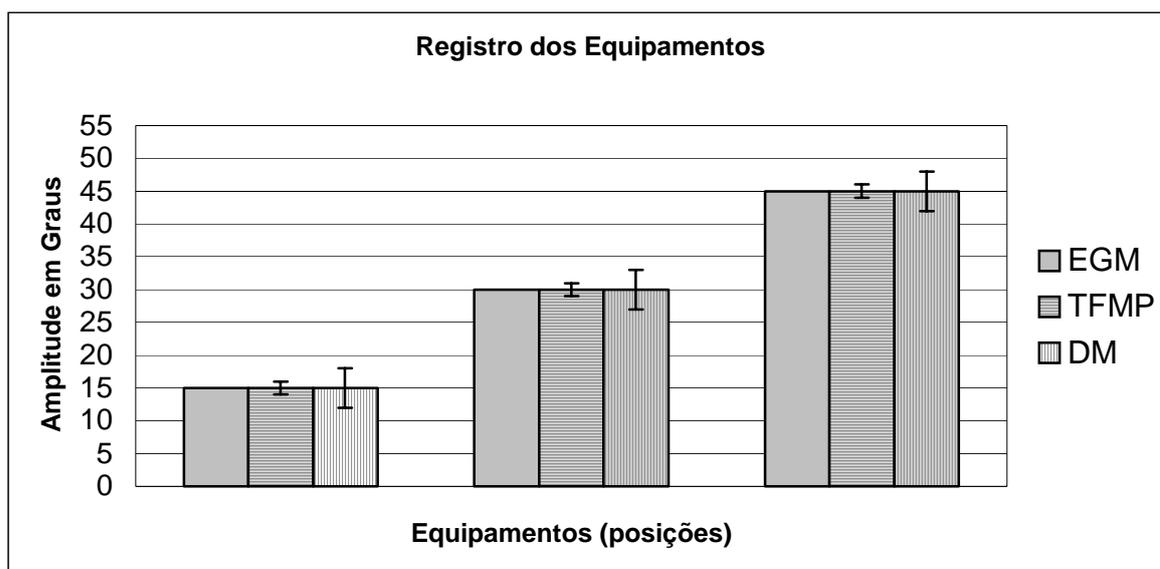


Figura 25 – Valores medidos pelo eletrogoniômetro (EGM), TFMP e Distanciômetro (DM) após regressão.

Na Figura 25 observa-se que a TFMP é o dispositivo que mais se aproximou do eletrogoniômetro. Os registros do Distanciômetro também estão próximos dos do eletrogoniômetro e apresentam uma pequena variabilidade.

A Figura 26 apresenta os valores em graus dos dispositivos (eletrogoniômetro, TFMP e Distanciômetro após regressão) nas faixas 1, 2 e 3, de 15 graus cada.

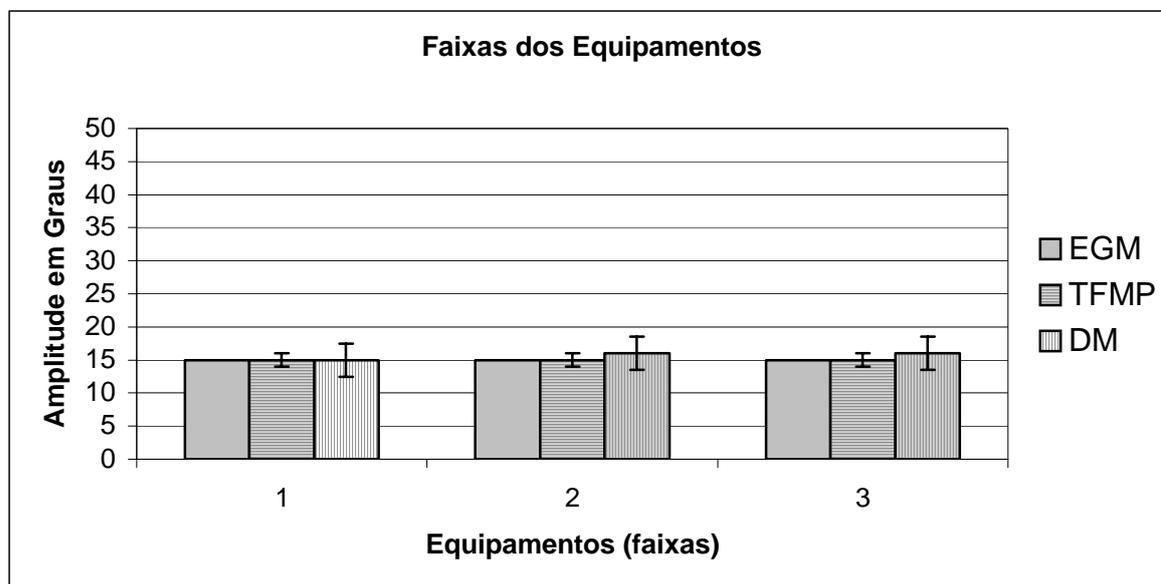


Figura 26 – Faixas medidas pelo eletrogoniômetro (EGM), TFMP e Distanciômetro (DM) após regressão.

Conforme pode-se observar na Figura 26, tanto a TFMP quanto o Distanciômetro, mediram um deslocamento angular similar ao do eletrogoniômetro (15 graus) nas três faixas. Todos os dados brutos (ângulos por posições, faixas, avaliadores A e B, e teste x reteste) estão apresentados no Anexo 5.

6. DISCUSSÃO

No que tange ao Estudo 1, os dados encontrados concordam com os de Shiratsu et al. (2000) no que diz respeito a precisão dos eletrogoniômetros, pois ambos estudos encontraram alta precisão dos sensores quando comparados ao goniômetro de alta precisão. Adicionalmente, as canaletas de acoplamento (CAs) não interferiram na medida por não mudar a orientação de um terminal do eletrogoniômetro em relação ao outro. Na verdade as CAs apenas afastaram levemente (3 mm) os terminais da pele. Portanto, as CAs podem ser utilizadas como uma forma alternativa de fixação dos eletrogoniômetros, com o intuito de minimizar as dificuldades de definição da região medida pelo sensor e de acoplamento. Isso ocorre sobretudo em situações críticas para a fixação dos sensores, como nos casos em que forem estudadas amplitudes mais extremas e/ou quando os indivíduos apresentam características antropométricas e/ou biotipos desfavoráveis ao acoplamento do eletrogoniômetro.

No Estudo 2, do total de quatorze sujeitos, sete tiveram o EGM B acoplado do lado direito e sete do lado esquerdo. Os resultados demonstraram que, apesar de os dados do EGM B, quando acoplado do lado esquerdo, terem sido ligeiramente superiores do que quando acoplado do lado direito, não houve diferença estatisticamente significativa entre os registros. Contudo, ao observar a tendência de aumento na diferença entre as mensurações com o aumento da amplitude de flexão anterior ($p = 0,623$; $0,439$ e $0,169$, respectivamente), constata-se que nas amplitudes maiores as assimetrias são mais aparentes.

É possível admitir a influência de assimetrias e/ou diferentes níveis de trofismo muscular, as quais só ficaram evidentes nas posturas mais extremas

(NISSAN et al., 1999), acarretando em resultados diferentes entre os lados de acoplamento. Excepcionalmente no Estudo 2, os eletrogoniômetros foram fixados nas regiões paravertebrais para permitir a fixação bilateral dos sensores. No caso do acoplamento único, sobre a região vertebral, que usualmente é empregada nos estudos de medidas do movimento da coluna, os problemas decorrentes de assimetrias individuais e/ou as interferências das formas de acoplamento não devem ocorrer.

Conforme esperado, devido aos achados do Estudo 1, não houve variação entre as medidas dos sensores nas posições 15 e 30 graus do EGM A no Estudo 2. Entretanto, na posição 45 graus do EGM A, houve diferença estatisticamente significativa entre os sensores.

A amplitude mais extrema (45 graus) pode ter evidenciado diferenças existentes nessas duas formas de acoplamento. Esta explicação tem como fator contributivo o decrescente valor de p encontrado entre os sensores, nas posições 15, 30 e 45 graus do EGM A ($p=0,119, p=0,069$ e $p=0,009$, respectivamente). A diferença, ou seja, o fato de a média dos valores angulares das mensurações do EGM B (46,8762,28 graus), na posição de 45 graus do EGM A ser significativamente maior do que a do EGM A (45 graus), pode estar relacionada ao fato de que o terminal fixo do EGM B foi totalmente acoplado.

O acoplamento total de um sensor rígido sobre a coluna, de maneira que o sensor fique fixado sobre uma região onde encontram-se mais de um segmento vertebral, pode repercutir na inclusão de mais de um segmento vertebral na mensuração. Como o comprimento do terminal fixo do eletrogoniômetro (54 mm) é maior do que o da CA (25 mm), e considerando que a canaleta foi posicionada na parte proximal à mola do terminal fixo do EGM A, é possível supor que a

mensuração do EGM B tenha registrado uma região da coluna vertebral ligeiramente maior ($T_{11} - S_1$) do que a mensurada pelo EGM A ($T_{12} - S_1$).

O aumento de 29 mm na região de mensuração do EGM B pode ter incluído mais um segmento à região analisada por este sensor; mesmo porque, de acordo com a Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (AAOS, 1963), as vértebras torácicas têm em média 28 mm de comprimento, embora exista uma grande variabilidade antropométrica e os valores de referência nem sempre podem ser utilizados como sendo válidos para diferentes populações. Conseqüentemente, o acréscimo de 1,87 graus na média dos valores angulares do EGM B, na posição de 45 graus do EGM A, pode ter como explicação possível a maior região medida.

No que tange à utilização das canaletas de acoplamento (CAs), ressalta-se que para utilizar as CAs é preciso demarcar os processos espinhosos que servirão como referência para a fixação. Então, o terminal fixo deve ser acoplado, sendo que a canaleta deve estar posicionada na região proximal à mola deste terminal, já com os parafusos levemente apertados. Antes de acoplar o terminal telescópico, deve-se alinhar a CA deste terminal com a demarcação cutânea feita sobre o processo espinhoso de interesse. Para tanto, deve-se deslocar a CA ao longo do terminal telescópico, assegurando que o comprimento inicial da mola esteja sendo mantido, até que a CA se alinhe com a demarcação. Por fim, fixa-se esta CA sobre a referência e aperta-se os parafusos para que o terminal telescópico não deslize dentro da canaleta durante o movimento.

Um possível questionamento a respeito da interferência das CAs nas medidas do eletrogoniômetro, pode ser relativo ao distanciamento dos terminais da pele do sujeito, resultante da interface acrílica acrescentada no sistema, o que

não ocorre quando o sensor é acoplado diretamente no sujeito sem as CAs. Esse distanciamento, o qual corresponde à 3 mm, não interfere na medida, pois os dados são relativos à orientação dos terminais. Portanto, desde que esta orientação não sofra interferência, o registro será fidedigno, fato este comprovado pelo Estudo 1. Dessa forma, o distanciamento não repercute em imprecisão da medida pois o alinhamento dos terminais não é alterado, apenas ligeiramente deslocado com preservação da orientação do sensor.

As formas de acoplamento utilizadas no Estudo 2 e a rigorosa seleção dos sujeitos, os quais não apresentam alterações posturais significativas e nem obesidade ($IMC=22,4961,84\text{Kg/m}^2$), são a provável razão pela qual os resultados encontrados foram mais positivos que os de Padula et al. (2001). Isso porque naquele estudo foi utilizado o acoplamento total do sensor sem a utilização das canaletas de acoplamento. Adicionalmente, no estudo anteriormente citado, os sujeitos selecionados apresentavam alterações posturais. A escolha destes sujeitos foi proposital, pois o intuito era justamente verificar a existência ou não de problemas de acoplamento em indivíduos que apresentassem alterações posturais como a hiperlordose e em indivíduos obesos.

Tanto a utilização das canaletas de acoplamento, quanto o acoplamento do terço distal do terminal telescópico do EGM B, repercutiram na diminuição da área de fixação dos sensores em relação a quando todo o sensor é fixado. Esta diminuição da área permitiu a definição mais precisa da região que os eletrogoniômetros medem. Por isso, presume-se que as possíveis interferências, decorrentes da movimentação de outros níveis vertebrais que não os analisados, tenham sido diminuídas, contribuindo para aumentar a precisão das medidas.

Como no Estudo 2 não foi utilizado o acoplamento total do terminal telescópico do eletrogoniômetro, não existem dados quantitativos sobre as possíveis influências das formas alternativas de acoplamento propostas em comparação à fixação de toda a extensão dos terminais, conforme recomendado pelo manual (BIOMETRICS, 1997). Portanto são necessários novos estudos. Entretanto, a experiência na utilização das diferentes formas de acoplamento, indica que as formas alternativas apresentadas são, ao menos qualitativamente, melhores no que diz respeito ao não descolamento dos sensores.

No que tange às recomendações do fabricante, elas foram modificadas da versão do manual do eletrogoniômetro utilizado nesta pesquisa (BIOMETRICS, 1997), para a versão mais atualizada (BIOMETRICS, 1999), de forma que o procedimento de acoplamento superior do terminal fixo, utilizado neste estudo (Figura 5), foi modificado para acoplamento inferior. É possível que, devido à alteração da área de fixação, a inversão da orientação do terminal ocasione variações nas medidas e, portanto, deve ser melhor investigada.

O procedimento preconizado pelo manual de 1997, contrariamente ao do manual de 1999, orienta para que o terminal telescópico, que é o mais longo (120 mm, Figura 3), seja acoplado sobre a região sacral, que não possui movimentação entre seus segmentos vertebrais (S_1 , S_2 , S_3 e S_4). Possivelmente essa mudança de orientação entre os manuais procure melhorar a interface entre sensor/sujeito, mas isso não é discutido. Portanto, as repercussões da mudança na posição do terminal telescópico devem ser cuidadosamente estudadas.

Tendo finalizado a discussão dos Estudos 1 e 2, passamos a transcorrer sobre os resultados encontrados no Estudo 3. Os estudos relativos à precisão do eletrogoniômetro quando comparado ao goniômetro de alta precisão (Estudos 1)

e sobre a utilidade da canaleta de acoplamento (Estudos 2) demonstraram, respectivamente, que o eletrogoniômetro é um dispositivo preciso e que as canaletas de acoplamento possibilitam uma fixação adequada do sensor. Essas razões justificaram a utilização do eletrogoniômetro (EGM) com as canaletas de acoplamento como o dispositivo de referência para avaliar a confiabilidade da Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP), dos flexímetros (FLMs) e do Distanciômetro (DM).

De acordo com Sim & Arnell (1993) confiabilidade é a consistência de uma medida ou sua reprodutibilidade pelo mesmo avaliador, por diferentes avaliadores ou por diferentes instrumentos. Por isso, classificou-se o Estudo 3 como uma pesquisa de confiabilidade. Embora, o delineamento experimental tenha sido desenvolvido à semelhança de um estudo de validade critério-relacionada. Contudo, para analisar a validade critério-relacionada de um dispositivo ou teste é necessário comparar os dados fornecidos pelo mesmo com os disponibilizados por um dispositivo ou teste previamente validado (Rothstein, 1985).

Estudos adicionais devem ser realizados para avaliar a validade das medidas do movimento da coluna vertebral feitas com o eletrogoniômetro e é por esta razão que nos referimos a confiabilidade e não validade.

A pesquisa da validade dos dispositivos de mensuração do movimento da coluna lombar poderia ser realizada comparando os dados, neste caso registrados pelo eletrogoniômetro, com medidas radiográficas (MAYER et al., 1995). Segundo Tillotson & Burton (1991), a comparação com radiografias é o único procedimento de validação atualmente disponível para métodos não invasivos de avaliação do movimento da coluna vertebral.

Sim & Arnell (1993) utilizam os seguintes exemplos para diferenciar a confiabilidade da validade: quando num alvo as marcas de tiros estão próximas umas das outras, mas distantes da “mosca” (centro do alvo), existe confiabilidade mas não validade. Quando as marcas estão relativamente próximas da “mosca”, mas um pouco distantes umas das outras, existe alguma validade mas pouca confiabilidade. Por fim, quando as marcas estão próximas da “mosca” e umas das outras, existe validade e confiabilidade.

Num outro exemplo, os autores utilizam uma balança para ilustrar a relação. Quando um indivíduo sobe repetidas vezes na mesma balança, o peso (que na verdade é a massa do sujeito) indicado é sempre o mesmo (70 Kg). No entanto o indivíduo “pesa” 75 Kg. Neste caso a balança é confiável (reproduz suas mensurações), mas não é válida (pois subestima o peso). Dessa forma, confiabilidade não pré-supõe validade, mas só há validade na presença de confiabilidade. A validade e a confiabilidade são também denominadas acuracidade e precisão, respectivamente (MAYER et al., 1997).

No levantamento bibliográfico realizado, não foi encontrado nenhum estudo sobre a validade critério-relacionada do eletrogoniômetro. Embora o Estudo 1 tenha mostrado que o eletrogoniômetro é um instrumento preciso, quando o mesmo é acoplado na coluna existem diversas variáveis que passam a atuar no sistema, às quais não estavam presentes quando o eletrogoniômetro foi fixado no goniômetro de alta precisão.

Dentre as variáveis atuantes estão possíveis deslizamentos da pele sobre as estruturas ósseas, erro na identificação do nível vertebral, deslocamento do eixo de movimento durante a flexão anterior da coluna lombar, existência de múltiplas articulações poliaxiais entre os sensores e distanciamento dos sensores

devido ao aumento relativo do comprimento da coluna lombar durante o movimento (NITSCHKE et al., 1999). Por todas essas razões é que caracteriza-se o estudo como de confiabilidade dos dispositivos. Ressalta-se que, segundo Kerlinger in Rothstein (1985), “...alta confiabilidade não é garantia de bons resultados científicos, mas não podem haver bons resultados científicos sem confiabilidade”.

De acordo com Sim e Arnell (1993), o contexto em que uma medida será utilizada define qual aspecto é mais importante a ser considerado (confiabilidade ou validade). Dessa maneira, se por exemplo, pretende-se avaliar a eficácia de determinado tratamento na amplitude de movimento da coluna lombar, a confiabilidade do dispositivo pode ser o principal quesito na escolha do equipamento a ser utilizado. Por outro lado, se a postura absoluta da coluna lombar (grau da lordose lombar) é o objeto de interesse, a validade do dispositivo poderá ser o primordial aspecto a ser considerado.

A amostra do Estudo 3 foi constituída por indivíduos normais. Novos estudos devem ser realizados para avaliar se os achados são consistentes quando os indivíduos apresentam alterações posturais, lombalgia e/ou distintas características antropométricas.

A análise da confiabilidade intra e inter-avaliadores da TFMP mostrou que esta técnica apresenta alta confiabilidade para ambos aspectos analisados. Isso pode ser explicado pelo alto grau de precisão do software utilizado para realização dos traçados sobre as fotos (Auto-Cad 2000) e pela qualidade das fotos realizadas com a câmera digital. Apesar de que para realizar o traçado sobre as fotos, a foto foi aumentada utilizando o zoom do AutoCad 2000 e isso pode distorcer a imagem e afetar as medidas, os resultados encontrados indicam

que essa possível fonte de erro foi desprezível. Dessa forma, embora seja possível que um pesquisador ou fisioterapeuta clínico faça os traçados sobre fotos reveladas e meça os ângulos com um transferidor, a confiabilidade pode diminuir caso os métodos de análise descritos não sejam criteriosamente respeitados.

A confiabilidade, ou seja a consistência na medida quando as condições são mantidas constantes (Rothstein, 1985), independentemente do instrumento utilizado, depende primordialmente da criteriosa preparação para a coleta dos dados e da capacitação técnica e treinamento do avaliador. Portanto, os métodos de coleta de dados devem ser criteriosos para que se tenha dados fidedignos.

Os resultados da análise da confiabilidade intra-avaliador (erro médio entre os testes de $0,57 \pm 0,57$ graus) foram ligeiramente melhores do que os da confiabilidade inter-avaliadores (erro médio entre os avaliadores de $0,77 \pm 0,71$ graus). Este fato é consistente com a exposição teórica de Miller in Rothstein (1985) que afirma que a confiabilidade intra-avaliador deveria ser maior do que a inter-avaliadores, uma vez que acredita-se que uma pessoa seja capaz de reproduzir melhor seu próprio método de medida do que o método de uma outra pessoa.

Avaliou-se a confiabilidade intra e inter-avaliadores da TFMP para verificar, respectivamente, a consistência ao longo do tempo e a reprodutibilidade dos valores angulares mensurados nas fotos digitais. O mesmo procedimento não foi realizado com os demais dispositivos avaliados (flexímetros - FLMs e Distanciômetro - DM) pois os dados dos FLMs são registrados a partir do fornecido pelo leitor deste dispositivo, assim como no caso do DM. Em outras palavras, para se obter o dado registrado pelos FLMs e DM basta ler o mostrador

destes dispositivos. Portanto, espera-se que não haja erro associado com falta de consistência ao longo do tempo ou reprodutibilidade da medida, isso quando analisa-se um mesmo evento (o mesmo movimento).

Para avaliar a confiabilidade intra-avaliadores dos flexímetros e do Distanciômetro, seria necessário coletar os dados de duas flexões anteriores do tronco consecutivas, realizadas pelo mesmo sujeito e os resultados da segunda coleta deveriam reproduzir os da primeira. Contudo, poderia haver inconsistência do próprio sujeito em análise, de forma que o primeiro movimento poderia influenciar no segundo, devido por exemplo ao alongamento de estruturas anatômicas. Isso não era o enfoque deste trabalho, embora vários estudos o tenham feito.

Dillard et al. (1991) compararam as medidas do movimento da coluna lombar captadas por um *Isostation* (equipamento similar a um exoesqueleto que utiliza potenciômetros para medir o movimento do tronco tridimensionalmente) e por flexímetros. As medidas de um primeiro movimento foram contrapostas às de um segundo movimento para analisar a reprodutibilidade dos equipamentos. Nenhum dos dois dispositivos apresentaram boa reprodutibilidade ($r^2 = 0,034$ e $r^2 = 0,621$, respectivamente) para as medidas do movimento de flexão anterior da coluna lombar.

Miller et al. (1992) avaliaram a confiabilidade inter-avaliadores do método de Schober modificado. Dois avaliadores mediram a flexão anterior da coluna lombar por este método e o coeficiente de correlação de Pearson (r) encontrado foi de 0,71. Os autores concluíram que este método possui baixa confiabilidade inter-avaliadores.

Nitschke et al. (1999) avaliaram a confiabilidade intra e inter-avaliadores dos flexímetros e do goniômetro de braços longos para quantificar a amplitude de movimento da coluna lombar. Os autores encontraram baixa confiabilidade, tanto para os flexímetros, quanto para o goniômetro de braços longos. Os resultados da análise da confiabilidade intra-avaliadores foram: coeficiente de correlação de Pearson (r) e coeficiente de correlação intra-classe (ICC) = 0,90, e erro médio entre os testes de 8,00 graus. Já os resultados na análise da confiabilidade inter-avaliadores foram: coeficiente de correlação de Pearson (r) = 0,67, coeficiente de correlação intra-classe (ICC) = 0,52, e erro médio entre os avaliadores de 14,16 graus. O estudo concluiu que podem haver erros na determinação da disfunção dos pacientes quando estes dispositivos são utilizados. Sendo que estes são os instrumentos indicados pelos guias da Associação Médica Americana para medir a amplitude de movimento da coluna lombar (AMA, 1987 e AMA, 1993).

Rondinelli et al. (1993), também estudaram a confiabilidade inter-avaliadores dos flexímetros e, da mesma forma que o estudo anterior, encontraram um grande erro médio entre os avaliadores (10,5 graus). Contudo, os resultados dos estudos acima mencionados devem ser considerados com cautela pois não há como diferenciar se a fonte de erro foi o instrumento utilizado ou uma variação na amplitude de movimento entre os testes pois dois movimentos consecutivos foram realizados e, portanto, os autores podem estar comparando diferentes eventos como se fossem o mesmo.

O estudo de Mayer et al. (1995) pesquisou a confiabilidade intra e inter-avaliadores, inter-sujeitos e inter-dispositivos de mensuração do movimento da coluna lombar no plano sagital. O objetivo foi avaliar qual a origem das variações nas medidas, ou seja, se as diferenças eram decorrentes de inconsistência dos

avaliadores ao longo do tempo, entre os avaliadores, entre os sujeitos ou entre os dispositivos. Os equipamentos avaliados foram um flexímetro, um cifômetro e um flexímetro elétrico. Os autores encontraram uma baixa confiabilidade inter-avaliadores (erro médio de 7,9 graus entre os avaliadores), que foi considerada como a maior fonte de variação nas medidas. Os achados foram explicados pela variabilidade entre os avaliadores na identificação das referências anatômicas. No que tange a este aspecto, o estudo de Chen & Lee (1997) identificou um erro de 0,5 cm em 10% das demarcações cutâneas dos processos espinhosos das vértebras lombares. Isso quando as demarcações foram realizadas por um cirurgião ortopédico com 10 anos de experiência.

Segundo Chaffin et al. (1972) os marcadores perpendiculares fornecem boas indicações da orientação vertebral interna. Dessa forma, os dados da TFMP na posição neutra propiciam uma estimativa da lordose lombar que não é fornecida por outros métodos não invasivos.

A média do grau de lordose lombar na posição neutra foi de 41 ± 7 graus. Esses resultados estão de acordo com os achados radiográficos de Stagnara et al. (1982) e de Walsh & Breen (1995). Já o trabalho de Chen & Lee (1997), que avaliou uma amostra de dezesseis indivíduos normais, encontrou uma lordose lombar, medida radiograficamente entre as vértebras L₁ e S₁, de $47,3 \pm 9,6$ graus.

Chernukha et al. (1998) estudaram o ângulo e o desenvolvimento da lordose lombar em 199 indivíduos normais, com idade entre 1 e 30 anos. Os autores compararam o método de Cobb com o método de avaliação radiológica tangencial (TRALL), que foi proposto pelos autores neste estudo. O método de TRALL mede radiograficamente a lordose lombar traçando-se uma linha curva sobre a parede anterior do canal medular. Então, dois pontos são demarcados

sobre essa linha: um na margem postero-superior do corpo vertebral de L₁ e outro sobre a margem postero-inferior de S₂. Um terceiro ponto é demarcado sobre a linha do canal medular, no ponto que apresenta a maior distância perpendicular em relação à linha que une os pontos de L₁ e S₂. O ângulo é medido entre a linha que une o primeiro ao terceiro ponto e a linha que une o segundo ao terceiro ponto. Encontrou-se uma lordose lombar de $47,15 \pm 7,39$ graus pelo método TRALL, e de $52,58 \pm 11,58$ graus pelo método de Cobb. A variabilidade, dentro do padrão de normalidade, do grau de lordose lombar encontrada foi de 8 a 16 graus. Os autores concluíram que o método TRALL é mais confiável e tem menor variabilidade do que o método de Cobb.

Os resultados destes estudos, apresentam médias maiores do que o do presente estudo, provavelmente devido as distintas características das amostras, sendo que Chen & Lee (1997) avaliaram indivíduos orientais e Chernukha et al. (1998) utilizou uma maior amostra com indivíduos de ambos os sexos e diferentes idades.

Neste trabalho, as mensurações realizadas pela TFMP foram as que apresentaram maior confiabilidade em relação as do eletrogoniômetro (erro médio entre os dispositivos de $0,6$ a $0,7$ graus e CV de 2 a 7%). Este achado pode ser compreendido pelo fato de que tanto o eletrogoniômetro quanto os Marcadores Perpendiculares (utilizados para fazer os traçados sobre as fotos) foram posicionados sobre os mesmos níveis vertebrais, fato este garantido pela utilização das Canaletas de Acoplamento. Adicionalmente, as técnicas em questão (eletrogoniometria e TFMP) utilizam a mesma unidade de medida (ângulos). De fato, a TFMP foi desenvolvida com base na forma de aquisição de dados utilizada pelo eletrogoniômetro, explícita no manual (BIOMETRICS, 1997);

a qual ressalta que os ângulos são relativos à orientação dos terminais em um plano.

Chen & Lee (1997) utilizaram um método não invasivo, similar a TFMP, para medir o ângulo lombossacro ($T_1 - S_1$) e das vértebras lombares em relação à horizontal. Dezesesseis sujeitos, com idade entre 24 e 41 anos, foram filmados e radiografados. O estudo comparou os ângulos dos marcadores perpendiculares (chamados de marcadores rígidos) com os ângulos vertebrais traçados nas radiografias, ou seja, o ângulo entre o marcador e entre o corpo vertebral, respectivamente, e a horizontal. As comparações foram feitas nas posições 0, 30, 60 e 90 graus de flexão anterior do tronco, sendo que a posição zero graus foi a neutra. Os resultados do teste *t* pareado mostraram diferenças significativas entre o ângulo vertebral medido diretamente nas radiografias e o ângulo medido pelos marcadores, nos níveis vertebrais de L_5 e S_1 ($p < 0,05$). Os autores calcularam as regressões lineares para os ângulos vertebrais de L_1 , L_3 , L_5 e S_1 , com os seguintes valores de r^2 : 0,97; 0,98; 0,91 e 0,92, respectivamente. Após a aplicação da regressão encontrada, não houve diferença entre os ângulos medidos. Os autores concluíram que a utilização de marcadores perpendiculares, com as correções, pode ser um método simples, válido e não invasivo para avaliar a orientação vertebral lombar no plano sagital.

A TFMP parece, portanto, ser uma técnica de quantificação do movimento de flexão anterior da coluna lombar no plano sagital simples e tão boa quanto a eletrogoniometria para o registro de posições estáticas, além de ser mais viável economicamente. A técnica pode ser utilizada para avaliar a amplitude do movimento de flexão anterior da coluna lombar para comparar situações diferentes ou, em dois momentos; por exemplo, antes e após “n” sessões de

fisioterapia. Dessa forma, uma das utilizações desta técnica é a quantificação da amplitude total de movimento de um indivíduo, para fins de avaliação da disfunção e / ou análise da eficácia do tratamento. Outra aplicação seria para avaliar a influência de uma intervenção ergonômica na amplitude do movimento de flexão anterior da coluna lombar.

Ainda sobre a TFMP, os resultados dão indícios de que esta técnica pode ser utilizada para medir outras regiões da coluna vertebral ou até mesmo da coluna como um todo. Incluindo a contribuição e o comportamento das diversas regiões da coluna vertebral durante o movimento. Portanto, esta técnica possibilita a realização de diversos outros estudos sobre o movimento da coluna vertebral no plano sagital, uma vez que os marcadores perpendiculares podem ser posicionados sobre quaisquer processos espinhosos e até mesmo sobre outras referências anatômicas.

A TFMP permite ainda quantificar a postura, ou seja, a lordose lombar na posição neutra. Portanto, ela possibilita a criação de bancos de dados sobre a postura lombar (lordose) e possivelmente sobre a postura de outras regiões da coluna vertebral. Dessa forma, são necessários novos estudos para estabelecer a validade da TFMP e os parâmetros de normalidade de movimento e postura para diferentes populações (homens, mulheres, diferentes idades, quadros clínicos, etc).

Uma crítica à TFMP é que, por ser uma técnica estática e só permitir mensurações em um plano, ela não possibilita a avaliação de atividades dinâmicas. Portanto, são necessários estudos futuros para viabilizar que esta técnica possa vir a ser utilizada para análises dinâmicas tridimensionais.

No que diz respeito aos flexímetros, o ponteiro destes equipamentos, que deveria funcionar como um pêndulo, ficava preso e conseqüentemente ocorria uma subestimação da amplitude de movimento. Ao observar este comportamento, leves toques tinham de ser realizados no mostrador para que o ponteiro se “soltasse” e a medida pudesse ser realizada. Esse procedimento incluiu uma interferência externa nas medidas e por isso os dados não puderam ser utilizados.

Outro problema dos flexímetros utilizados é a possibilidade deles medirem uma região diferente da do eletrogoniômetro. Isso é questionado pelo fato de que os flexímetros são posicionados sobre a linha média axilar em alinhamento horizontal com os segmentos vertebrais em questão (T_{12} e S_1), e não diretamente sobre os processos espinhosos das vértebras. Portanto, é possível que haja uma influência da caixa torácica e etc. Por isso, os flexímetros utilizados (flexímetros Flexys do Instituto Code de Pesquisas), da forma com que são fabricados atualmente, não são bons equipamentos para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar, aliás, devido aos problemas encontrados, estes equipamentos não deveriam ser utilizados em nenhuma situação, por introduzir erros na medida.

Ressalta-se que os flexímetros utilizados neste estudo diferem da maioria dos equipamentos com o mesmo nome, ou chamados inclinômetros, pois os utilizados neste estudo são acoplados na linha médio axilar dos sujeitos. Já os outros flexímetros ou inclinômetros são posicionados diretamente sobre a coluna vertebral. Estes fatos devem ser levados em consideração e os comentários realizados neste estudo são referentes aos flexímetros Flexys do Instituto Code de Pesquisas (Guarulhos – SP, Brasil). O estudo de Mayer et al. (1997) mostrou que o flexímetro elétrico Cybex EDI – 320 (Lumex, Ronkoma, NY) é um

dispositivo confiável e que a maior fonte de erros nas medidas deste aparelho é decorrente do grau de treinamento dos avaliadores que utilizam o equipamento. Dessa forma, a confiabilidade de um dispositivo depende do seu tipo, marca e fabricante. Portanto, já que a Associação Médica Americana recomenda o uso desses equipamentos para as medidas de movimento da coluna vertebral, parece prudente que as diferenças entre equipamentos sejam melhor conhecidas e consideradas na escolha ou indicação dos mesmos.

De acordo com Miller et al. (1992) a flexímetria, como um método para avaliação do movimento de flexão anterior da coluna lombar, está longe de ser uma técnica perfeita. Tillotson & Burton (1991) avaliaram a confiabilidade e a validade dos flexímetros e da técnica do flexicurve para medir o movimento da coluna lombar no plano sagital. Os autores afirmaram que o uso isolado do coeficiente de correlação de Pearson (r) pode fornecer informações incorretas, o que também foi observado no estudo de Mayer et al. (1997) e no presente estudo. Os resultados encontrados foram de um erro de 3 a 4 graus entre os testes do flexicurve (confiabilidade intra-avaliador) e de até 6 graus entre o flexicurve e medidas radiográficas. Adicionalmente, os autores relataram que o posicionamento dos marcadores externos coincidiu com os processos espinhosos dos segmentos vertebrais analisados (T_{12} , L_4 e S_2). A conclusão do estudo foi de que o flexicurve é mais confiável do que os flexímetros.

Os flexímetros foram originalmente propostos para medir o movimento das articulações dos membros superiores, membros inferiores e da coluna. Um estudo da confiabilidade deste dispositivo foi realizado em uma amostra de 120 sujeitos, jovens e normais. Os coeficientes de correlação encontrados ao comparar os flexímetros com um goniômetro universal, variaram entre 0,913 e 0,996 e

considerou-se este dispositivo como sendo confiável (LEIGHTON, 1955). Esta afirmação deve ser reavaliada no atual contexto metodológico da Fisioterapia, pois atualmente a rigidez para avaliação da confiabilidade dos dispositivos é maior devido ao desenvolvimento tecnológico alcançado, além de que o autor só utilizou o coeficiente de correlação de Pearson para avaliar seus resultados, o que pode levar a conclusões erradas, conforme citado anteriormente (TILLOTSON & BURTON, 1991; MAYER et al., 1997).

Embora os resultados do Estudo 3 tenham mostrado ser possível estimar a amplitude de movimento em graus a partir da variação do comprimento registrada pelo Distanciômetro, os valores da relação encontrada neste estudo ($EGM = 1,76 + 7,61DM$) só são válidos para indivíduos que apresentem características antropométricas semelhantes as dos indivíduos da amostra deste estudo. Para indivíduos com características antropométricas muito diferentes, a equação deve ser recalculada. Adicionalmente, ressaltamos que existe a necessidade de aprimoramento técnico do dispositivo (DM) uma vez que o estudo foi realizado com um protótipo.

Nenhum estudo que utilizasse um equipamento similar ao Distanciômetro foi encontrado na literatura consultada. Também não foram encontrados estudos que aplicassem uma regressão linear para transformação das mensurações de centímetros para graus. Apesar do ineditismo deste estudo, ou até por isso mesmo, estes fatos limitaram a contraposição dos resultados encontrados com os de outros estudos. Dessa forma, sugere-se a realização de novos trabalhos com esta metodologia e instrumental.

O método de Schober, em suas três versões: original (SCHOBBER, 1937), modificado (MILLER et al., 1992) e modificado-modificado (WILLIAMS et al.,

1993), é arbitrário pois utiliza demarcações que distam 10 ou 15 cm da junção lombossacra, desconsiderando a variabilidade antropométrica dos indivíduos. Já o Distanciômetro, é acoplado nos níveis vertebrais de T₁₂ e S₁, avaliando o movimento de toda a coluna lombar, que está em torno de aproximadamente 15 cm (WILLIAMS et al., 1993). Dessa forma, acredita-se que a utilização dos processos espinhosos de T₁₂ e S₁ seja um procedimento mais fidedigno de avaliação, já que o comprimento da coluna lombar não é nem subestimado, nem superestimado.

Gill et al. (1988) avaliaram a confiabilidade de quatro métodos clínicos utilizados para quantificar o movimento da coluna lombar, sendo estes: uma técnica fotométrica, o método modificado de Schober, a técnica do duplo flexímetro e o método dedo ao chão. Os autores concluíram que o método modificado de Schober foi o que apresentou maior confiabilidade (CV = 1%) e que a técnica do duplo flexímetro demonstrou-se questionavelmente reprodutível e confiável (CV = 9,3% para o flexímetro inferior e 33,9% para o superior). Estes resultados estão de acordo com o presente estudo. Já em contraposição aos achados deste estudo, a técnica fotométrica, utilizada no estudo de Gill et al. (1988), apresentada na introdução, não apresentou alta confiabilidade (CV = 6,0%) para quantificação da flexão anterior da coluna lombar. Os autores sugeriram o acréscimo de marcadores ao longo da coluna lombar para melhorar a confiabilidade do método. Essas sugestões foram levadas em consideração na elaboração da TFMP e possivelmente explicam os melhores resultados obtidos no presente estudo.

A reprodutibilidade das medidas dos flexímetros e do método de Schober modificado-modificado foi também analisada por Williams et al. (1993). Os autores

encontraram um coeficientes de correlação intra-classe (ICC) de 0,72 e 0,60, respectivamente. De acordo com a conclusão do estudo, o método de Schober modificado-modificado é mais reprodutível e o método do duplo flexímetro apresenta confiabilidade questionável, sendo que este método necessita de aprimoramento e novos estudos. Afirmações que corroboram com os achados do presente estudo.

O Distanciômetro mostrou-se fácil de ser utilizado. De acordo com Miller in Rothstein (1985), uma medida precisa ser prática e facilmente obtida para ter utilidade clínica. Contudo, o autor acrescenta que as medidas só fornecem informações relevantes se forem confiáveis. Este estudo encontrou bons resultados para a confiabilidade paralela do Distanciômetro em relação ao eletrogoniômetro. Após a transformação dos dados de centímetros para graus, o erro médio encontrado entre o Distanciômetro e o eletrogoniômetro foi de $2,8 \pm 1,9$ graus. Esse erro aproxima-se do máximo aceito pelos fabricantes do eletrogoniômetro, que é de 3 graus (BIOMETRICS, 1997).

Os resultados mostram que os erros das mensurações da TFMP ($0,60 \pm 0,70$ graus) e do Distanciômetro ($2,8 \pm 1,9$ graus) foram pequenos. Menores do que o limite de 5 graus, proposto pelo Guia da Associação Médica Americana (AMA, 1993), para considerar confiável um dispositivo. As medidas do erro entre o teste e reteste, e entre os avaliadores da TFMP ($0,57 \pm 0,57$ graus e $0,77 \pm 0,71$ graus, respectivamente) também foram menores do que o limite. Já o erro encontrado entre os flexímetros e o eletrogoniômetro ($7,6 \pm 4,9$ graus) foi bem maior, e encontra-se acima do limite proposto. Portanto, os Flexímetros não podem ser considerados como um dispositivo confiável.

7. ESTUDOS FUTUROS

- Avaliar a utilidade das Canaletas de Acoplamento para melhorar o acoplamento do eletrogoniômetro em indivíduos com alterações posturais e/ou obesos.
- Comparar a fixação do eletrogoniômetro utilizando as Canaletas de Acoplamento, com a fixação de toda a extensão de ambos terminais (fixo e telescópico) do equipamento.
- Comparar o acoplamento superior do terminal fixo do eletrogoniômetro com o acoplamento inferior (procedimentos sugeridos, respectivamente, nos manuais da Biometrics de 1997 e 1999).
- Avaliar radiologicamente a validade das medidas do movimento da coluna vertebral realizadas pelo eletrogoniômetro.
- Estudar possíveis fontes de erro, decorrentes do processo de identificação dos referenciais anatômicos e fixação dos marcadores perpendiculares, bem como do Distanciômetro (confiabilidade intra e inter-avaliadores dos procedimentos gerais de preparo dos sujeitos).
- Aprimorar a TFMP para possibilitar análises dinâmicas e tridimensionais.
- Aprimorar tecnicamente o Distanciômetro e encaminhar o processo de patente do equipamento.
- Avaliar se a regressão proposta ($DM \text{ em graus} = 1,76 + 7,61 DM \text{ em centímetros}$) para transformar os dados do Distanciômetro de centímetros para graus, é aplicável ao avaliar indivíduos com características antropométricas diferentes das dos sujeitos deste estudo.

8. CONCLUSÕES

Os eletrogoniômetros (EGMs) utilizados nesta pesquisa são precisos e as canaletas de acoplamentos (CAs), que foram desenvolvidas e estão sendo propostas por este estudo, não apenas não interferiram nas medidas fornecidas por este equipamento (Estudo 1), mas também permitiram melhor interface entre equipamento e sujeito (Estudo 2). Quando os eletrogoniômetros foram acoplados paralelamente sobre a musculatura paravertebral lombar não houve diferença estatisticamente significativa entre os dados quando o eletrogoniômetro foi acoplado sobre a musculatura paravertebral direita ou esquerda, entretanto, houve diferença significativa entre as medidas dos eletrogoniômetros com e sem as CAs (EGM A e EGM B, respectivamente), na posição de 45 graus. A diferença pode estar relacionada com assimetrias individuais, exacerbadas nas maiores amplitudes e/ou com interferências das formas de acoplamento dos eletrogoniômetros, principalmente decorrentes da maior área de fixação do eletrogoniômetro sem as CAs. Portanto, tanto o acoplamento utilizando as CAs, quanto o acoplamento apenas do terço distal do terminal telescópico permitiram uma definição mais precisa da região mensurada pelo eletrogoniômetro. Principalmente, o acoplamento com as CAs.

De acordo com os resultados do Estudo 3, a Técnica Fotométrica dos Marcadores Perpendiculares (TFMP) possui alta confiabilidade intra-avaliadores, inter-avaliadores e paralela. Esta técnica possibilita quantificar o movimento e a postura da coluna lombar no plano sagital (lordose lombar), permitindo quantificar o ângulo absoluto de uma postura estática (ex: neutra), enquanto outras técnicas (ex: eletrogoniometria) necessitam de um ângulo inicial de referência. Dentre os

dispositivos estudados (TFMP, flexímetros e Distanciômetro), a TFMP foi a técnica que se mostrou mais confiável em relação ao eletrogoniômetro, sendo que esta técnica fotométrica, a qual foi criada e está sendo sugerida nesta pesquisa, possui a vantagem de ser mais economicamente viável, apesar de permitir apenas medidas estáticas das posições do tronco.

O Distanciômetro, que também foi equipamento desenvolvido neste estudo, é um equipamento de grande potencial pois apresenta alta confiabilidade paralela e se mostrou um dispositivo de fácil utilização, barato e útil para avaliar o movimento de flexão anterior da coluna lombar. Já a técnica do duplo flexímetro utilizada no presente estudo mostrou problemas técnicos dos equipamentos (imobilidade do pêndulo durante o movimento) em algumas medidas, o que inviabilizou a utilização de seus resultados. Portanto, o Distanciômetro, embora ainda seja um protótipo e necessite de aprimoramento, é melhor do que os flexímetros utilizados neste trabalho.

9. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

AAOS - AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS. **Measuring and recording joint motion**. Detroit: AAOS, 1963.

AMA - AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION. **American Medical Association guides to evaluation of permanent impairment**. 2nd ed. Chicago: AMA, 1987.

AMA - AMERICAN MEDICAL ASSOCIATION. **American Medical Association guides to evaluation of permanent impairment**. 4th ed. Chicago: AMA, 1993.

AMADIO, C. A.; DUARTE, M. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996.

ARAÚJO, R. C.; AMADIO, A. C. Análise biomecânica da ativação das porções superficiais do músculo quadríceps femoral durante contrações excêntrica e concêntrica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.1, n.1, p.13-20, 1996.

BARKER, T. M.; NICOL, A. C.; KELLY, I. G.; PAUL, J. P. Three-dimensional joint co-ordination strategies of the upper limb during functional activities. **Proc. Inst. Mech. Eng.**, v.210, n.1, p.17-26, 1996.

BEATTIE, P.; ROTHSTEIN, J. M.; LAMB, R. L. Reliability of the attraction method for measuring lumbar spine backward bending. **Physical Therapy**, v.67, p.364-369, 1987.

BERGAMASCHI, D. P. **Correlação Intraclasse de Pearson para Pares Repetidos: comparação entre dois estimadores**. 1999. Tese (Doutorado), Universidade de São Paulo, São Paulo.

BIOMETRICS. **Goniometer and Torsiometer Operating Manual**. Cwmfelinfach, Gwent: Biometrics Ltd., 1997.

BIOMETRICS. **Goniometer and Torsiometer Operating Manual**. Cwmfelinfach, Gwent: Biometrics Ltd., 1999.

CAILLET, R. **Doenças dos tecidos Moles**. 3 ed. Porto Alegre-RS: Artmed, 2000.

CHAFFIM, D. B.; SCHULTZ, R. K.; SNYDER, R. G. A. **Prediction model of human volitional mobility**. SAE, 1972 (Technical Report, n.72002).

CHEN, Y-L.; LEE, Y-H. A non-invasive protocol for the determination of lumbosacral vertebral angle. **Clinical Biomechanics**, v.12, n.3, p.185-189, 1997.

CHERNUKHA, K. V.; DAFFNER, R. H.; REIGEL, D. H. Lumbar Lordosis Measurement: a new method versus Cobb Technique. **Spine**, v. 23, n. 1, p.74-80, 1998.

CHRISTENSEN, H. W. Precision and accuracy of an electrogoniometer. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.22, n.1, p.10-14, 1999.

CIPRIANO, J. J. **Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos**. 3.ed. São Paulo: Manole, 1999.

DEPARTMENT OF EDUCATION. **Chronic back pain**. Washington: National Institute on Disability and Rehabilitation Research, Office of Special Education and Rehabilitative Services, v.15, n.7, 1993.

DILLARD, J.; TRAFIMOW, J.; ANDERSSON, G. B. J.; CRONIN, K. Motion of the Lumbar Spine: reliability of two measurement techniques. **Spine**, v.16, n.3, p.321-324, 1991.

FORNASARI, C. A.; SILVA, G. A.; NISHIDE, C.; VIEIRA, E. R. Postura viciosa. **Revista Proteção**, n.99, p.48-51, 2000.

GAJDOSIK, R. L.; ALBERT, C. R.; MITMAN, J. J. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. **JOSPT**, v.20, n.4, p.213-219, 1994.

GAJDOSIK, R. L.; HATCHER, C. K.; WHITSELL, S. Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. **Clinical Biomechanics**, v.7, n.1, p.38-42, 1992.

GIL COURY, H. J. C. Perspectivas e requisitos para a atuação preventiva da fisioterapia nas lesões musculoesqueléticas. **Fisioterapia em Movimento**, v.5, n.2, p.63-68, 1993.

GIL COURY, H. J. C. **Postural Recording**. Cincinnati: Industrial Ergonomics - Users' Encyclopedia (CD-Rom), 1999.

GILL, K.; KRAG, M. H.; JOHNSON, G. B.; HAUGH, L. D.; POPE, M. H. Repeatability of four clinical methods for assessment of lumbar spinal motion. **Spine**, v.13, n.1, p.50-53, 1988.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo: Atheneu, 1997.

KELLEY, W. N.; HARRIS, E. D.; RUDDY, S.; SLEDGE, C. B. **Textbook of Rheumatology**. v.1, 4. ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1993.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções, com postura e dor**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.

LEIGHTON, J. R. An instrument and technic for the measurement of range of joint motion. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.36, p.571, 1955.

MARRAS, W. S. Occupational low back disorder causation and control. **Ergonomics**, v.43, n.7, p.800-902, 2000.

MARRAS, W. S.; FERGUSON, S. A.; GUPTA, P.; BOSE, S.; PARNIANPOUR, M.; KIM, J-Y.; CROWELL, R. R. The Quantification of Low Back Disorder Using Motion Measures: methodology and validation. **Spine**, v.24, n.20, p.2091-2100, 1999.

MAYER, R. S.; CHEN, I-H.; LAVENDER, S. A.; TRAFIMOW, J. H.; ANDERSSON, G. B. J. Variance in the measurement of sagittal lumbar spine range of motion among examiners, subjects, and instruments. **Spine**, v.20, n.13, p.1489-1493, 1995.

MAYER, T. G.; KONDRASKE, G.; BEALS, S. B.; GATCHEL, R. J. Spinal Range of Motion: accuracy and sources of error with inclinometric measurement. **Spine**, v.22, n.17, p.1976-1984, 1997.

MILLER, S. A.; MAYER, T.; COX, R.; GATCHEL, R. J. Reliability problems associated with the modified Schober technique for true lumbar flexion measurement. **Spine**, v.17, n.3, p.32-35, 1992.

MOORE, M. L. The measurement of joint motion, Part II: The technic of goniometry. **Physical Therapy**, v.29, p.256, 1949.

NICOL, A. C. A new flexible electrogoniometer with widespread applications. In: X INTERNATIONAL CONGRESS OF BIOMECHANICS, 1987, **Proceedings...**, p.1029-1033.

NIOSH - National Institute for Occupational Safety and Health. **Musculoskeletal Disorders and Work Factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back**. Cincinnati: NIOSH, 1998.

NISSAN, M.; BAR-ILAN, K.; LUGER, E. J.; STEINBERG, E. L.; BROWN, S.; DEKEL, S. The Normal, Healthy Low Back: some functional parameters. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v.12, p.1-5, 1999.

NITSCHKE, J. E.; NATTRAS, C. L.; DISLER, P. B.; CHOU, M. J.; OOI, K. T. Reliability of the American Medical Association Guides' Model for Measuring Spinal Range of Motion: its implication for whole-person impairment rating. **Spine**, v.24, n.3, p.262-268, 1999.

NORDIN, M.; ANDERSSON, G. B. J.; POPE, M. H. **Musculoskeletal Disorders in the Workplace: principle and practice**. New York: Mosby, 1997.

NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. **Measurement of Joint Motion: a guide to goniometry**. 2nd ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1995.

PADULA, R. S.; SHIRATSU, A.; SOUZA, T. O.; GIL COURY, H. J. C. The influence of anthropometrical and morphological variables in attaching a lumbar electrogoniometer. In: IV INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE ON PREVENTION OF WORK RELATED MUSCULOSKELETAL DISORDERS. 2001, Amsterdam. **Proceedings...**, p.174.

PAQUET, N.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.; DIONNE, J. P.; COMEAU, F. Validity and reliability of a new electrogoniometer for the measurement of sagittal dorsolumbar movements. **Spine**, v.16, n.5, p.516-519, 1991.

PUNNET, L.; FINE, L. J.; KEYSERLING, W. M.; HERRIN, G. D.; CHAFFIN, D. B. Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. **Scandinavian Journal of Work Environment Health**, v.17, p.337-346, 1991.

RAWES, M. L.; RICHARDSON, J. B.; DIAS, J. J. A new technique for the assessment of wrist movement using a biaxial flexible electrogoniometer. **Journal of Hand Surgery**, v.21, n.5, p.600-603, 1996.

RONDINELLI, R.; MURPHY, J.; ESLER, A.; MARCIANO, T.; CHOLMAKJIAN, C. Estimation of Normal Lumbar Flexion with Surface Inclinometry: a comparison of three methods. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, n.7, p.219-224, 1992.

ROTHSTEIN, J. M. **Measurement in Physical Therapy**, Churchill: Livingstone, 1985.

SCHOBER, P. The lumbar vertebral column in backache. **Münchener Medizinisch Wochenschrift**, v.84, p.336-338, 1937.

SHIRATSU, A.; PADULA, R. S.; SOUZA, T. O.; GIL COURY, H. J. C. Variáveis envolvidas no acoplamento de eletrogoniômetro flexível. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.4, n.2, p.112, 2000.

SIM, J.; ARNELL, P. Measurement validity in physical therapy research. **Physical Therapy**, v.73, n.2, p.102-115, 1993.

STAGNARA, P. S.; DE MAUROY, J. C.; DRAN, G.; GONAM, G. P.; COSTANZO, G.; DIMINET, J.; PASQUET, A. Reciprocal Angulation of Vertebral Bodies in a Sagittal Plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. **Spine**, v.7, p.335-342, 1982.

STEDMAN, L. T. & Cols. **Stedman: dicionário médico**. 25. ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 1996.

TEASELL, R.; HARTH, M. Functional restoration. Returning Patients with Chronic Low Back Pain to Work: revolution or fad? **Spine**, v.21, p.844-847, 1996.

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

TILLOTSON, K. M.; BURTON, A. K. Noninvasive Measurement of Lumbar Sagittal mobility: an assessment of the flexicurve technique. **Spine**, v.16, n.1, p.29-33, 1991.

WAINERDI, H. R. An improved goniometer for arthrometry. **Journal of the American Medical Association**, n.149, p.661, 1952.

WALSH, M. & BREEN, A. C. Reliability and validity of the metrecom skeletal analysis system in the assessment of sagittal plane lumbar angles. **Clinical Biomechanics**, v.10, p.222-223, 1995.

WATSON, A. W. S. Procedure for the production of high quality photographs suitable for recording and evaluation of posture. **Revista de Fisioterapia da USP**, v.5, n.1, p.20-26, 1998.

WILLIAMS, R.; BINKLEY, J.; BLOCK, R.; GOLDSMITH, C. H.; MINUK, T. Reliability of the modified-modified Schober and double inclinometer methods for measuring lumbar flexion and extension. **Physical Therapy**, v.73, n.1, p.26-37, 1993.

WOLF, S. L.; BASMAJIAN, J. V.; RUSSE, T. C.; KUTNER, M. Normative data on low back mobility and activity levels implications for neuromuscular reeducation. **American Journal of Physical Medicine**, v.58, n.5, p. 217-229, 1979.

10. ANEXOS

10.1. Anexo 1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Código do voluntário (uso exclusivo do pesquisador)

As informações contidas neste termo, foram fornecidas por Edgar Ramos Vieira e têm por objetivo firmar um acordo por escrito, mediante o qual, o voluntário concorda em participar da pesquisa e autoriza a utilização das imagens produzidas, para fins acadêmicos, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

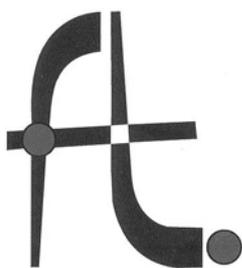
São Carlos, _____ de _____ de 200_.

Eu _____, RG nº _____, estou de acordo em participar como voluntário desta pesquisa, autorizando a divulgação dos dados e de minha imagem, para fins acadêmicos, conforme proposto por Edgar Ramos Vieira, e assino este termo em duas vias, permanecendo de posse de uma das vias.

Assinatura do Voluntário

Assinatura do Pesquisador

10.2. Anexo 2. Protocolo de Avaliação Postural



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Laboratório de Fisioterapia Preventiva – Ergonomia

Via Washington Luís, km 235 – C.P.676 – CEP: 13565-905
SÃO CARLOS – SP – BRASIL
Tel: (016) 2600111 ramal: 8754 Fax: (016) 2612081

Código do Voluntário

Dados Pessoais:

Nome: _____

Idade: _____ anos Peso: _____ Kg Altura: _____ m IMC: _____

Endereço: r. _____ n. _____ ap. _____

Bairro: _____ Cidade: _____

CEP: _____ - _____ Estado: _____ Telefone: (____) _____ - _____

Cel: (____) _____ - _____ e-mail: _____ @ _____

Profissão ou curso: _____

Você teve algum sintoma musculoesquelético na coluna lombar que tenha sido diagnosticado, durante o último ano?

não

sim

qual (is): _____

Você sente dor de qualquer origem?

não

sim

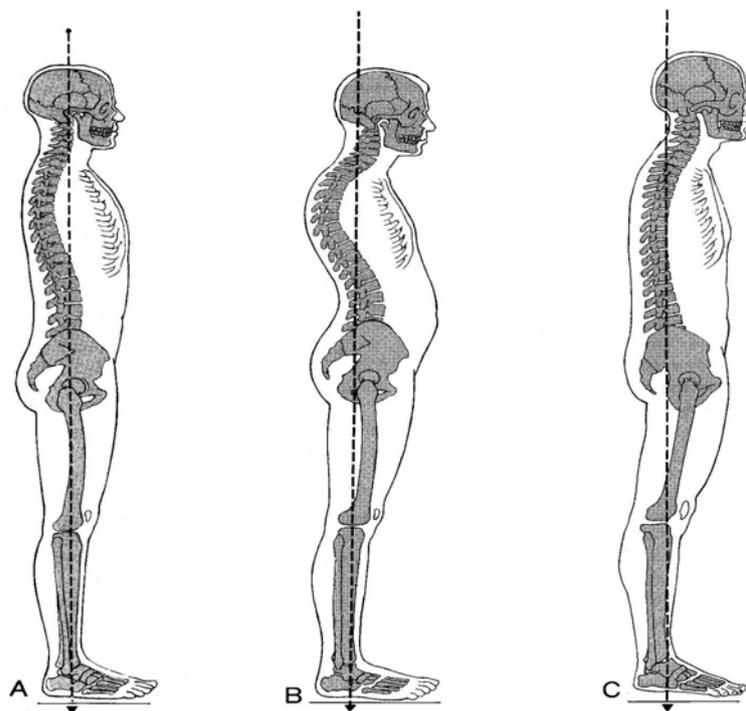
qual (is): _____

Você tem alguma alterações do equilíbrio?

não

sim

qual (is)): _____



Vista Lateral:

Alteração Avaliada	Ausente	Presente
Hiperlordose Lombar		
Retificação Lombar		
Antiversão Pélvica		
Retroversão Pélvica		
Antipulsão		
Retropulsão		

Vista Posterior:

Aspecto Avaliado	Ausente	Presente
Escoliose		
Curvatura lateral torácica		
Curvatura lateral lombar		
Assimetria do triângulo de Tales		
Assimetria das escápulas		
Inclinação lateral da pelve		

Vista Anterior:

Assimetria Avaliada	Ausente	Presente
Ombro e clavículas		
Cristas Ilíacas		
<i>Inclinação lateral da cabeça</i>		

Comprimento dos isquiotibiais e flexibilidade da coluna:

Normal	Diminuído

Dados Adicionais:

10.3. Anexo 3: Protocolo de Registro dos Dados

Código do voluntário (uso exclusivo do pesquisador)

Estudo 2.

EGM A°	EGM B°				
	1	2	3	4	5
15					
30					
45					

Estudo 3.

EGM°	FLX SUP°	FLX INF°	DIST cm
0			
15			
30			
45			

10.4. Anexo 4: Procedimento para Mensuração do Ângulo

O disquete com as fotos foi utilizado para transferir os documentos (fotos) para o computador. Cada foto foi salva como um documento no formato JPG e foi nomeada utilizando o código do sujeito e a posição do eletrogoniômetro na qual a mesma foi tirada. Desta forma, o documento 12-15.jpg, por exemplo, refere-se a foto tirada do Sujeito 12 na posição 15 graus do eletrogoniômetro.

Para realizar as medidas no AutoCad 2000, o programa foi iniciado e um novo documento aberto. Então, a foto a ser mensurada foi inserida neste documento utilizando os comandos *Insert, Raster Image...* (Figura 1)

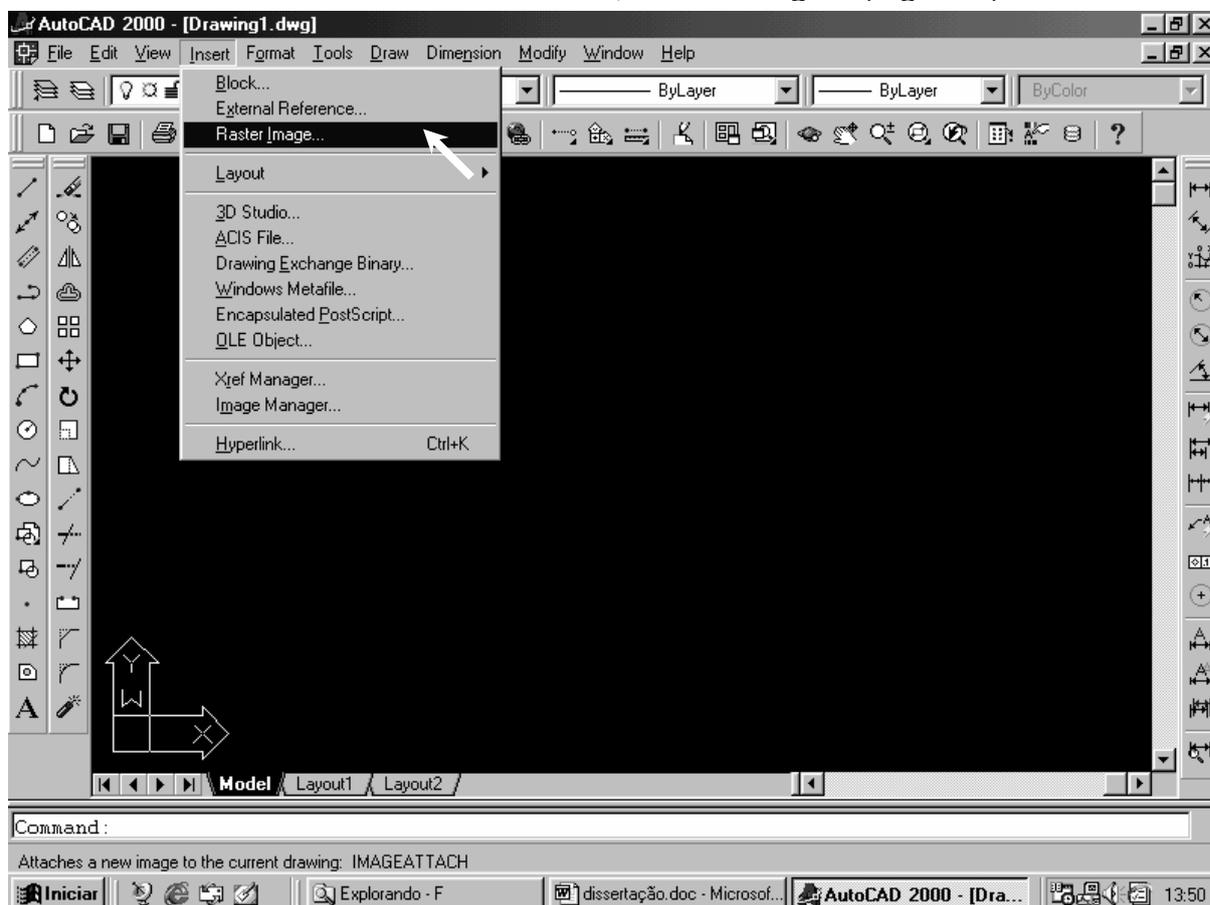


Figura 1 – Tela do AutoCad: *Insert, Raster Image*.

Ao clicar neste último comando, aparece a janela *Select Image File*. Nesta janela, o documento era selecionado e então clicava-se em “Abrir”.

Na janela *Image*, a qual abre-se na seqüência, era definido o *Insertion Point* como sendo 0, 0 e 0 para os eixos X, Y e Z, respectivamente (Figura 2).

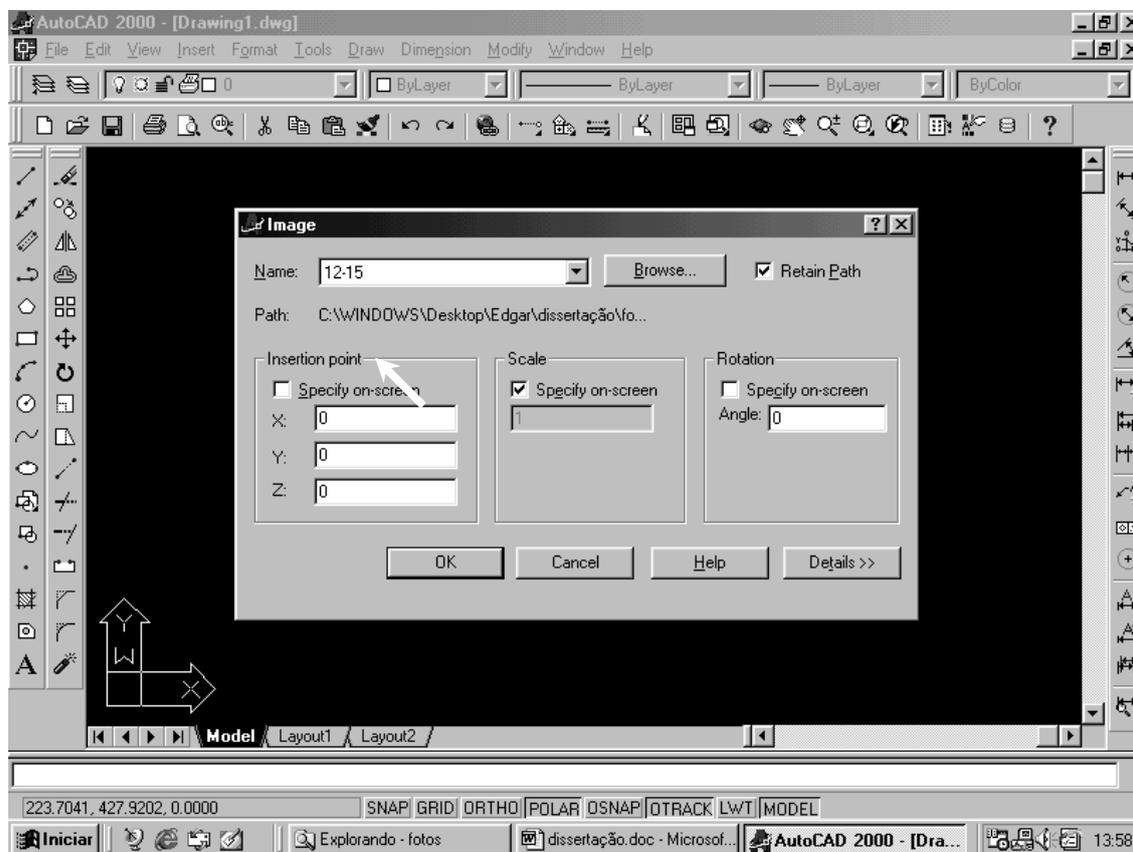


Figura 2 – Tela do AutoCad: *Insertion Point*.

A foto era posicionada no documento, deslizando-se o *mouse* para a direita e clicando no botão da esquerda, quando a foto estivesse enquadrada em todo o documento (tela).

Para aumentar o tamanho da foto, com o intuito de otimizar a execução do traçado sobre o marcador, foi utilizado o comando *Zoom Realtime*, que aparece como uma pequena lupa com o símbolo 6 (Figura 3).

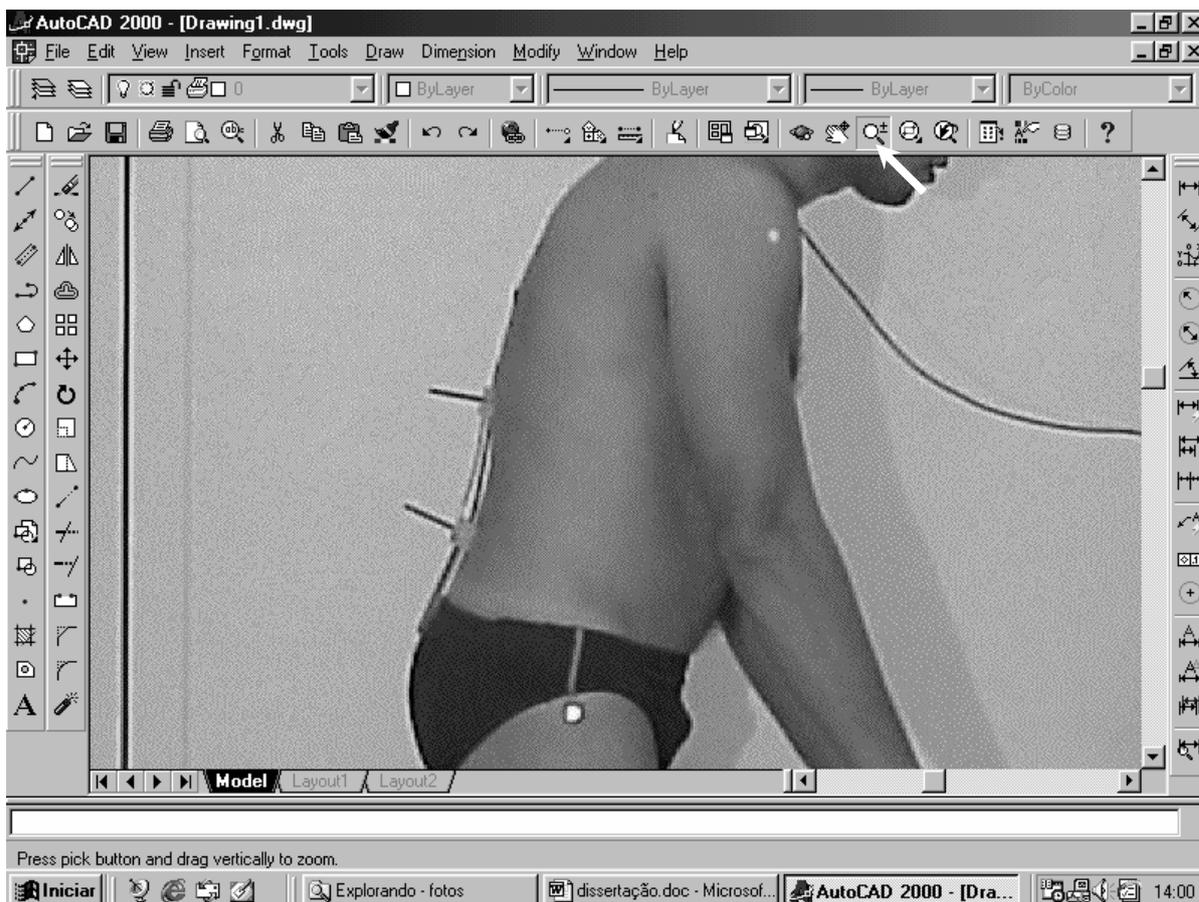


Figura 3 – Tela do AutoCad: *Zoom Realtime*.

Após clicar neste comando, é necessário deslizar o cursor superior ou inferiormente, com o botão da esquerda do *mouse* apertado, para aumentar ou diminuir, respectivamente, o tamanho da foto. Obs: Sempre que um comando for utilizado, é necessário apertar *Esc* para liberá-lo depois de utilizado e antes de proceder com um novo comando.

Após adequar o tamanho da imagem é necessário definir a cor do traçado a ser utilizado sobre a foto. Para tanto, utiliza-se o comando *Color Control* que aparece superiormente na barra de ferramentas. Obs: As barras de ferramentas que precisam estar ativadas são: *Dimension*, *Draw*, *Modify*, *Object Properties*, e *Standard Toolbar* (Figura 4).

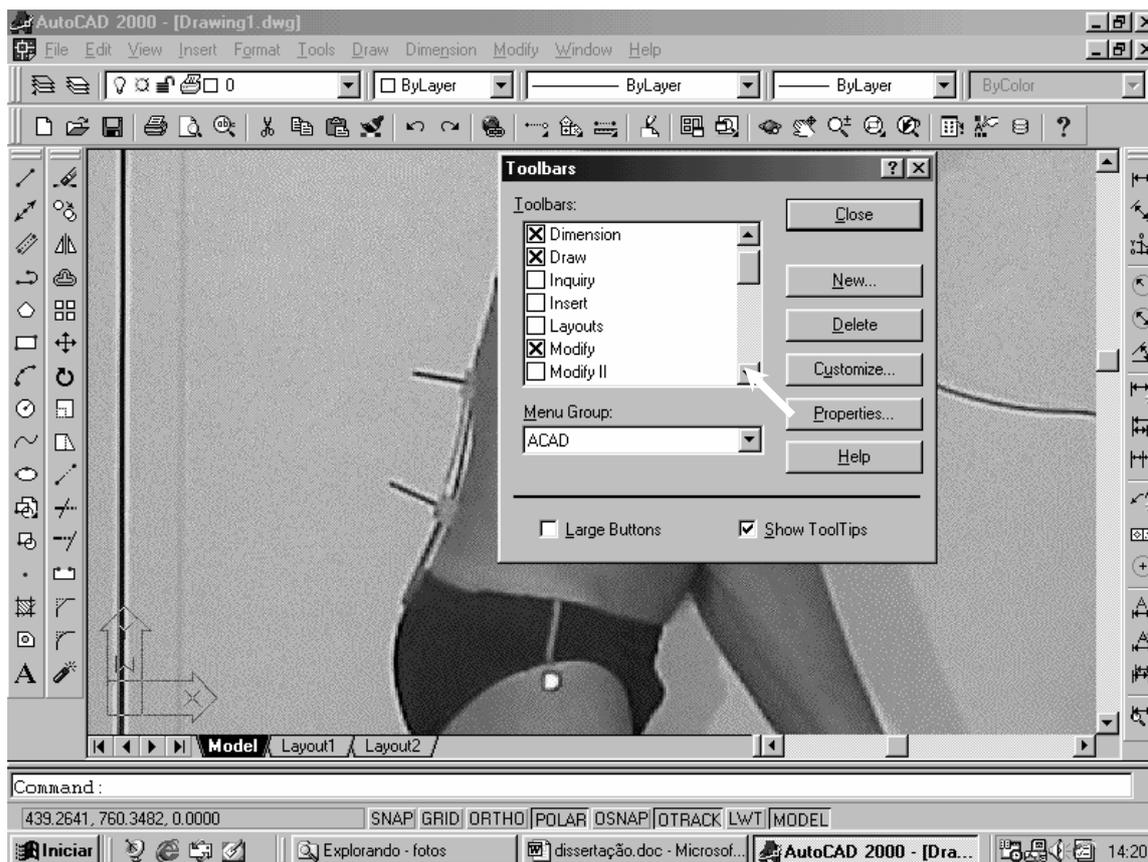


Figura 4 – Tela do AutoCad: *Toolbars*.

Para realizar o traçado, utiliza-se o comando *Line* (seta branca na Figura 5), que aparece como uma linha oblíqua unindo dois pontos. Clica-se no comando e, então, na origem do marcador perpendicular na foto. Como a imagem foi aumentada o marcador pode aparecer mais largo do que a linha. Para que o alinhamento da mesma seja coincidente com o do marcador, sugere-se que a extremidade lateral do marcador (borda) seja seguida. Com os traçados feitos sobre os dois marcadores, o ângulo entre as retas é calculado utilizando o comando *Angular Dimension* (seta preta na Figura 5). Após clicar no comando é necessário clicar sobre as retas desenhadas sobre os marcadores, uma após a outra. Então, o ângulo entre os marcadores aparece entre as retas.

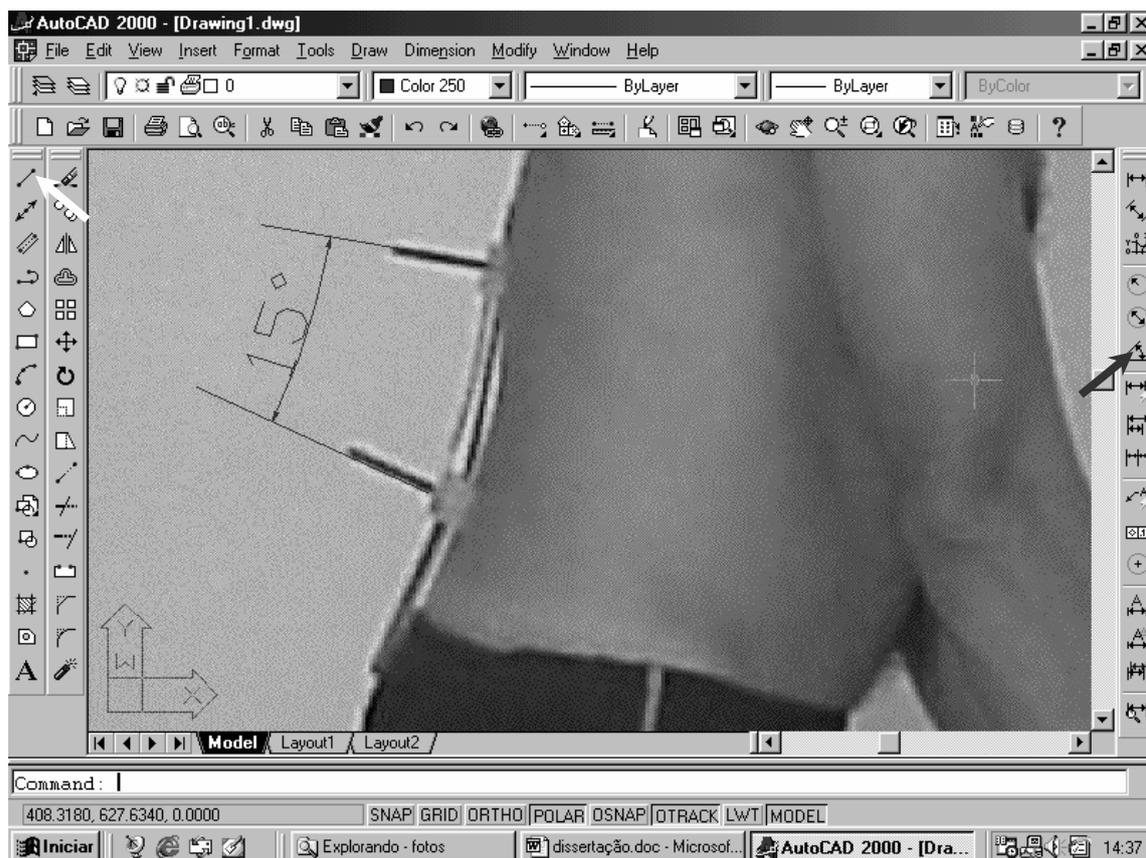


Figura 5 – Traçado e cálculo do ângulo.

Existem muitos outros comandos e procedimentos que podem vir a ser utilizados. Dessa forma, o exposto é apenas o mínimo necessário para se obter os ângulos.

10.5. Anexo 5: Dados Brutos

Posições: 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro

Sujeito	15				30				45			
	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°
1	15	4	2,4	20	30	21	4,2	34	45	33	5,8	46
2	15	13	1,9	16	30	32	3,7	30	45	48	5,6	44
3	15	16	1,7	15	30	31	3,6	29	45	47	5,5	44
4	15	15	1,5	13	30	25	3	25	44	43	4,9	39
5	15	10	2	17	30	17	4	32	45	38	6	47
6	14	20	1,8	15	29	42	3,4	28	45	55	5,6	44
7	15	9	1,2	11	30	26	3,3	27	45	41	5	40
8	15	5	1,2	11	30	23	3,2	26	44	45	5,4	43
9	14	4	1,7	15	29	15	3,4	28	44	34	5,2	41
10	15	3	2,2	19	30	25	3,9	31	45	46	5,2	41
11	15	6	2,2	19	30	25	4,3	34	46	41	6,1	48
12	17	9	1,8	15	31	23	3,9	31	45	37	6,3	50
13	14	19	1,2	11	30	26	3,5	28	46	49	5,4	43
14	15	6	2	17	31	26	3,6	29	47	30	6	47
15	15	6	1,9	16	29	16	3,7	30	46	35	5,3	42
16	14	3	1,2	11	29	15	3	25	45	22	4,9	39
17	16	8	2,5	21	31	22	4,4	35	46	35	6,6	52
18	16	6	1,7	15	31	14	3,6	29	45	28	5,1	41
19	17	11	1,3	12	33	25	3,2	26	47	35	5,4	43
20	14	3	2,1	18	28	10	3,7	30	43	36	5,5	44
21	16	9	2,3	19	31	25	4,5	36	45	39	6,6	52
22	15	5	1,2	11	30	19	3,5	28	46	30	5,6	44
23	15	10	1,8	15	30	26	3,9	31	46	41	5,9	47
24	15	15	2,1	18	31	30	4,6	37	44	41	6,5	51
25	16	9	2,1	18	29	23	3,7	30	45	36	5,1	41

Faixas 1, 2 e 3 do eletrogoniômetro (0-15, 15-30 e 30-45 graus, respectivamente)

Sujeito	1				2				3			
	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°	TFMP°	FLMs°	DM cm	DM°
1	15	4	2,4	20	15	17	1,8	15	15	12	1,6	14
2	15	13	1,9	16	15	19	1,8	15	15	16	1,9	16
3	15	16	1,7	15	15	15	1,9	16	15	16	1,9	16
4	15	15	1,5	13	15	10	1,5	13	14	18	1,9	16
5	15	10	2	17	15	7	2	17	15	21	2	17
6	14	20	1,8	15	15	22	1,6	14	16	13	2,2	19
7	15	9	1,2	11	15	17	2,1	18	15	15	1,7	15
8	15	5	1,2	11	15	18	2	17	14	22	2,2	19
9	14	4	1,7	15	15	11	1,7	15	15	19	1,8	15
10	15	3	2,2	19	15	22	1,7	15	15	21	1,3	12
11	15	6	2,2	19	15	19	2,1	18	16	16	1,8	15
12	17	9	1,8	15	14	14	2,1	18	14	14	2,4	20
13	14	19	1,2	11	16	7	2,3	19	16	23	1,9	16
14	15	6	2	17	16	20	1,6	14	16	4	2,4	20
15	15	6	1,9	16	14	10	1,8	15	17	19	1,6	14
16	14	3	1,2	11	15	12	1,8	15	16	7	1,9	16
17	16	8	2,5	21	15	14	1,9	16	15	13	2,2	19
18	16	6	1,7	15	15	8	1,9	16	14	14	1,5	13
19	17	11	1,3	12	16	14	1,9	16	14	10	2,2	19
20	14	3	2,1	18	14	7	1,6	14	15	26	1,8	15
21	16	9	2,3	19	15	16	2,2	19	14	14	2,1	18
22	15	5	1,2	11	15	14	2,3	19	16	11	2,1	18
23	15	10	1,8	15	15	16	2,1	18	16	15	2	17
24	15	15	2,1	18	16	15	2,5	21	13	11	1,9	16
25	16	9	2,1	18	13	14	1,6	14	16	13	1,4	12

Avaliadores A e B, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro

Sujeitos	0		15		30		45	
	A	B	A	B	A	B	A	B
1	-44	-43	-29	-29	-14	-11	1	2
2	-43	-44	-28	-27	-13	-13	2	1
3	-31	-33	-16	-17	-1	-3	14	11
4	-32	-32	-17	-17	-2	-4	12	10
5	-38	-40	-23	-24	-8	-9	7	7
6	-49	-50	-35	-34	-20	-21	-4	-6
7	-30	-31	-15	-16	0	-1	15	14
8	-52	-52	-37	-37	-22	-21	-8	-7
9	-28	-28	-14	-15	1	2	16	16
10	-50	-49	-35	-34	-20	-19	-5	-4
11	-44	-44	-29	-29	-14	-14	2	1
12	-40	-38	-23	-22	-9	-9	5	5
13	-43	-43	-29	-28	-13	-12	3	3
14	-43	-43	-28	-28	-12	-13	4	2
15	-34	-33	-19	-18	-5	-3	12	12
16	-44	-44	-30	-29	-15	-14	1	1
17	-49	-49	-33	-34	-18	-19	-3	-4
18	-40	-40	-24	-25	-9	-10	5	5
19	-33	-32	-16	-16	0	-1	14	13
20	-44	-45	-30	-31	-16	-16	-1	-2
21	-53	-53	-37	-37	-22	-23	-8	-8
22	-40	-41	-25	-25	-10	-10	6	4
23	-39	-38	-24	-24	-9	-8	7	7
24	-46	-46	-31	-31	-15	-16	-2	-2
25	-37	-37	-21	-22	-8	-7	8	9

Testes: Teste e Reteste, nas posições 0, 15, 30 e 45 graus do eletrogoniômetro

Sujeitos	0		15		30		45	
	TEST	RETEST	TEST	RETEST	TEST	RETEST	TEST	RETEST
1	-44	-43	-29	-28	-14	-13	1	1
2	-43	-44	-28	-28	-13	-13	2	2
3	-31	-32	-16	-16	-1	-3	14	13
4	-32	-32	-17	-17	-2	-3	12	12
5	-38	-37	-23	-23	-8	-9	7	7
6	-49	-49	-35	-35	-20	-20	-4	-4
7	-30	-29	-15	-14	0	0	15	14
8	-52	-51	-37	-37	-22	-21	-8	-7
9	-28	-28	-14	-15	1	2	16	16
10	-50	-49	-35	-35	-20	-19	-5	-5
11	-44	-43	-29	-28	-14	-14	2	2
12	-40	-39	-23	-22	-9	-10	5	6
13	-43	-43	-29	-28	-13	-13	3	3
14	-43	-42	-28	-27	-12	-11	4	3
15	-34	-36	-19	-20	-5	-3	12	11
16	-44	-44	-30	-30	-15	-15	1	0
17	-49	-49	-33	-34	-18	-18	-3	-3
18	-40	-41	-24	-24	-9	-9	5	5
19	-33	-34	-16	-16	0	-1	14	14
20	-44	-45	-30	-29	-16	-16	-1	-2
21	-53	-53	-37	-36	-22	-22	-8	-8
22	-40	-41	-25	-25	-10	-8	6	5
23	-39	-39	-24	-24	-9	-9	7	6
24	-46	-46	-31	-30	-15	-14	-2	-2
25	-37	-36	-21	-20	-8	-7	8	8