

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Serviço de Pós-Graduação EESC/USP

EXEMPLAR REVISADO

Data de entrada no Serviço: 07.10.03

Ass.: *Marcelo da Silva Barreiro*

**DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO
FUNCIONAL COMPUTADORIZADA DOS
MEMBROS SUPERIORES**

Marcelo da Silva Barreiro

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica.

DEDALUS - Acervo - EESC



31100043056

ORIENTADOR(A): Profª. Dra. Annie France Frère Slaets

SÃO CARLOS
2003



Class. TESE
Cuff. 0639
Tombo T 133/03
Sysno 1313937

Serviço de Pós-Graduação EESCUSP
EXEMPLOS REVISADO
Data de entrada no Serviço:
Ass.:

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

B271d Barreiro, Marcelo da Silva
Dispositivo para avaliação funcional
computadorizada dos membros superiores / Marcelo da
Silva Barreiro. -- São Carlos, 2003.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 2003.
Área: Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof^a. Dr^a. Annie France Frére Slaets.

1. Eletrogoniometro. 2. Biomecânica. 3. Goniômetro.
4. Movimento dos membros superiores (MMSS). I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

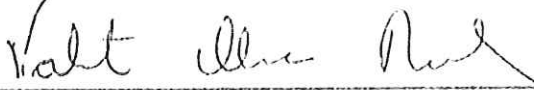
Candidato: Bacharel MARCELO DA SILVA BARREIRO

Dissertação defendida e julgada em 21-02-2003 perante a Comissão Julgadora:




Profa. Tit. ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

aprovado



Prof. Assoc. VALENTIN OBAC RODA
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

aprovado



Prof. Liv. Doc. RICARDO MACHADO LEITE DE BARROS
(Universidade Estadual de Campinas/UNICAMP)

APROVADO



Prof. Assoc. MURILO ARAUJO ROMERO
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica



Profa. Assoc. MARIA DO CARMO CANJURI
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

*Não diga que não pode trabalhar em benefício dos outros.
Quantos mudos dariam uma fortuna para poderem falar como você!
Quantos paráliticos suspiram pelos passos que você pode dar!
Quantos milionários lhe entregariam suas riquezas, para terem um
décimo da fé que você tem!
Não diga que não pode trabalhar!
Distribua os bens que Deus lhe concedeu, em gestos de bondade e
palavras de carinho.*

(C. Torres Pastorino)

Dedico este trabalho a todos que de alguma forma contribuíram para a sua realização, especialmente a Deus, a Prof^a Annie, aos meus pais, Manoel e Sandra, e a minha namorada Tatiana.

AGRADECIMENTOS

À Prof(a) Dr^a Annie F. Frère Slaets, pela dedicação, colaboração e competência como orientadora, indispensáveis para a idealização desse trabalho.

Aos meus pais Manoel e Sandra, e a minha irmã Simone, pelo apoio, cooperação e pelos sentimentos de amor, união e confiança sempre demonstrados.

À Tatiana, minha namorada, pelo carinho, dedicação e compreensão nos momentos de ausência e principalmente pelo amor demonstrado ao longo desses anos.

À Dr^a Márcia A. Silva, pelo apoio prestado e pela disposição e paciência em solucionar minhas inúmeras dúvidas.

Ao Núcio Elvino Mateus Theodório, pela disposição e paciência em solucionar minhas inúmeras dúvidas.

A Universidade de Mogi das Cruzes, por acreditar na viabilidade deste projeto e com isto oferecendo profissionais da área de fisioterapia que foram essenciais para concretização deste trabalho.

Aos integrantes do @LADIM, Clayton, Flávio, Hamilton, Prof. Dr Henrique, Leandro, Luiz, Marcelo Zanchetta, Prof. Dr Márcio A. Marques, Nana, Ricardo Ferrari, Ricardo Irita, Sergio, Sílvia e Vivian, pelo companheirismo, apoio técnico e/ou psicológico, esclarecimentos de dúvidas e etc.

Aos professores, funcionários e amigos do Campus da USP de São Carlos e da Universidade de Mogi das Cruzes, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos meus amigos e amigas que me acompanharam durante todos esses anos, me incentivaram e me apoiaram. Em especial ao: André Cortucci, André Prelorentzou, Adriano Arantes, Lucas Amadeu, Maurício Fernandes, Ricardo Mendes e Rodrigo Gardelim.

Finalmente, a Deus, o principal responsável por tudo isso.

Obrigado a todos!

SUMÁRIO

<i>SUMÁRIO</i>	<i>i</i>
<i>LISTA DE FIGURAS</i>	<i>iii</i>
<i>LISTA DE TABELAS</i>	<i>v</i>
<i>RESUMO</i>	<i>vi</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>vii</i>
<i>CAPÍTULO 1</i>	<i>1</i>
<i>Introdução</i>	<i>1</i>
1.1 - Objetivo	<i>1</i>
1.2 – Motivação do Trabalho de Mestrado	<i>1</i>
1.3 – Apresentação da Dissertação	<i>5</i>
<i>CAPÍTULO 2</i>	<i>6</i>
<i>Dispositivos</i>	<i>6</i>
2.1 – Sistemas Simplificados para Análise Cinemática de Movimentos	<i>6</i>
2.2 – Eletrogoniometria Utilizando Potenciômetros	<i>9</i>
2.2.1 – Análise de Movimento de Membros Inferiores	<i>9</i>
2.2.2 – Análise Posição e Força de Membros Superiores	<i>11</i>
2.3 – Medidas de Força com Strain Gages	<i>13</i>
2.4 – Avaliação de Posicionamento Utilizando Ultra-som	<i>14</i>
2.5 – Avaliação de Movimentos Utilizando Magnetismo	<i>15</i>
2.6 – Conclusão da Revisão Bibliográfica	<i>16</i>
<i>CAPÍTULO 3</i>	<i>17</i>
<i>Metodologia</i>	<i>17</i>

3.1 – Introdução	17
3.2 - Definição dos Planos e Movimentos a Serem Analisados	19
3.3 – Protocolo para Avaliação dos Movimentos com o Goniômetro Universal	20
3.3.1 – Articulação do Ombro	20
3.3.1.1 - Movimento de Flexão:	20
3.3.1.2 - Movimento de Extensão:	21
3.3.1.3 - Movimento de Abdução:	22
3.3.2 - Articulação do Cotovelo	23
3.3.2.1 - Movimento de Flexão e Extensão:	23
3.4 – Protocolo para Avaliação do Novo Dispositivo	24
3.4.1 - Articulação do Ombro	24
3.4.1.1 - Movimento de Abdução-Abdução e Flexão-Extensão	24
3.4.2 - Articulação do Cotovelo	25
3.4.2.1 - Movimento de Flexão-Extensão	25
3.5 – Encoder	26
3.6 - O Software	29
3.7 – A Calibração	31
3.8 – Descrição do Protótipo	32
3.9 – Avaliação do Protótipo	36
CAPÍTULO 4	37
Resultados e Discussão	37
4.1 – Introdução	37
CAPÍTULO 5	43
Conclusão	43
5.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros	44
CAPÍTULO 6	45
Referências Bibliográficas	45

LISTA DE FIGURAS

<i>FIGURA 1.1. Dois exemplos de goniômetros universais comumente usados pelo clínico.</i> <i>(KOTTKE (1994) p. 20)</i>	2
<i>FIGURA 1.2. Goniômetro de Labrique. (GÉNOT et al. (1989) p. 22-23)</i>	3
<i>FIGURA 1.3. Goniômetro de Rippstein. (GÉNOT et al. (1989) p. 23)</i>	4
<i>FIGURA 1.4. Goniômetro de Myrin.</i>	4
<i>FIGURA 2.1. Câmera com sistema de iluminação. (BRAIDOT et al. (2001))</i>	7
<i>FIGURA 2.2. Imagem dos adesivos reflexivos. (BRAIDOT et al. (2001))</i>	7
<i>FIGURA 2.3. Esquema de medidas mínimas para o ambiente de filmagem. (BRAIDOT et al. (2001))</i>	8
<i>FIGURA 2.4. Eletrogoniômetro. (BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001))</i>	10
<i>FIGURA 2.5. Eletrogoniômetro no paciente. (BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001))</i>	10
<i>FIGURA 2.6. Luva de lycra com FSR's. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))</i>	11
<i>FIGURA 2.7. Eletrogoniômetro. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))</i>	12
<i>FIGURA 2.8. FSR. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))</i>	12
<i>FIGURA 2.9. Aparelho que mede a força do dedo. (BYERS et al. (1998))</i>	13
<i>FIGURA 2.10. Ringmouse. (http://www.byte.com/art/9602/sec17/art6.htm)</i>	14
<i>FIGURA 2.11. Ringmouse e receptores. (http://www.worklink.net/products/ringmouse.html)</i>	15
<i>FIGURA 3.1. Esboço do dispositivo no paciente</i>	18
<i>FIGURA 3.2. Ombro: flexão. (The American Academy Orthopaedic Surgeons e The Veterans Administration of United States of North America (1963) p. 6)</i>	20
<i>FIGURA 3.3. Ombro: extensão. (The American Academy Orthopaedic Surgeons e The Veterans Administration of United States of North America (1963) p. 7)</i>	21

<i>FIGURA 3.4. Ombro: abdução. (The American Academy Orthopaedic Surgeons e The Veterans Administration of United States of North America (1963) p. 8)</i>	22
<i>FIGURA 3.5. Cotovelo: flexão-extensão. (The American Academy Orthopaedic Surgeons e The Veterans Administration of United States of North America (1963) p. 12)</i>	23
<i>FIGURA 3.6. Novo dispositivo fixo ao paciente.</i>	24
<i>FIGURA 3.7. Novo dispositivo fixo ao paciente (vista lateral).</i>	25
<i>FIGURA 3.8. Encoder ótico simples</i>	26
<i>FIGURA 3.9. Encoder ótico incremental</i>	27
<i>FIGURA 3.10. Triângulo Isósceles</i>	29
<i>FIGURA 3.11. Tela no início da medição.</i>	30
<i>FIGURA 3.12. Resultado obtido nesta medida.</i>	31
<i>FIGURA 3.13. Tela do software que em conjunto com o calibrador permite a calibração do dispositivo.</i>	32
<i>FIGURA 3.14. Imagem do Novo Dispositivo.</i>	33
<i>FIGURA 3.15. Encoder incremental para medir flexão-extensão de cotovelo..</i>	34
<i>FIGURA 3.16. Encoder pendular.</i>	35
<i>FIGURA 4.1. Dispositivo em medição de flexão e extensão de ombro.</i>	39
<i>FIGURA 4.2. Dispositivo em medição de abdução de ombro</i>	40
<i>FIGURA 4.3. Dispositivo em medição de flexão e extensão de cotovelo</i>	41

LISTA DE TABELAS

<i>TABELA 3.1. Articulações e movimentos que podem ser medidos com goniometria de círculos completos ou 360° e exceções ao sistema. (KOTTKE (1994)).</i>	19
<i>TABELA 3.2 Valores lógicos do encoder para o sentido anti-horário.</i>	28
<i>TABELA 3.3 Valores lógicos do encoder para o sentido horário.</i>	28
<i>TABELA 4.1: ângulos obtidos pelo dispositivo utilizando o encoder do cotovelo.</i>	37
<i>TABELA 4.2: ângulos obtidos pelo dispositivo utilizando o encoder pendular.</i>	38
<i>TABELA 4.3: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de flexão e extensão de ombro.</i>	40
<i>TABELA 4.4: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de abdução de ombro.</i>	41
<i>TABELA 4.5: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de flexão e extensão de cotovelo.</i>	42

RESUMO

Foi desenvolvido um dispositivo eletromecânico computadorizado capaz de realizar medidas de movimentos em membros superiores de pacientes em tratamento fisioterapêutico, que necessitem de uma avaliação físico-funcional. Para esta avaliação são utilizados usualmente goniômetros universais que mensuram os ângulos dos movimentos. Entretanto, a precisão das medidas é prejudicada pelas diferenças entre as articulações a serem avaliadas e pela qualidade dos procedimentos utilizados. Visando facilitar o trabalho do especialista e diminuir a margem de erro da avaliação, o dispositivo desenvolvido é fixado no paciente. Este dispositivo mede o ângulo dos movimentos através de sensores óticos (*encoders*) que enviam as informações para o computador. O software para aquisição, processamento e registro utiliza o ambiente de programação DELPHI. Os resultados obtidos permitem ao especialista uma análise mais precisa, confiável e mais rápida do que era possível com os goniômetros comerciais. O registro das avaliações do paciente permite que seu comprometimento ou progresso seja gravado possibilitando comparações com dados anteriores ou com referências, facilitando desta forma o acompanhamento da evolução da patologia.

ABSTRACT

It was developed a computerized electrical mechanical device that is capable of carrying measurements of movements in upper limbs of patient in physical therapy, that they need a physical and functional evaluation. For this evaluation is necessary for which universal goniometer that measure angles of movements are usually used. However the precision of the measures is harmed for the differences between the joints to be evaluated and for the quality of the used procedures. Aiming to facilitate the work of the specialist and to diminish the margin of error in evaluation, we developed a device that is attached to the patient. This device measure the angles of the movements by optical sensors (*encoders*) that send this informations to the computer. The software for acquisition, processing and register uses the programming environment DELPHI. The gotten results provide the specialist with a more precise, reliable, and quicker of that it was possible with the commercial goniometer. The register of the evaluations of the patient allows that its compromising or progress is recorded making possible comparisons with previous data or references, facilitating of this form the following the evolution of the pathology.

CAPÍTULO 1

Introdução

1.1 - Objetivo

Projetar e implementar um eletrogoniometro computadorizado que permite avaliar a movimentação articular dos membros superiores (MMSS) de uma maneira mais precisa e completa que a oferecida pelos dispositivos atuais.

1.2 – Motivação do Trabalho de Mestrado

A análise funcional dos movimentos constitui um passo essencial na avaliação da função do paciente com incapacidade muscular, neurológica ou esquelética. O diagnóstico do modo pelo qual uma pessoa funciona na vida diária ou de como ela se move ou manipula o ambiente, fisicamente, pode depender intensamente do grau com o qual seu corpo é capaz de tolerar a movimentação, passiva ou ativa como descrito por KOTTKE (1994). Também a análise dos movimentos é essencial no início, durante e ao final do tratamento como descrito por MARQUES (1997), ela permite fazer comparações, comunicar os resultados a outros profissionais e até mesmo avaliar se o tratamento proposto foi eficaz. Para tanto é necessário utilizar formas de avaliação padronizadas e um registro cuidadoso dos dados obtidos.

Atualmente a avaliação da movimentação dos MMSS é feita por observação visual, por processamento de imagens e por goniometria. A observação visual é caracterizada pela subjetividade própria aos métodos deste tipo; o processamento de imagens ou cinemática, requer pelo menos 4 câmeras e uma estação de trabalho com a memória necessária, ocasionando normalmente um elevado custo com a aquisição de equipamentos e periféricos.

A goniometria é um método de avaliação cada vez mais utilizado nas últimas décadas pelo fisioterapeuta para quantificar a limitação dos ângulos articulares. O goniômetro, é um instrumento barato, mas a precisão da medida é influenciada pela sua qualidade, pelas diferentes articulações a serem avaliadas, pelo procedimento utilizado, pelas diferentes patologias (um paciente com muitas limitações articulares e com dor, deve ser mais difícil de avaliar do que aquele que tem menos comprometimento) e pela utilização do movimento passivo ou ativo durante a realização dos procedimentos como descrito por KOTTKE (1994).

O instrumento comumente usado é goniômetro universal FIGURA 1.1.

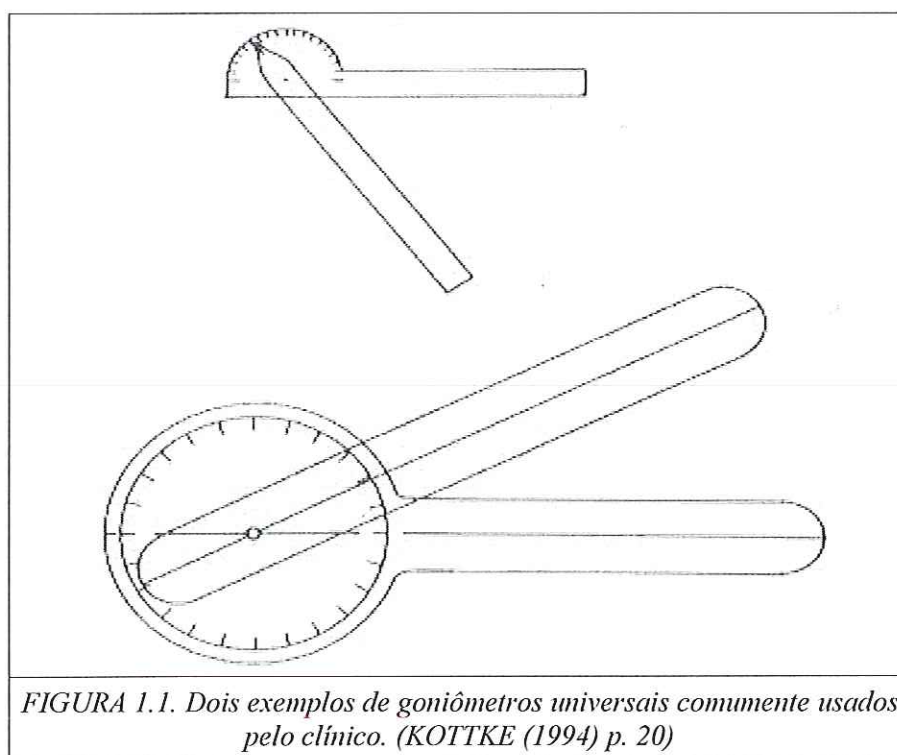


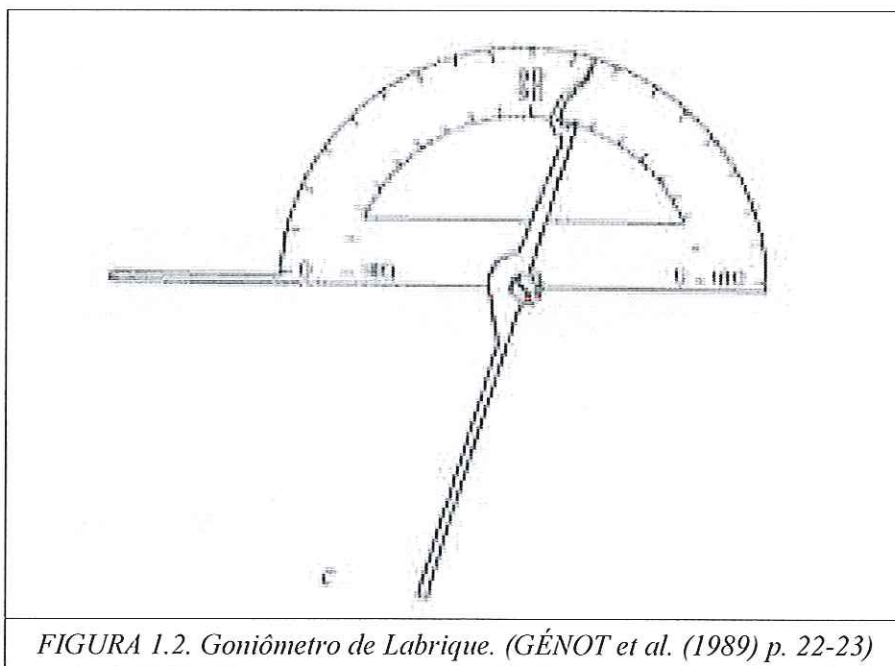
FIGURA 1.1. Dois exemplos de goniômetros universais comumente usados pelo clínico. (KOTTKE (1994) p. 20)

As duas hastes do goniômetro, com indicador em uma e uma escala de transferidor na outra, proporcionam atrito suficiente de modo que o instrumento permanece estável quando a leitura é realizada. Alguns goniômetros são construídos com escala de meio círculo, mas todos devem ser claramente marcados em graus de modo que a escala possa ser facilmente lida a 45 cm de distância.

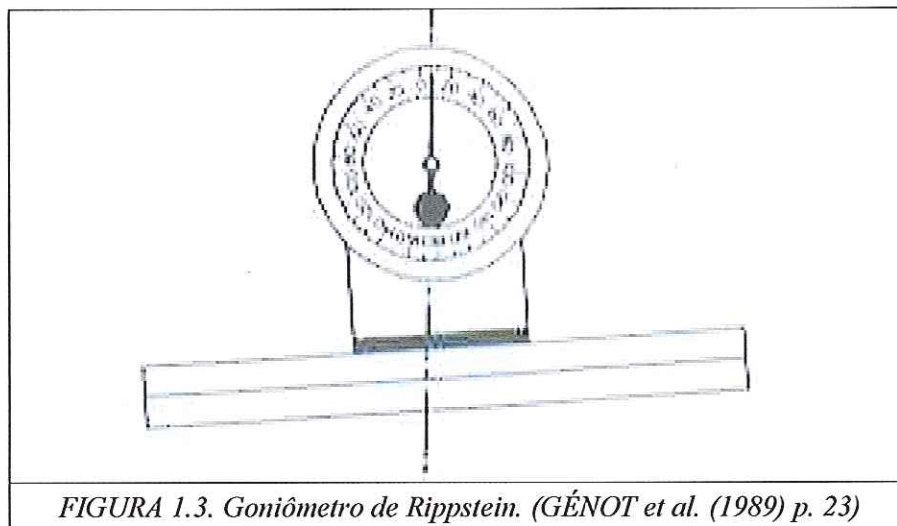
Um outro grupo de goniômetros tem por base o princípio da indicação permanente da vertical. Esses goniômetros de uma haste permitem a leitura do valor

do ângulo formado entre a linha vertical que, na maioria dos casos, é materializada por uma agulha ou marca de chumbo, móvel em volta do eixo do mostrador graduado. Esse tipo de goniômetro deve ser colocado sempre no plano vertical, devido a seu princípio de funcionamento que se baseia na força da gravidade. A haste única do goniômetro é colocada com mais freqüência conforme o eixo longitudinal do segmento corporal móvel; ela pode ser posicionada de modo diferente em relação aos pontos de referência particulares, por exemplo ósseos. O segundo segmento de membro que forma a articulação deve permanecer fixo, quando das medidas sucessivas das variadas posições articulares. Essa noção indispensável, justifica-se pelo tipo desse goniômetro que é formado apenas de uma haste móvel. A haste fixa pode ser comparada com um ponteiro de chumbo, que conserva sempre a posição vertical. A vantagem desse tipo de dispositivo reside essencialmente no fato de não exigir a coincidência do cento do goniômetro com o centro articular, uma vez que se determinam os ângulos de lados paralelos que têm o mesmo valor.

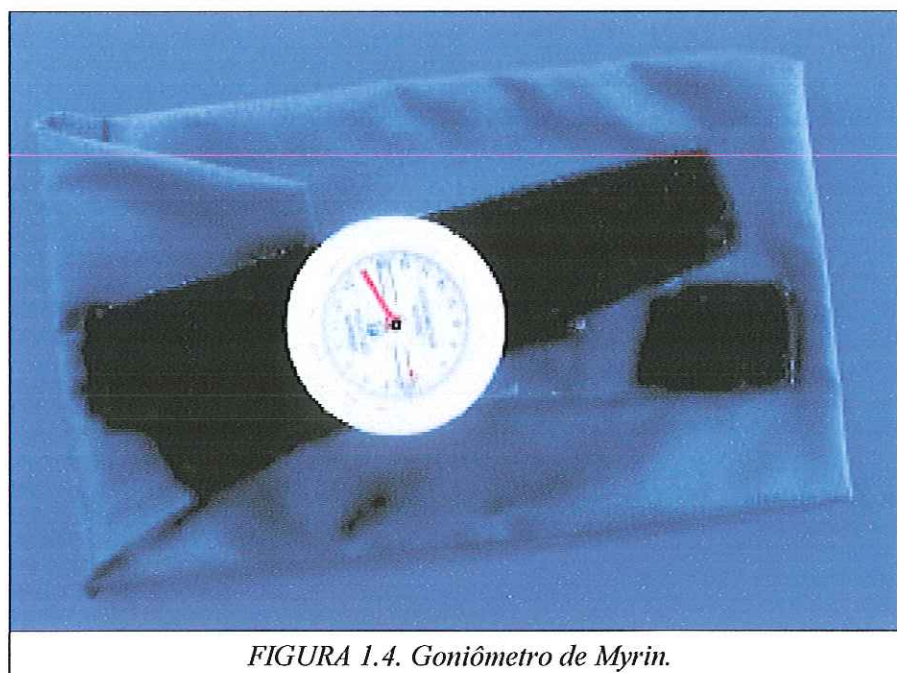
Entre os diversos tipos de goniômetros pendulares podemos citar o goniômetro de Labrique FIGURA 1.2, este goniômetro efetua uma leitura direta.



O goniômetro de Rippstein FIGURA 1.3 tem como particularidade um marcador de graduação angular móvel, permitindo ao especialista coincidir a agulha com a graduação 0°.



No entanto, o goniômetro pendular mais utilizado é o goniômetro de Myrin FIGURA 1.4, este goniômetro possui cintas com velcro que facilitam a fixação ao paciente.



Entretanto a goniometria como é realizada até hoje implica em um treinamento cuidadoso do fisioterapeuta para manter a variabilidade das medições em um mínimo aceitável. Como a goniometria depende das localizações exatas dos aparelhos nas diversas partes do corpo do paciente examinado, a partir de referências anatômicas como descrito por CHRISTENSEN (1999), é fácil entender que, a não ser que ela seja realizada por um examinador altamente treinado usando equipamento especializado segundo um método demorado, a medição da movimentação articular não fornece valores mais aproximados do valor verdadeiro do que por 3° a 5° como descrito por KOTTKE (1994). Se o erro médio de um fisioterapeuta treinado é de 4,75°, para um fisioterapeuta inteiramente experiente, ele é de 3,76°. Como o médico mede o movimento articular menos freqüentemente do que o fisioterapeuta, um erro de 5° parece razoável se o equipamento for confiável e atenção cuidadosa for dedicada à técnica.

Este projeto visa facilitar o trabalho do fisioterapeuta e diminuir a margem de erro da avaliação proporcionando um dispositivo computadorizado capaz de realizar medidas seguindo um protocolo e relacionar a medida de um segmento com a posição do outro, o que garante a precisão e elimina diversos conflitos de interpretação. Como as avaliações são gravadas, é possível também compará-las antes e depois do tratamento para analisar sua eficácia.

1.3 – Apresentação da Dissertação

Esta dissertação está dividida em 6 capítulos, incluindo esta introdução :

- Capítulo 2. Apresentação dos dispositivos utilizados na área para avaliar os movimentos.
- Capítulo 3. Metodologia utilizada para desenvolver e avaliar o eletrogoniometro computadorizado.
- Capítulo 4. Resultados obtidos.
- Capítulo 5. Conclusões.
- Capítulo 6. Referências bibliográficas.

CAPÍTULO 2

Dispositivos

Para analisar os movimentos dos MMSS é possível utilizar análise cinemática, dispositivos baseados em potenciômetros, ultra-som, magnetismo, entre outros. Os mais recentes avanços nestas técnicas são descritos a seguir:

2.1 – Sistemas Simplificados para Análise Cinemática de Movimentos

Técnicas que utilizam o processamento de imagens requerem pelo menos 4 câmeras e uma estação de trabalho, no entanto existem simplificações deste tipo de avaliação como por exemplo o trabalho realizado por BRAIDOT et al. (2001) onde é utilizada uma única câmera que filma um paciente caminhando. Este paciente possui marcas reflexivas que são colocadas nas articulações, e são captadas pela câmera, que tem um sistema de iluminação próprio FIGURA 2.1. Este tipo de iluminação permite visualizar com maior nitidez os adesivos reflexivos FIGURA 2.2, ou seja, a câmera é utilizada para captar a imagem gerada pelos adesivos e não pelo movimento do paciente como se propõem os sistemas tradicionais.

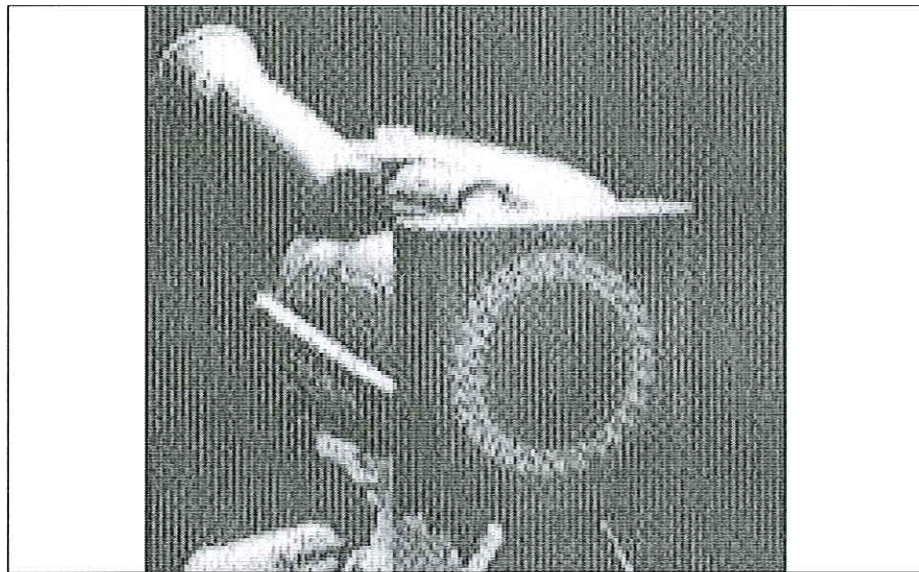


FIGURA 2.1. Câmera com sistema de iluminação. (BRAIDOT et al. (2001))

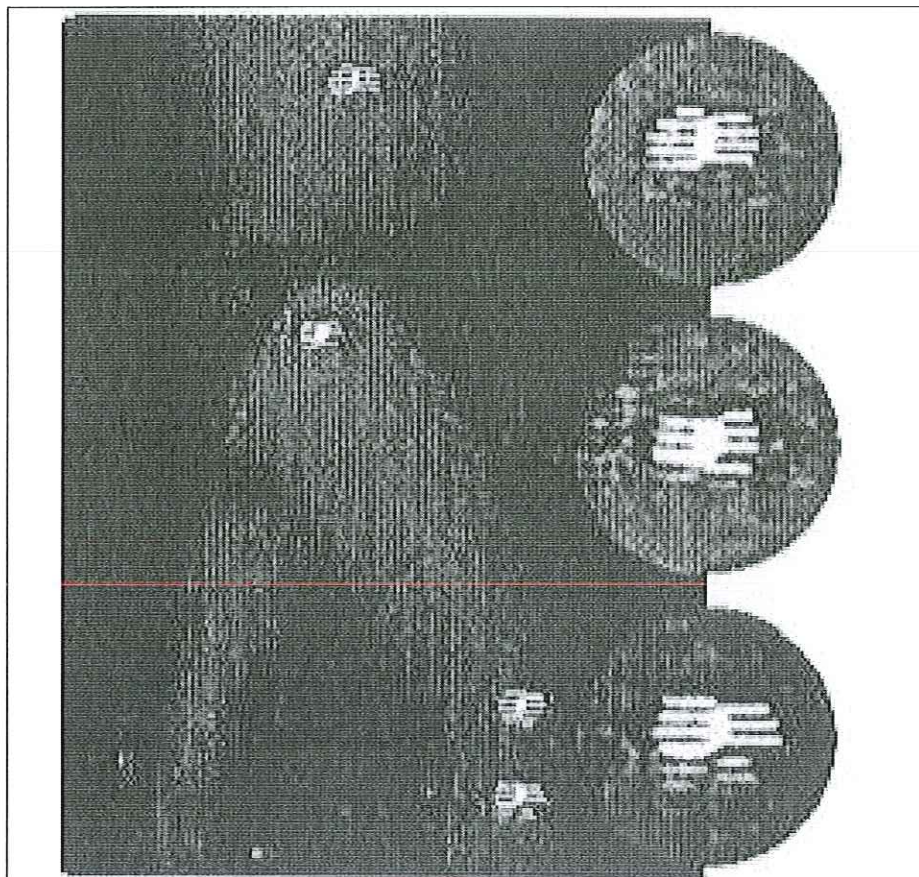
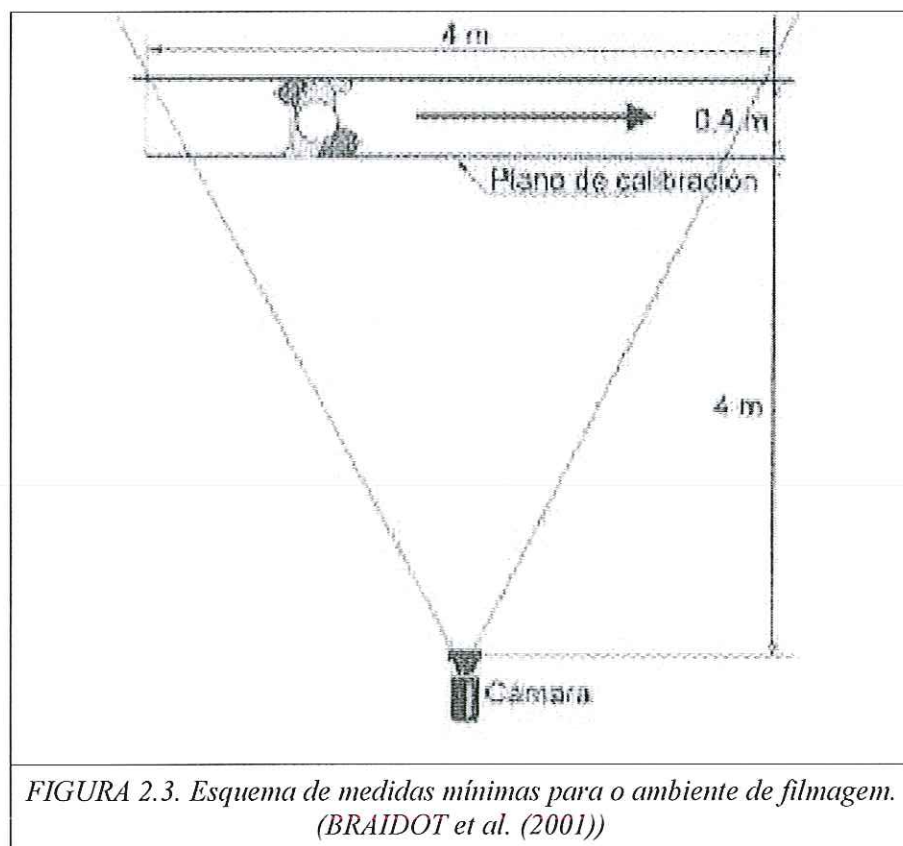


FIGURA 2.2. Imagem dos adesivos reflexivos. (BRAIDOT et al. (2001))

Após finalizar a aquisição do movimento do paciente, este vídeo é digitalizado e então pode-se obter as curvas de interesse e em particular os detalhes do

movimento humano sem ter em conta as forças internas e externas que o causam. O sistema pode ser dividido em três etapas principais: filmagem, digitalização e processamento por software. Para detectar de forma automática as marcas reflexivas em cada quadro do vídeo digitalizado, um paciente é filmado com 25 a 30 quadros por segundo. O ambiente utilizado para fazer a filmagem deve ter dimensões suficientes para colocar a câmara a pelo menos 4 metros do plano de filmagem FIGURA 2.3. Este processo assegura que o erro seja inferior a 5%.



A imagem analógica obtida pela filmagem é transformada em uma imagem digitalizada obtendo-se um arquivo em formato de extensão *avi*.

A última etapa é o processamento por software. Este software foi desenvolvido pelos autores em Borland Delphi 4, gerando as curvas características do movimento de forma automática. Para tanto deve-se marcar com o mouse a imagem de um marcador reflexivo no primeiro quadro, gerando uma máscara. Nos quadros seguintes esta máscara é comparada com a imagem. O algoritmo calcula então o erro

entre as imagens, atualiza a máscara e a compara com a imagem seguinte, efetuando este processo até o último quadro como descrito por BRAIDOT et al. (2000).

Outro trabalho que utiliza cinemática para análise de movimentos humanos foi desenvolvido por BARROS et al. (1999). Este trabalho consiste na concepção e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos, baseado em registro estereoscópicos de vídeo. O sistema proposto consiste fundamentalmente de equipamentos não dedicados e um programa de computador. Os equipamentos necessários são: duas câmeras de vídeo Hi-8 com frequência de captura de 50 Hz, conversor analógico-digital para o sinal de vídeo, computador PC 486 ou superior com mínimo de 8Mbytes de memória RAM, monitor com paleta superior a 256 cores simultâneas e tripés para as câmeras. O sistema integra os recursos de detecção automática de marcadores (tracking) baseados em conceitos de processamento de imagem. Além disso, algoritmos para calibração das câmeras e reconstrução tridimensional de coordenadas foram desenvolvidos e implementados. Desta forma, diferentemente dos demais sistemas disponíveis, o sistema desenvolvido não necessita de equipamentos dedicados e permite que diferentes tipos de marcadores sejam usados. O autor conclui que a idéia do trabalho mostrou-se abrangente e viável. A construção de um ambiente computacional que integra inúmeros recursos de extração de padrões em imagens digitais, fortemente fundamentados teoricamente, indica que o sistema poderá ser aplicado em diferentes contextos com grande sucesso.

2.2 – Eletrogoniometria Utilizando Potenciômetros

2.2.1 – Análise de Movimento de Membros Inferiores

No intuito de simplificar o processo de medida dos movimentos BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001) apresentaram uma alternativa ao método cinemático em um trabalho que analisa a movimentação dos membros inferiores de forma a adquirir os dados angulares. O equipamento utiliza eletrogoniômetros baseados em potênciômetros FIGURAS 2.4 e 2.5.

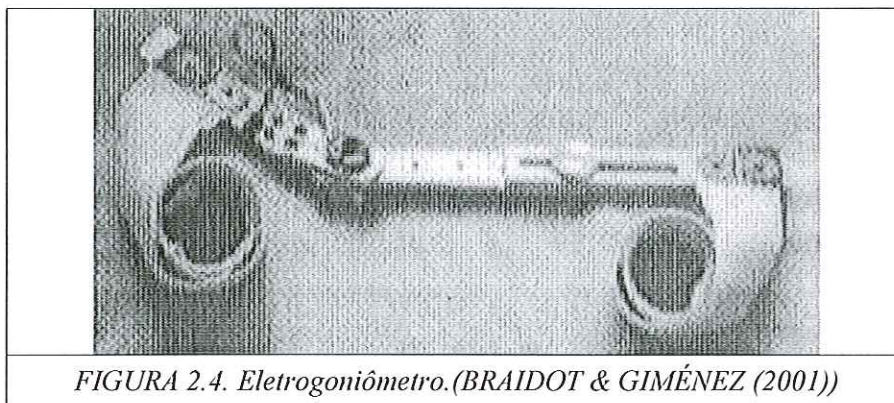


FIGURA 2.4. Eletrogoniômetro. (BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001))

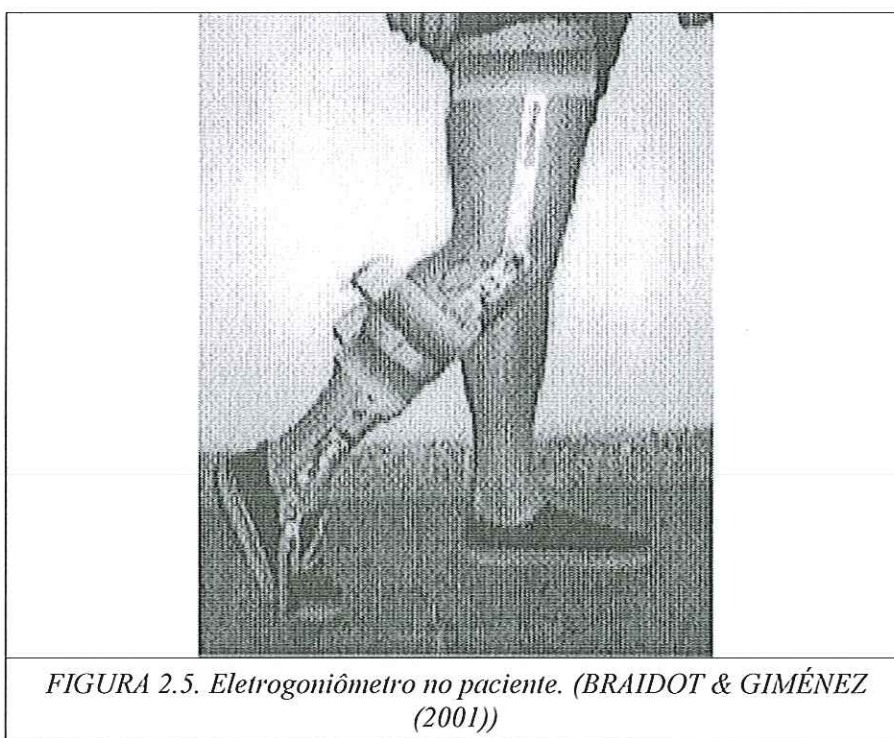


FIGURA 2.5. Eletrogoniômetro no paciente. (BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001))

O potenciômetro é um resistor de contato móvel e seu funcionamento circular é convertido em um sinal elétrico diretamente proporcional ao ângulo girado. A resistência entre o contato móvel e o contato fixo do potenciômetro pode ser expresso pela equação (eq. 2.1).

$$R = \frac{1}{\sigma A} (1 - x) \quad (\text{eq. 2.1})$$

Onde: x: distância entre os terminais.
 A: área de contato.
 σ : a resistividade.

O potenciômetro é ligado a um microcontrolador PIC 16C74A que converte o sinal analógico em sinal digital por intermédio de um conversor interno. Este sinal é enviado por um transmissor de rádio frequência à um receptor de RF conectado a um circuito integrado MAX232 que transforma o sinal digital em um sinal de nível TTL armazenado pela porta serial do PC.

Entretanto os potenciômetros utilizados não apresentaram a precisão desejada, apesar de serem pouco sensíveis a choques mecânicos, normais ao manuseio.

2.2.2 – Análise Posição e Força de Membros Superiores

Para analisar não só a força utilizada pela mão de um paciente mas também sua posição, CASTRO & CLIQUET Jr. (1997) desenvolveram uma luva de lycra com resistores de sensíveis a força (FSR's) FIGURA 2.6, que em conjunto com um eletrogoniômetro, permite a análise não só da força utilizada pelo paciente mas também da posição da mão durante a manipulação do objeto.

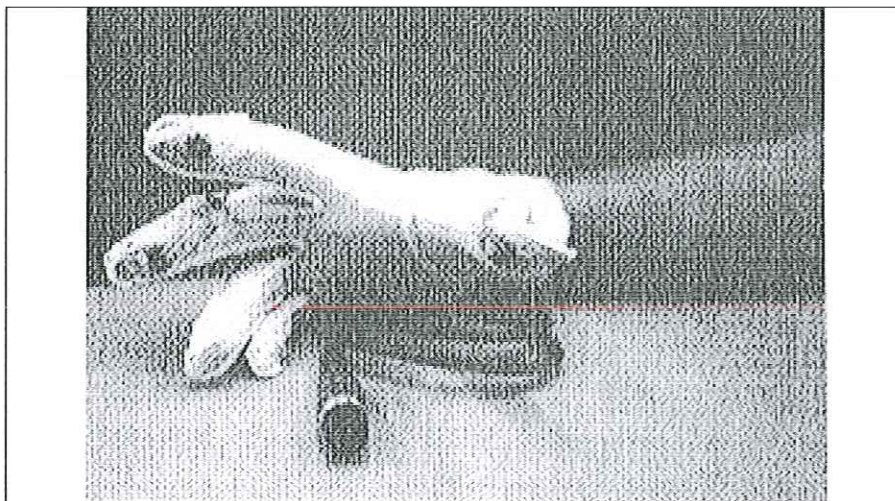


FIGURA 2.6. Luva de lycra com FSR's. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))

O eletrogoniômetro consiste de duas pequenas hastes com um potenciômetro colocado em seu eixo FIGURA 2.7. Este potenciômetro é capaz de medir o ângulo formado entre as duas hastes.

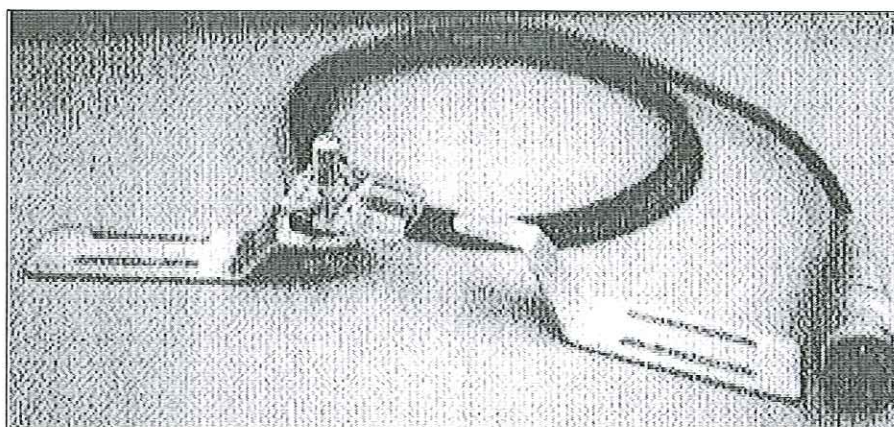


FIGURA 2.7. Eletrogoniômetro. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))

Para efetuar a medida de força os autores utilizaram um FSR (Force Sensing Resistors) desenvolvido pela Interlink Eletronics FIGURA 2.8. O FSR é constituído de duas lâminas que possuem capacidade de condutância que varia de acordo com a pressão aplicada.

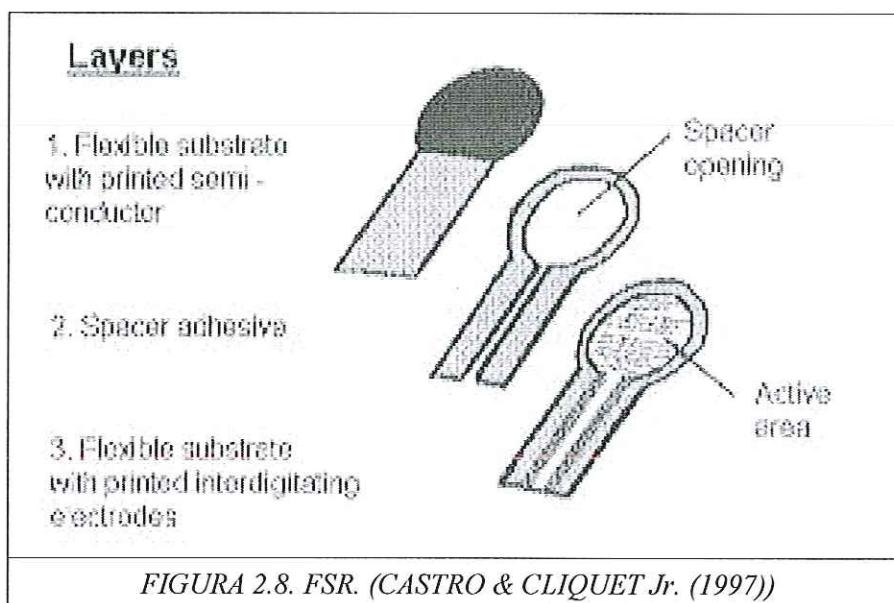


FIGURA 2.8. FSR. (CASTRO & CLIQUET Jr. (1997))

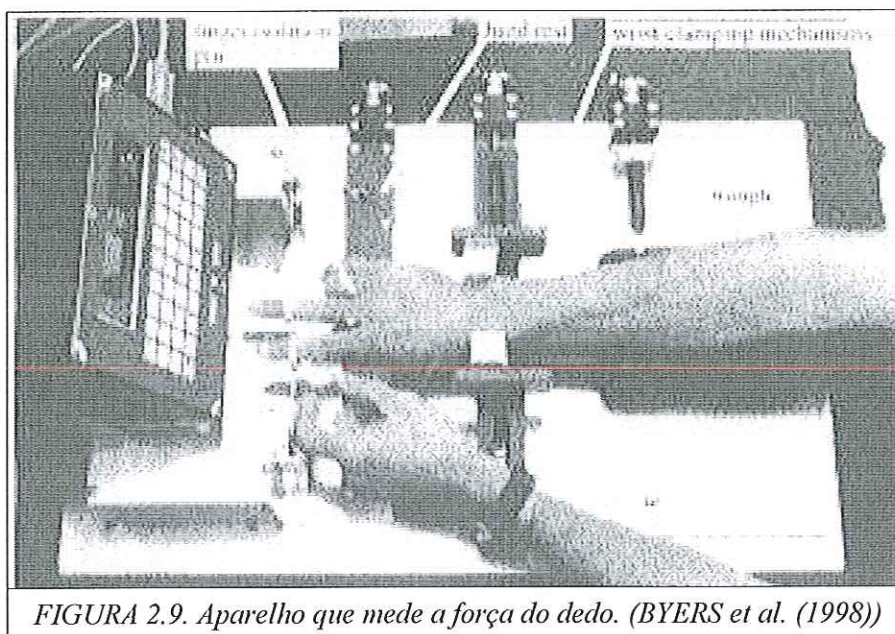
As vantagens da utilização deste dispositivo são além do seu tamanho reduzido (38.1 X 7.6 X 0.25 mm e 5 mm de diâmetro circular), a sua baixa sensibilidade a interferências sonoras e vibrações para uma sensibilidade de força de 100g-10Kg.

O sistema foi testado em trinta pacientes normais. Comparações entre os valores iniciais e finais da posição de extensão do braço mostraram um desvio padrão menor que 2° para 98,7% dos pacientes. Este resultado mostra a eficácia do

eletrogoniômetro conectado ao sistema. Com relação a variação da força, o sistema foi efetivo em 73,3% dos casos, que corresponde a vinte e dois pacientes. Os outros oito pacientes apresentaram algum problema nos testes. Segundo os autores estes problemas podem estar relacionados ao tamanho inadequado da luva ou ao posicionamento inadequado do sensor.

2.3 – Medidas de Força com Strain Gages

Num trabalho desenvolvido por BYERS et al. (1998), um aparelho permite medir a força dos músculos do dedo indicador e do dedo médio. O instrumento é capaz de medir as forças laterais que afastam estes dedos através da utilização de strain gages. O sinal do strain gage amplificado e filtrado por um filtro passa baixa e é enviado a um microcontrolador para o processamento dos dados. Os dados podem ser armazenados ou podem ser apresentados em uma tela de cristal-liquido FIGURA 2.9.



Para efetuar a medida os dedos devem ser inseridos em dois anéis plásticos, ligados através de hastes ao strain gage que transforma o movimento de estiramento em tensão. Desta maneira é possível medir a força exercida pelos dedos para efetuar este movimento.

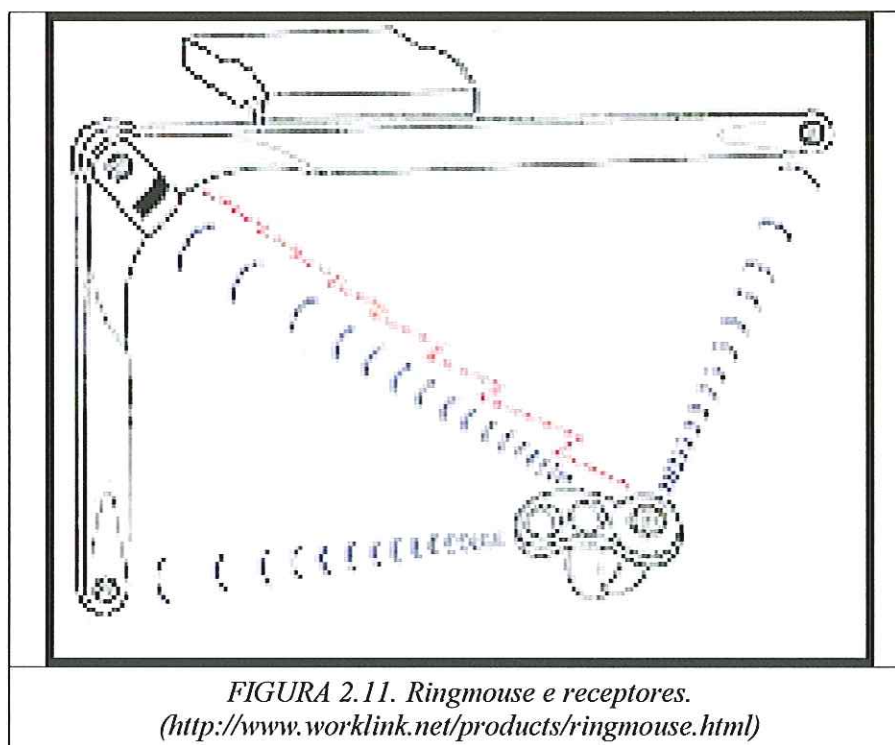
2.4 – Avaliação de Posicionamento Utilizando Ultra-som

Em um sistema ultra-sônico o transmissor envia um som de alta frequência, este sinal é detectado pelo receptor que é capaz de calcular a distância entre ele e o emissor. Utilizando três receptores e medindo os valores recebidos, o computador pode calcular o ponto do espaço onde encontra-se o transmissor. Por exemplo o Ringmouse desenvolvido pela KANTEK é um anel de dedo sem fio que foi utilizado com a função de mouse FIGURA 2.10.



FIGURA 2.10. Ringmouse. (<http://www.byte.com/art/9602/sec17/art6.htm>)

Quando o ringmouse recebe um sinal infravermelho do computador ele envia um pulso ultra-sônico que é captado pelos três receptores FIGURA 2.11, o atraso no pulso corresponde a distância e a localização do ringmouse pode ser calculada. Isto permite informar muito bem a localização em X, Y, Z. Esta técnica também é utilizada no Nintendo Powerglove e no Logitech ultrasonic tracker.



Os sistemas ultra-sônicos tem a vantagem de serem precisos e baratos, porém o atraso que ocorre entre o transmissor e o receptor não permite o envio de um novo sinal até que o sinal anterior tenha sido recebido. Outro fato que deve ser considerado é o eco. Todos estes fatores propiciam um significativo atraso. Estes dispositivos necessitam de um raio de ação entre o transmissor e o receptor sem que nada obstrua o fluxo do sinal. Outro importante aspecto é com relação ao barulho, por exemplo; o som de chaves batendo próximo ao dispositivo pode simplesmente interromper todo o funcionamento do dispositivo, pois este som cria uma harmônica com frequência semelhante a utilizada pelo dispositivo, confundindo as informações entre transmissor e receptor.

2.5 – Avaliação de Movimentos Utilizando Magnetismo

Os sistemas de detecção de movimento que usam o magnetismo possuem o mesmo princípio de funcionamento dos sistemas que utilizam ultra-som. Por exemplo, o Fastrack de STEVENSON (2000) transmite um campo magnético através de uma antena. Os sensores podem detectar a intensidade e a direção do campo. Esta

informação é então utilizada pelo computador para calcular a posição e orientação do objeto acoplado a antena.

O Fastrack é conectado ao computador através da porta serial RS-232. No modo ASCII requer sete bytes para enviar um número; um para o sinal, três para a parte inteira, um para o ponto decimal e dois para a parte fracionária. Em modo binário, os números precisam de quatro bytes que utilizam o formato padrão ANSI/IEEE 754-1985.

O Fastrack tem uma precisão de 0.08 cm RMS no sensor de posição e 0.15° RMS no sensor de orientação.

2.6 – Conclusão da Revisão Bibliográfica

Os dispositivos desenvolvidos utilizando técnica cinemática possuem na sua maioria um alto custo tanto computacional quanto em equipamentos, tornando sua utilização inacessível para clínicas ou laboratórios de pequeno porte. Já os dispositivos que utilizam técnicas baseadas em ultra-som ou em magnetismo tem um custo relativamente baixo, no entanto podem não funcionar caso algum ruído com frequência similar a do dispositivo ocorrer durante seu funcionamento ou até mesmo se sobrepor às informações de controle.

A goniometria por sua vez possui custo baixo, não é influenciada por ruídos, porém os resultados do exame podem estar comprometidos pelos fatores subjetivos inerente a este tipo de avaliação. De fato o goniômetro não é fixado na articulação do paciente e é muito provável que os pontos de referência se desloquem durante seus movimentos.

CAPÍTULO 3

Metodologia

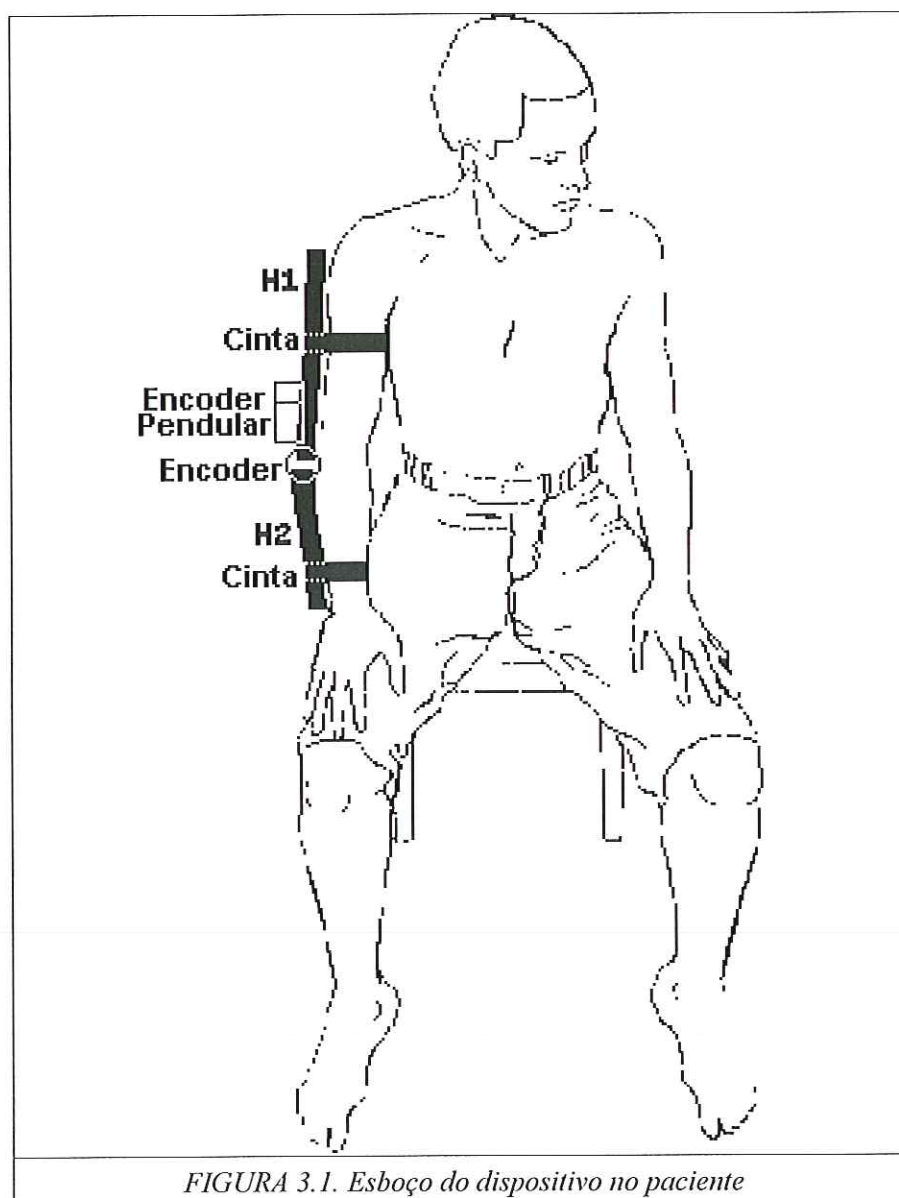
3.1 – Introdução

Para substituir os goniômetros universais e efetuar as medidas de flexão e extensão do cotovelo e também as medidas de flexão e extensão e abdução e adução do ombro, projetamos um dispositivo que possui duas hastes de alumínio ligadas a sensores óticos (*encoders*) que medem os ângulos e registram os resultados no computador. Uma interface com o usuário avalia a posição do dispositivo no início do procedimento.

O dispositivo está fixo no paciente durante toda a medida, evitando os erros decorrentes de mudanças de colocação.

Para o correto registro dos movimentos não é necessário fixar as costas do paciente na cadeira já que desenvolvemos *encoders* pendulares para medir tanto a flexão e extensão quanto a abdução e adução do ombro. Com estes dispositivos, os *encoders* pendulares sempre permanecerão na direção normal, ou seja perpendicular ao solo, mantendo a referência necessária para obtermos o ângulo do movimento do ombro. Os dois *encoders* pendulares estão dispostos perpendicularmente entre si e através da interface com o computador são capazes de registrar os ângulos do movimento do ombro FIGURA 3.1.

Para medir o ângulo dos movimentos do ombro, desenvolvemos um sistema de engrenagem pendular.



A medida da flexão e extensão do cotovelo é feita através das hastas, H1 e H2 que possuem entre si uma dobradiça e um sensor ótico que mede o ângulo entre elas e o registra através da interface no computador.

A haste H2 possui seu comprimento regulável para ser adaptada as diversas constituições morfológicas dos pacientes.

A interface com o computador foi feita através da porta serial do microcomputador permitindo a utilização do dispositivo na maior parte dos equipamentos de informática existentes.

Como não há valores “normais” utilizamos uma análise estatística para comparar os resultados obtidos com valores baseados na proposta da AMERICAN ACADEMY ORTHOPAEDIC SURGEONS E THE VETERANS ADMINISTRATION OF UNITED STATES OF NORTH AMERICA (1963).

A definição e o perfeito conhecimento da amplitude dos movimentos permitirá efetuar comparações durante as várias fases do tratamento.

3.2 - Definição dos Planos e Movimentos a Serem Analisados

Todos os movimentos do ombro e do cotovelo comumente medidos são efetuados em um dos três planos geométricos TABELA 3.1.

TABELA 3.1. Articulações e movimentos que podem ser medidos com goniometria de círculos completos ou 360° e exceções ao sistema. (KOTTKE (1994)).		
Articulações e movimentos medidos em um círculo completo (360°)		Exceções ao sistema de círculo completo
Plano Sagital	Plano Frontal	
Ombro: flexão-extensão Cotovelo: flexão-extensão	Ombro: abdução-adução	Antebraço: supinação-pronação (abdução-adução)

No plano sagital têm lugar os seguintes movimentos: flexão e extensão nos ombros; flexão e extensão nos cotovelos. Os movimentos no plano frontal ou coronal são a abdução e adução dos ombros. A pronação e supinação dos antebraços constituem exceção ao sistema de círculo inteiro ou 360°.

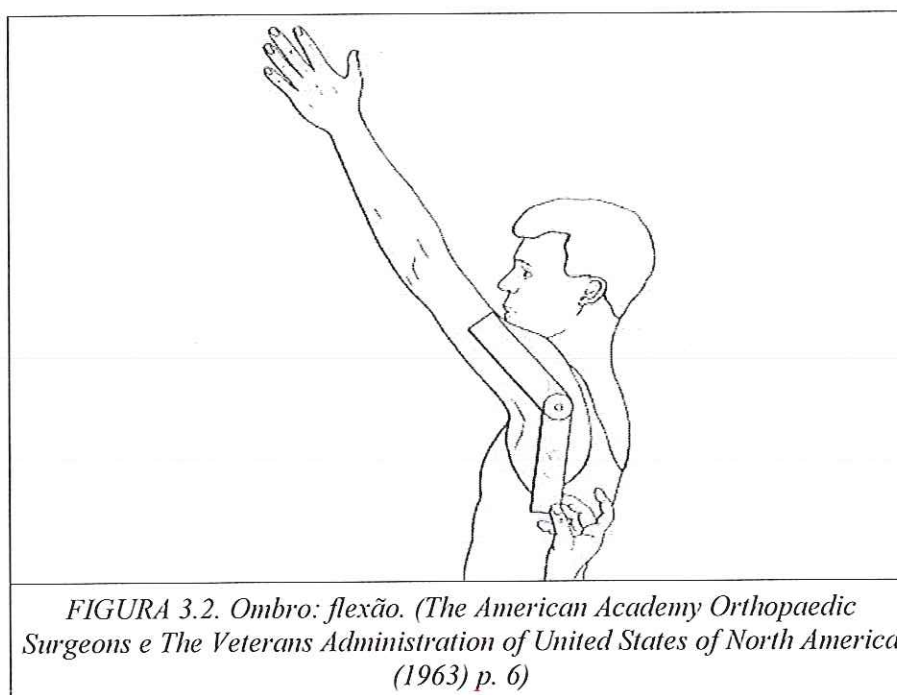
Nem todos os movimentos articulares possíveis são medidos no exame usual, porque nem todos são importantes para os diagnósticos patológicos ou funcionais do paciente ou para o plano de tratamento. Por outro lado, alguns movimentos articulares somente podem ser medidos grosseiramente e não se justificam esforços para representação exata. Portanto limitamos os movimentos que o dispositivo deverá medir para este projeto à: abdução e adução, flexão e extensão nos ombros e a flexão e extensão do cotovelo. A posição do goniômetro universal para avaliar cada um destes está descrita a seguir:

3.3 – Protocolo para Avaliação dos Movimentos com o Goniômetro Universal

3.3.1 – Articulação do Ombro

3.3.1.1 - Movimento de Flexão:

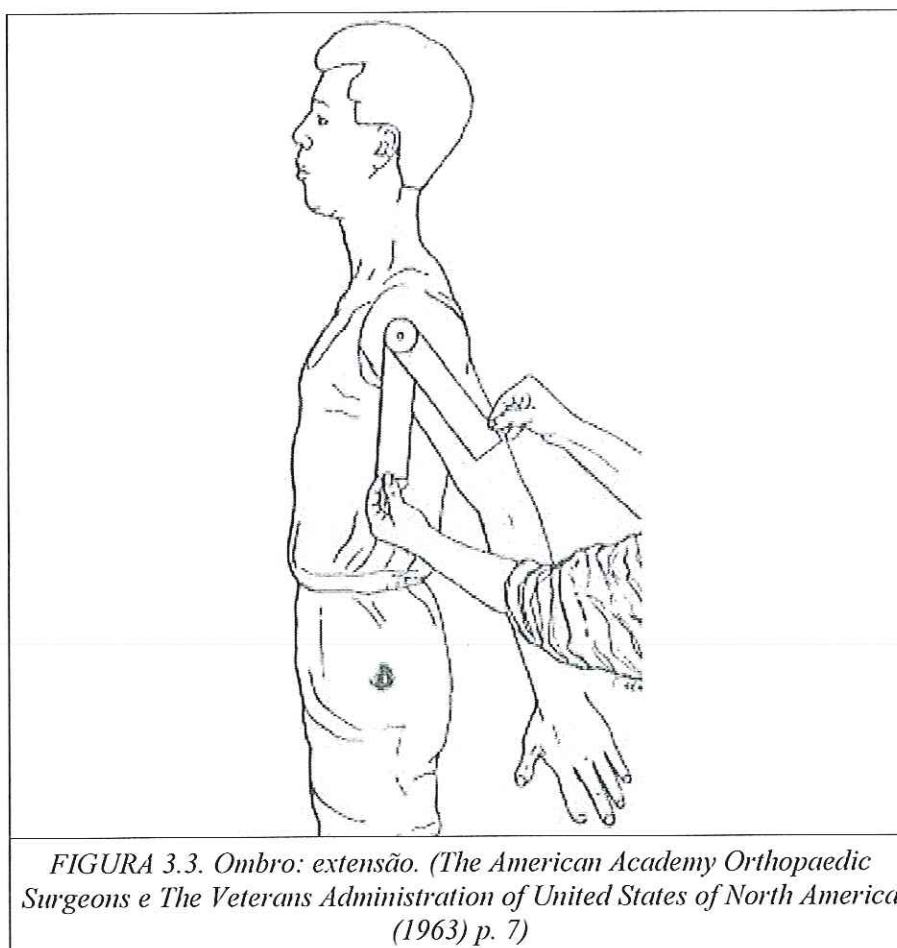
- 0 – 180 graus. O movimento deve ser realizado levando o braço para a frente, com a palma da mão voltada medialmente paralela ao plano sagital FIGURA 3.2.



- Posição ideal: É com o indivíduo sentado, a posição alternativa é em pé com os braços ao longo do corpo podendo também ficar deitado em decúbito dorsal mantendo sempre um bom alinhamento postural.
- Para a medição com o goniômetro universal o braço fixo deste deve ser colocado ao longo da linha axilar média do tronco, apontando para o trocanter maior do fêmur. O braço móvel do goniômetro deve ser colocado sobre a superfície lateral do corpo do úmero voltado para o epicondilo lateral. O eixo do goniômetro fica próximo ao acrômio.

3.3.1.2 - Movimento de Extensão:

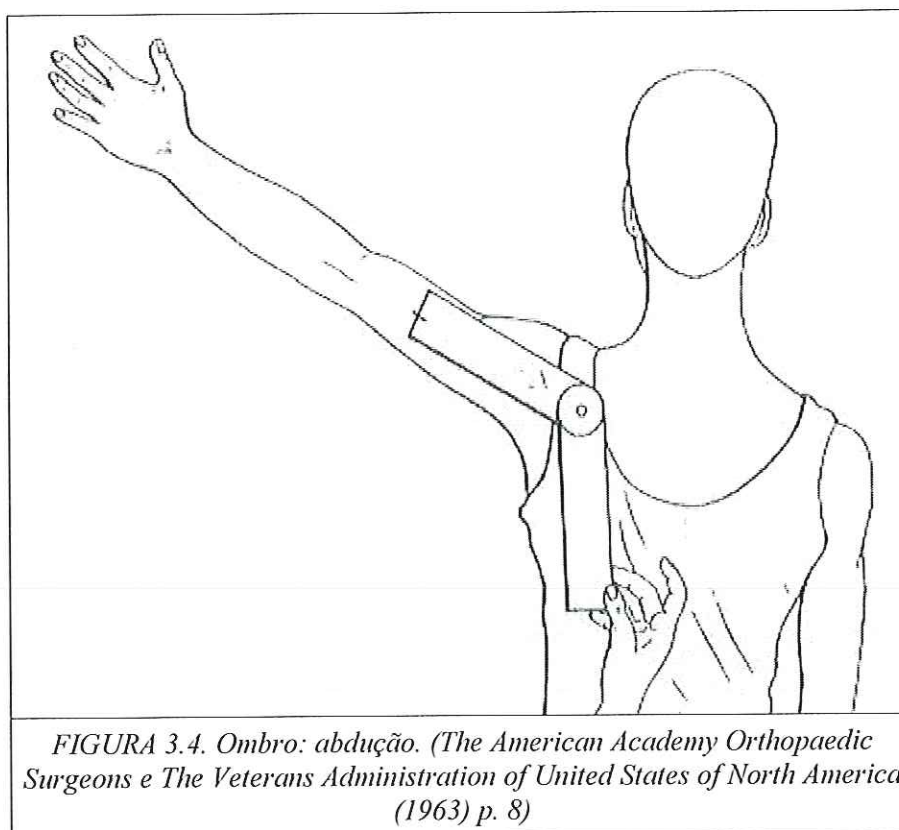
- 0 – 45 graus. A palma da mão voltada medialmente paralela ao plano sagital e braço para trás FIGURA 3.3.



- Posição ideal é com o indivíduo sentado, a posição alternativa é em pé, ou deitado em decúbito ventral mantendo os braços ao longo do corpo.
- Para a medição o braço fixo do goniômetro universal deve ser colocado ao longo da linha axilar média do tronco, apontando para o trocanter maior do fêmur. O braço móvel do goniômetro deve ser colocado sobre a superfície lateral do corpo do úmero voltado para o epicondilo lateral. O eixo do goniômetro deverá ficar sobre o eixo látero-lateral da articulação glenoumeral, próximo ao acrômio.

3.3.1.3 - Movimento de Abdução:

- 0 – 180 graus. O movimento deve ser realizado elevando o braço lateralmente em relação ao tronco. Neste movimento inclui-se o movimento da escápula a partir dos 90° FIGURA 3.4.

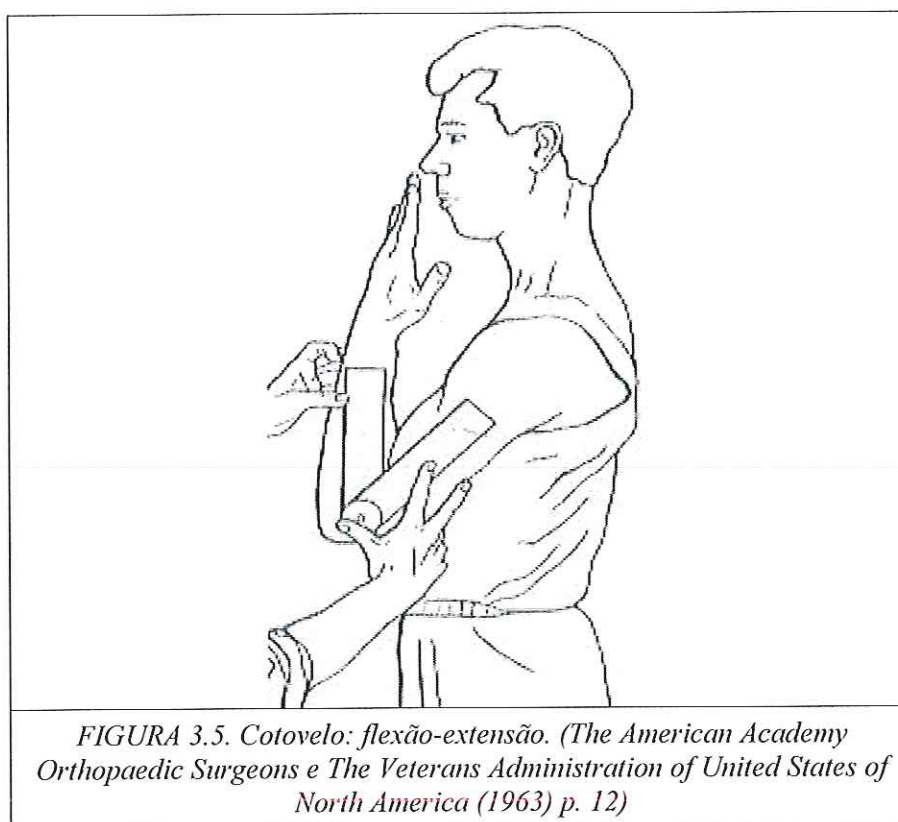


- Posição ideal pode ser sentado ou em pé, mas de costas para o fisioterapeuta. A palma da mão ficará voltada anteriormente, paralela ao plano frontal.
- Para a medição o braço fixo do goniômetro universal deve ser colocado sobre a linha axilar posterior do tronco. O braço móvel do goniômetro deve ser colocado sobre a superfície posterior do braço do indivíduo, voltado para a região dorsal da mão. O eixo do movimento ficará próximo ao acrômio, porém não se deve ajustar o goniômetro a fim de fazer coincidir seu eixo sobre este ponto anatômico.

3.3.2 - Articulação do Cotovelo

3.3.2.1 - Movimento de Flexão e Extensão:

- 0 – 145 graus. O movimento de extensão é considerado o retorno da flexão, ou seja, 145 – 0 graus. Será realizado com a palma da mão mantida na posição anatômica FIGURA 3.5.



- Posição ideal é com o indivíduo sentado, podendo estar em pé ou deitado em decúbito dorsal com membro superior posicionado junto ao tronco respeitando a posição anatômica.
- Para a medição o braço fixo do goniômetro universal deve ser colocado ao longo da superfície lateral do úmero, orientado para o acrômio. O braço móvel do goniômetro deverá ficar sobre a face lateral do rádio apontando para o processo estilóide do mesmo. O eixo ficará aproximadamente no epicôndilo lateral do úmero.

3.4 – Protocolo para Avaliação do Novo Dispositivo

3.4.1 - Articulação do Ombro

3.4.1.1 - Movimento de Abdução-Abdução e Flexão-Extensão

- Posição ideal é com o paciente sentado, podendo estar em pé a partir da abdução total.
- Posição do novo dispositivo é a haste H1 direcionada para o acrômio face lateral, e a haste H2 direcionada para o processo de lister FIGURA 3.6.

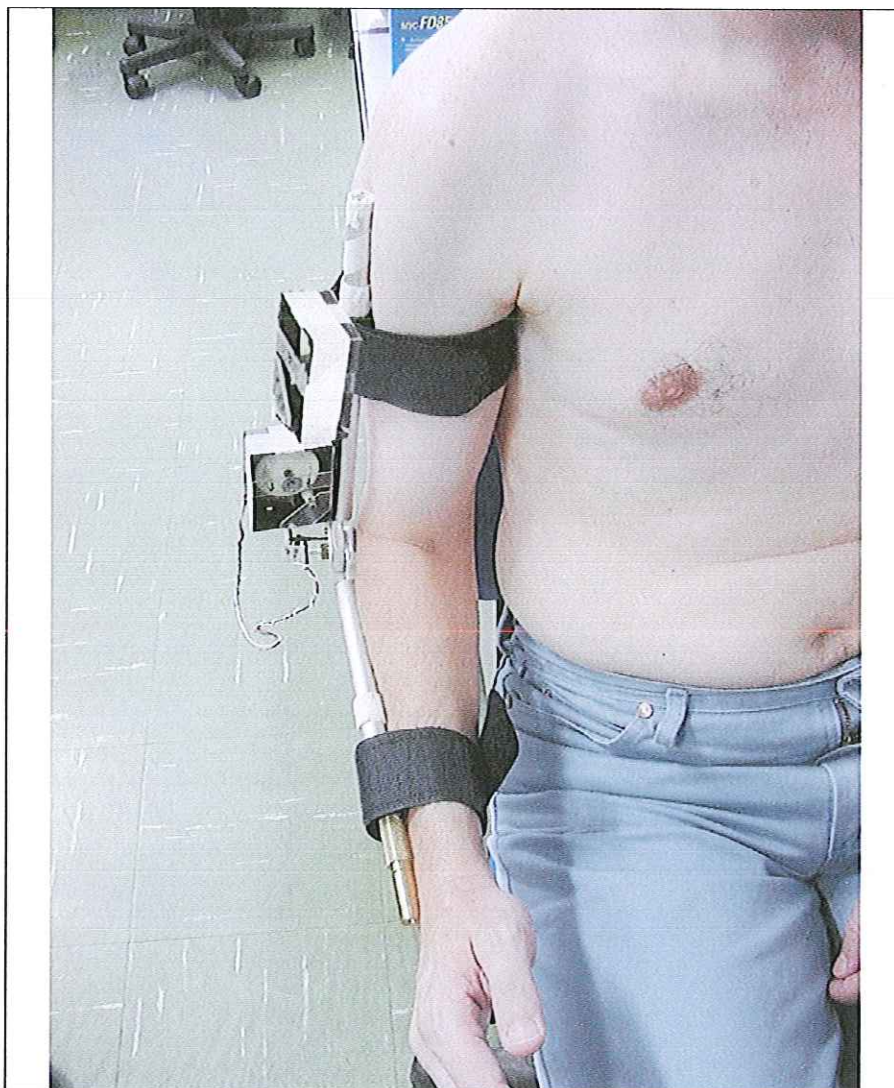
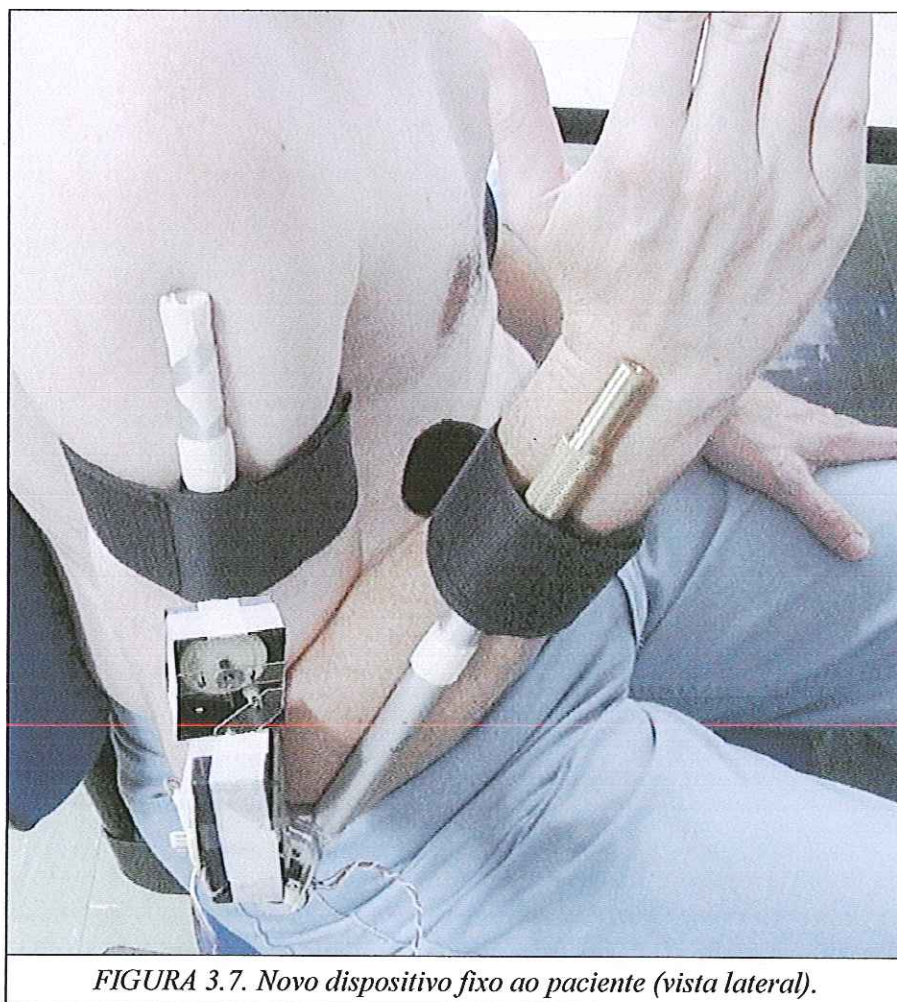


FIGURA 3.6. Novo dispositivo.

3.4.2 - Articulação do Cotovelo

3.4.2.1 - Movimento de Flexão-Extensão

- Posição ideal é com o paciente sentado, podendo estar em pé a partir da abdução total.
- Posição do novo dispositivo é a haste H1 direcionada para o acrômio face lateral, e a haste H2 direcionada para o processo de lister FIGURA 3.7.



Esta disposição é a mesma da anterior e serve para todas as medidas realizadas. O posicionamento do novo dispositivo não deve ser alterado para realizar a medida da abdução e adução de ombro e flexão e extensão de ombro e cotovelo respeitando os mesmos protocolos exigidos pela goniometria universal.

Conseguimos estes resultados utilizando dois *encoders pendulares* que garantem a perpendicularidade da medida em relação ao solo. Um *encoder* fica paralelo ao plano coronal e identifica os movimentos de abdução e adução de ombro outro *encoder pendular* fica paralelo ao plano sagital e identifica os movimentos de flexão e extensão. Estes dispositivos estão posicionados na parte distal do seguimento a ser verificado.

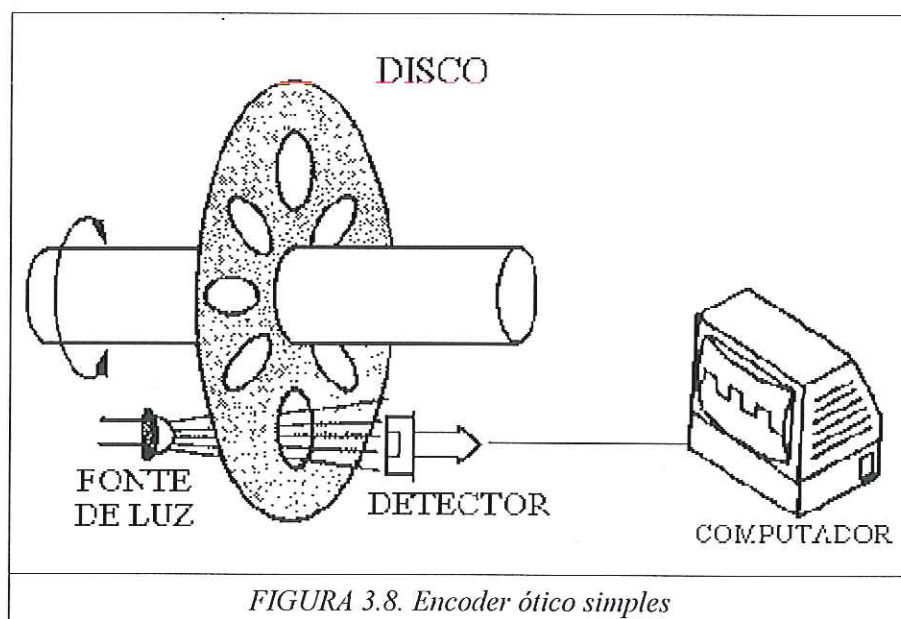
O movimento de flexão e extensão de cotovelo é verificado com um *encoder* posicionado no eixo da articulação do novo dispositivo e deve estar posicionado sobre epicôndilo lateral para o correto resultado do exame.

Estão sendo respeitadas neste protocolo as indicações para mensuração de movimentos dadas pela “*The American Academy Orthopaedic Surgeons e The Veterans Administration of United States of North America*”.

3.5 – Encoder

O *encoder* é um dispositivo que fornece informações sobre o status físico de seus movimentos como é descrito por FRANCHIN.

Na FIGURA 3.8 temos um exemplo que mostra a fonte de luz, o receptor e o disco perfurado que modula a recepção da luz.



Este disco está preso a um eixo ou motor, de forma a criar um movimento rotacional, enquanto que a fonte de luz e o receptor estão fixos. A rotação do disco cria uma série de pulsos pela interrupção ou não da luz emitida ao detector. Estes pulsos de luz são transformados pelo detector em uma série de pulsos elétricos. A frequência do pulso é diretamente proporcional ao número de rotações no intervalo de tempo, e ao número de furos ao longo do disco.

A função do *encoder* é de fornecer informações em duas áreas:

- Quantidade de movimento executado pelo eixo (ou pelo motor);
- Direção do movimento (horário ou anti-horário).

Informações adicionais, tais como taxa de movimento, podem ser obtidas pelo cálculo da divisão da quantidade de movimento pelo intervalo de tempo decorrido para tal movimento.

O *encoder* utilizado no novo dispositivo foi o *encoder* incremental pelo seu custo reduzido e pela facilidade de aquisição.

Os *encoders* óticos incrementais fornecem informações sobre o movimento executado e a direção da rotação deste movimento FIGURA 3.9.

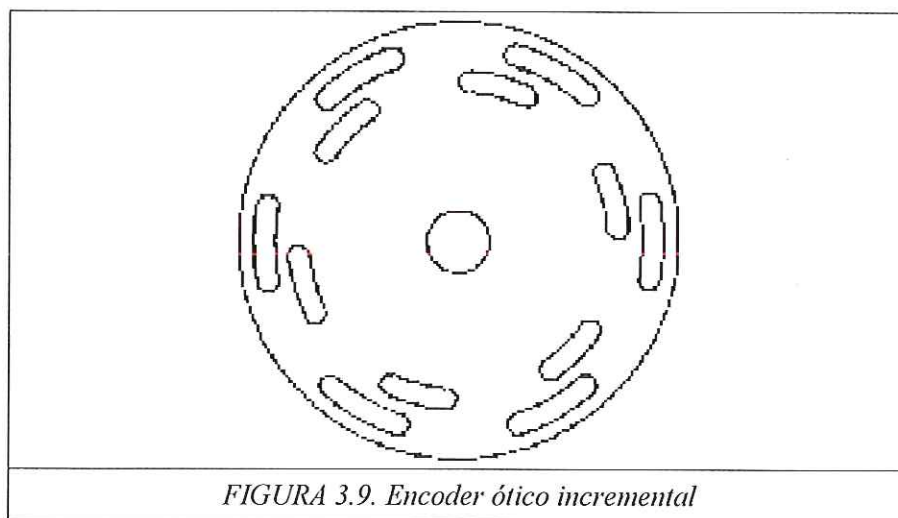


FIGURA 3.9. Encoder ótico incremental

Para determinar a quantidade de movimento realmente executada, um disco com uma única fileira de furos é suficiente. Porém, para determinar a direção da rotação, precisa-se de duas fileiras de furos no disco, como visto na FIGURA 3.9.

Para determinar o sentido de rotação, os sinais recebidos dos dois detectores de luz são considerados.

Os detectores de luz transformam os estados com ou sem luz em sinais elétricos digitais. Luz é transformado em 0 lógico e escuro em 1 lógico. Como resultado, quando o disco é movimentado no sentido anti-horário, o microprocessador recebe dos detectores uma série de sinais elétricos, como indicado na TABELA 3.2.

TABELA 3.2 Valores lógicos do <i>encoder</i> para o sentido anti-horário.		
Passo	Detector Externo	Detector Interno
Passo 1	0	1
Passo 2	1	1
Passo 3	1	0
Passo 4	0	0

Quando o movimento for no sentido horário, a série de sinais elétricos será como descrito na TABELA 3.3.

TABELA 3.3 Valores lógicos do <i>encoder</i> para o sentido horário.		
Passo	Detector Externo	Detector Interno
Passo 1	0	1
Passo 2	0	0
Passo 3	1	0
Passo 4	1	1

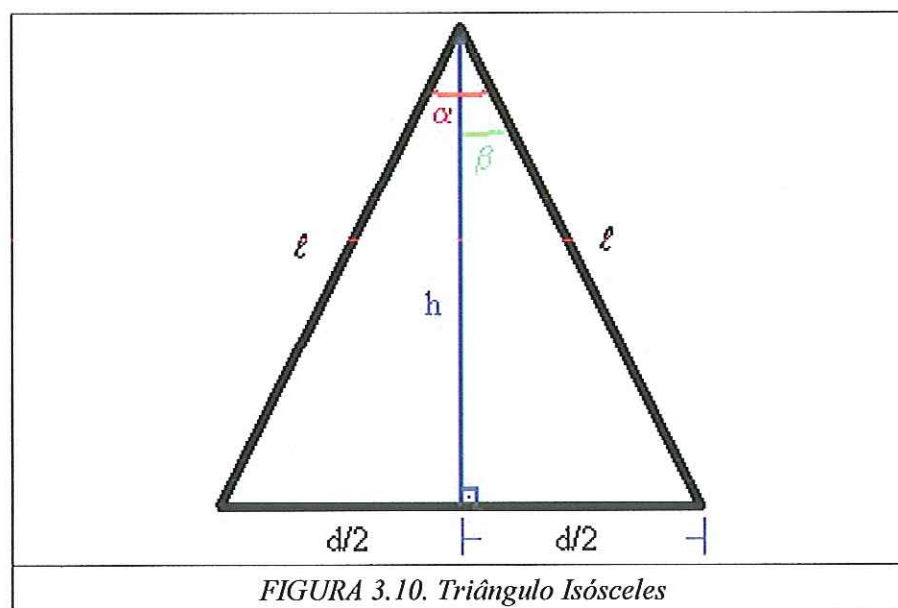
Os encoders óticos incrementais não fornecem informação sobre a localização absoluta do eixo de movimento no espaço. Mais precisamente, eles fornecem a quantidade de movimento executada pelo eixo, começando do momento em que o computador é ativado e o movimento começa. Se o sistema é desligado ou ocorre uma queda de energia, a informação da localização do eixo de movimento é perdida. Quando o sistema for religado, a posição dos eixos de movimento devem ser re-fixadas. Somente após isto ser feito, o controlador poderá identificar a posição correta novamente.

3.6 - O Software

Desenvolvemos um software utilizando como ferramenta o compilador Borland Delphi 3.0. Este software ou melhor dizendo, esta interface com o usuário, analisa as informações enviadas pelos encoders para a porta serial do computador. Estas informações são interpretadas e permitem analisar os movimentos do paciente, considerando não somente seus inícios e fins, mas também diversos instantes de sua trajetória, o que possibilita análises de velocidade, tremor, fadiga muscular e também a comparação de vários movimentos repetidos.

O circuito que implementamos tem a finalidade de medir o movimento do cotovelo e do ombro. Para obter o valor do ângulo do movimento executado, como o encoder utilizado mede deslocamento, desenvolvemos um algoritmo que utiliza as propriedades da trigonometria para transformar o deslocamento das hastes do dispositivo em um ângulo.

Sendo H1 e H2 as hastes do dispositivo de comprimento ℓ conhecido e d o deslocamento medido pelo encoder, podemos encontrar o ângulo do movimento α FIGURA 3.10.



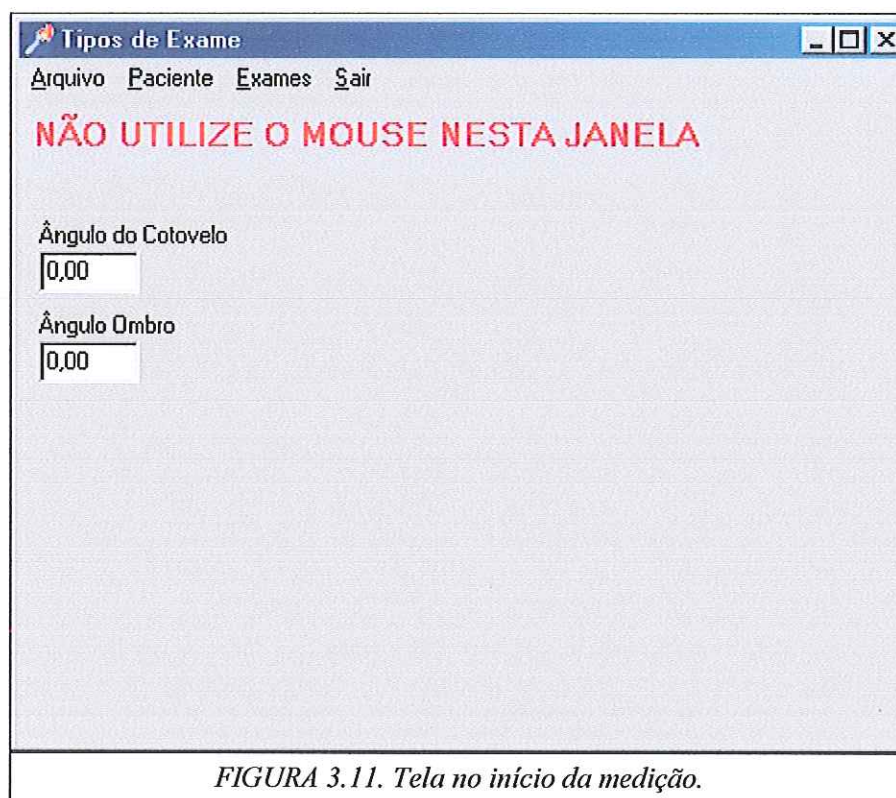
A forma imaginária do dispositivo é de um triângulo isósceles com dois lados de comprimento ℓ e um lado de comprimento d FIGURA 3.10. Utilizando a

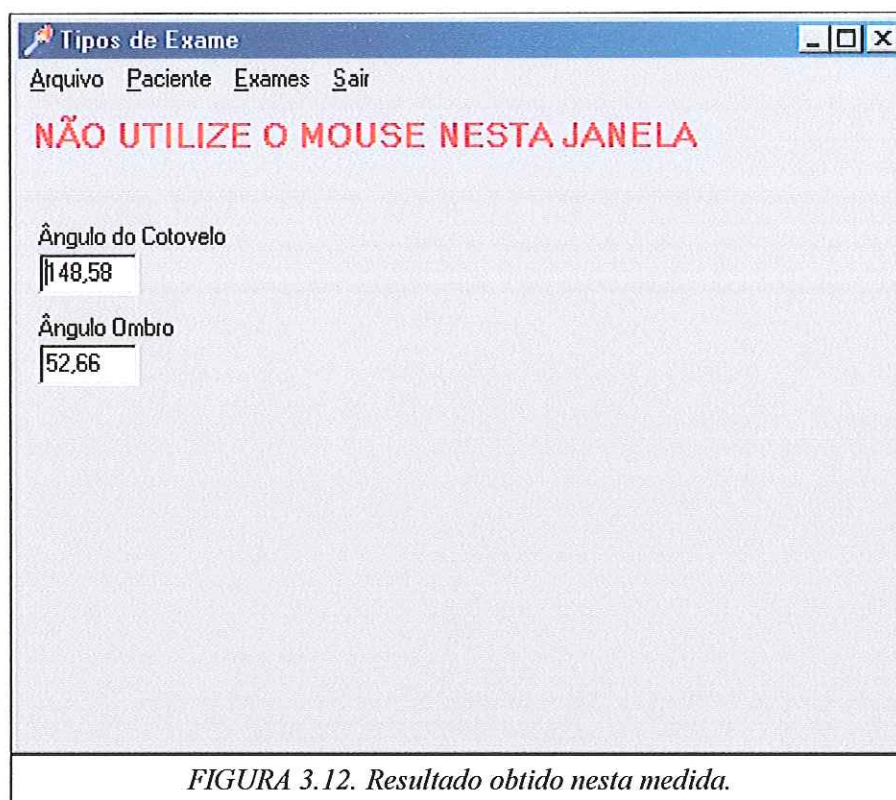
propriedade do triângulo retângulo, traçamos uma linha imaginária h para calcularmos o ângulo β através da eq. 3.1.

$$\text{sen } \beta = \frac{d/2}{l} \quad \text{eq. 3.1}$$

Com esta equação encontramos o valor do ângulo β e, como o ângulo α é o dobro de β , multiplicamos o valor de β por dois para encontrar o valor procurado.

A FIGURA 3.11 mostra a tela do software antes do início da medição enquanto que a FIGURA 3.12 mostra o valor dos ângulos medidos no procedimento aplicado.

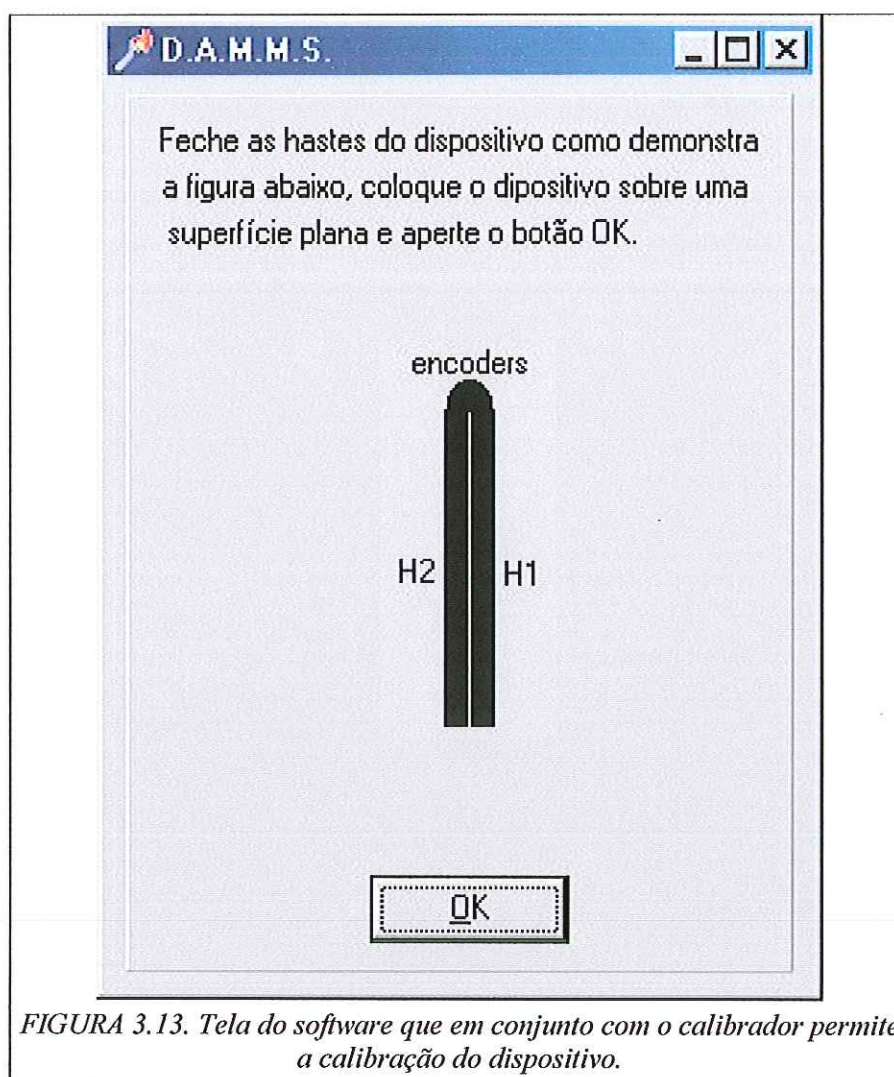




Nas FIGURAS 3.11 e 3.12 podemos observar que existem dois campos de medida de ângulo, um para a medida do cotovelo e outro para a medida do ombro. Estas medidas são independentes pois possuem sistemas distintos e por este motivo podem ocorrer simultaneamente.

3.7 – A Calibração

Como o encoder utilizado é do tipo incremental necessitamos iniciar o dispositivo de uma forma pré determinada para efetuar as medidas corretamente. Para tanto devemos fechar as hastes do dispositivo e colocá-lo sobre uma superfície plana verificada com um nível d'água. Esta situação permite que o software identifique que a haste H1 está paralela à haste H2 fornecendo o ângulo de 0° e o dispositivo estando sobre uma superfície plana permite que o software identifique que o ângulo do encoder pendular é de 90° FIGURA 3.13.



3.8 – Descrição do Protótipo

O dispositivo é composto de duas hastes feitas de tubo de alumínio com 1,6 cm de diâmetro e parede de 1 mm, a haste H1 tem comprimento de 24 cm, enquanto que a haste a H2 possui regulagem fazendo com que seu comprimento varie entre 29 cm e 19,50 cm. A articulação entre as duas hastes também foi desenvolvida em alumínio e seu projeto permite que o dispositivo tenha uma articulação de 0° a 310° FIGURA 3.14.

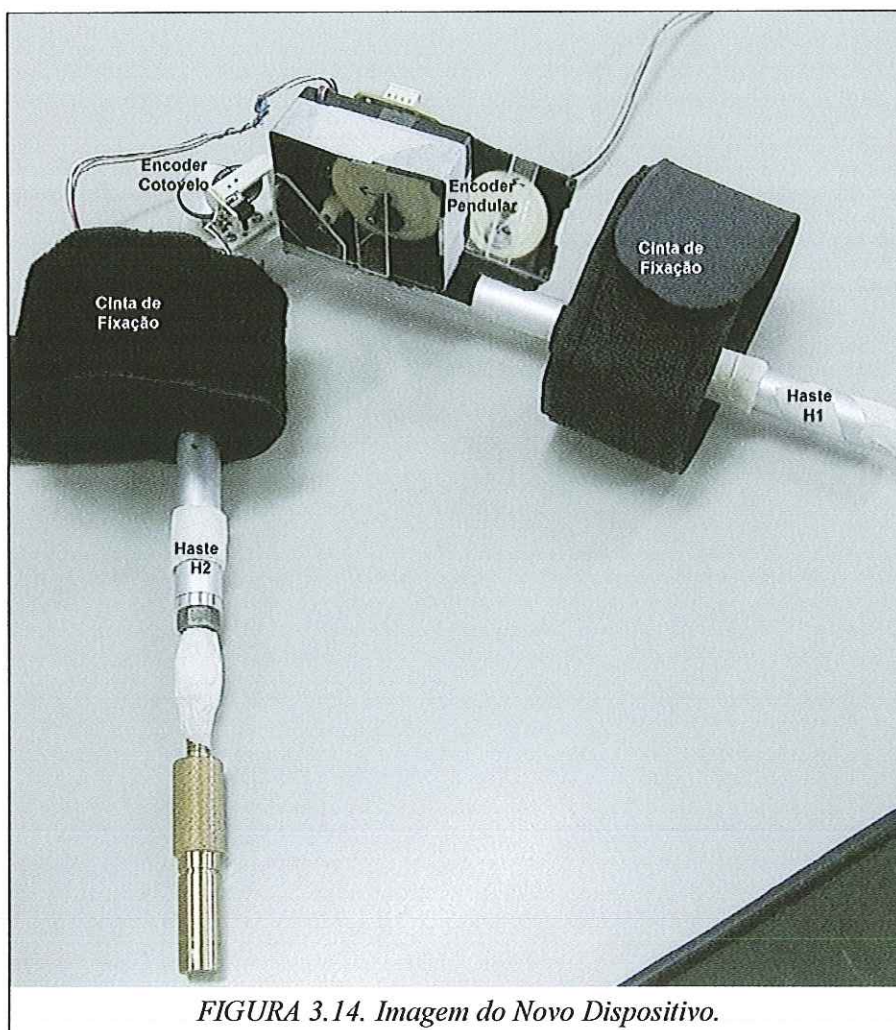


FIGURA 3.14. Imagem do Novo Dispositivo.

A FIGURA 3.15 apresenta o encoder utilizado para efetuar a mensuração de flexão-extensão de cotovelo.

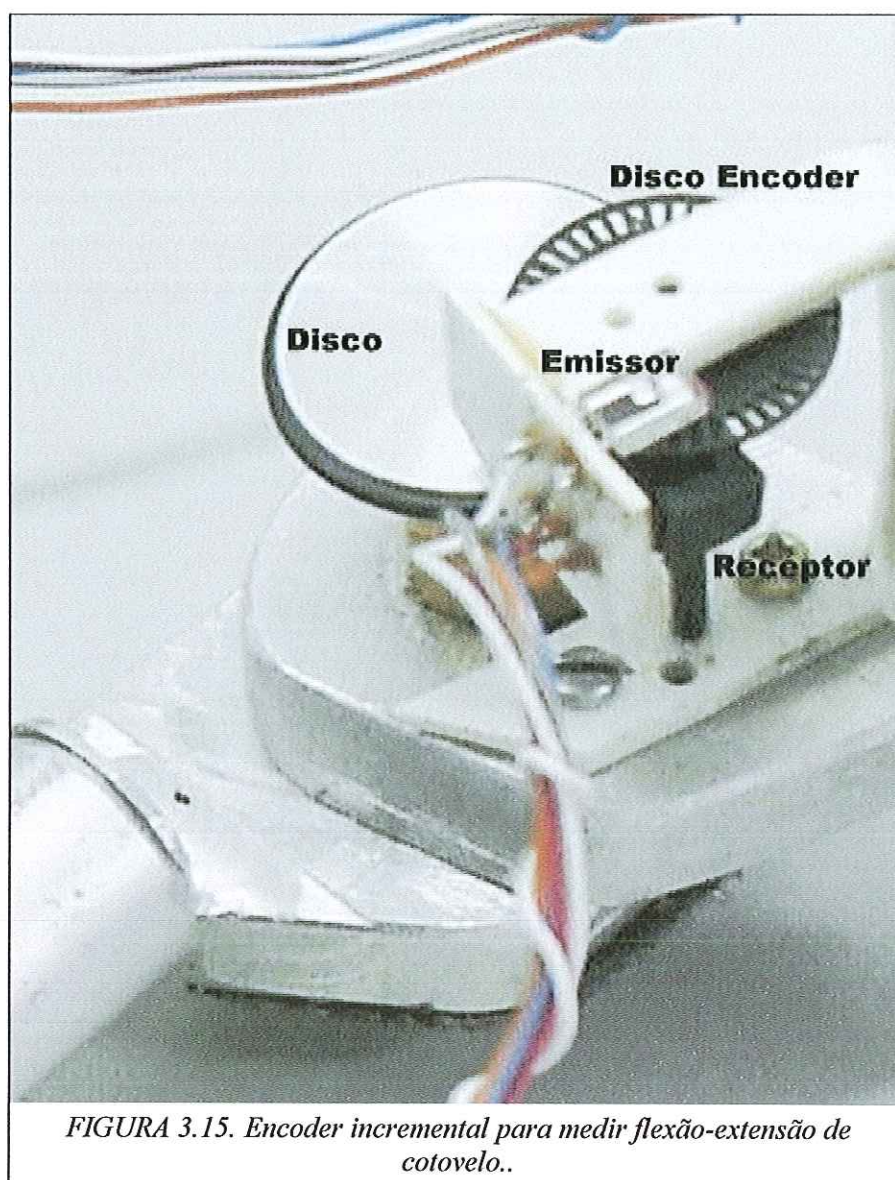


FIGURA 3.15. Encoder incremental para medir flexão-extensão de cotovelo..

Na Figura 3.15 podemos visualizar o disco de alumínio com 2.3 cm de diâmetro e seu anel de borracha de 1 mm de diâmetro colocados no eixo da articulação do dispositivo, este disco está em contato com o disco do encoder. O emissor de luz está na parte superior do disco do encoder e o receptor está sob suas perfurações, que possuem 2mm de comprimento por 0,5mm de largura cada uma das 45 perfurações existentes no disco encoder. Utilizamos um disco para girar o disco do encoder efetuando uma redução de 8X1, melhorando a precisão.

A FIGURA 3.16 apresenta a caixa onde foi montado o encoder que funciona por ação da gravidade, como um pêndulo. O eletrogoniômetro computadorizado utiliza dois sensores deste tipo.

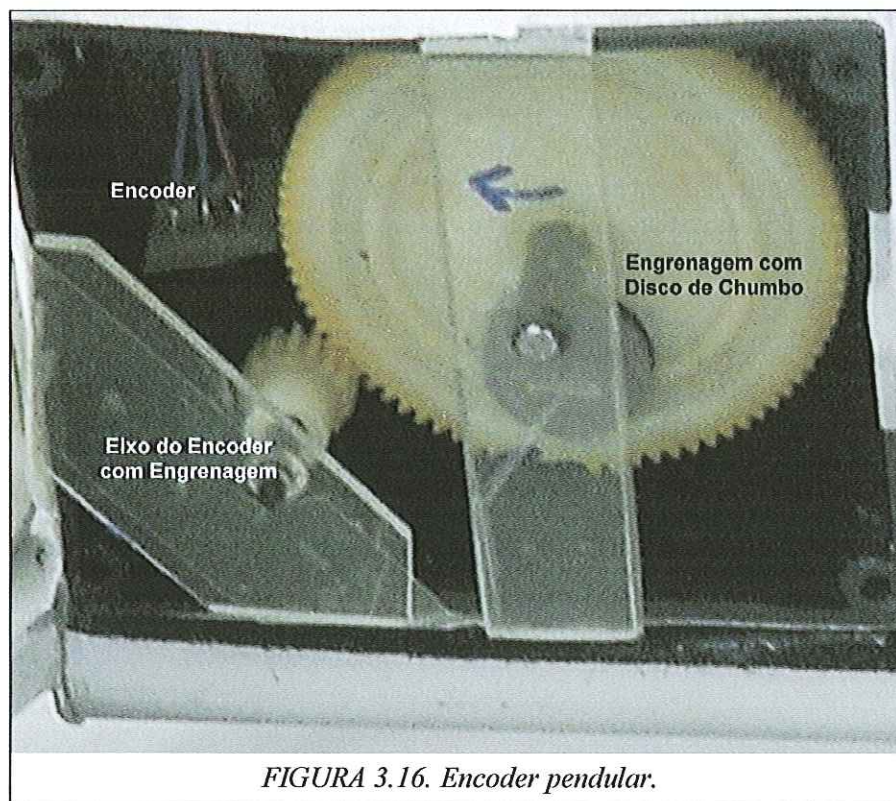


FIGURA 3.16. Encoder pendular.

Para este encoder utilizamos duas engrenagens, a maior feita de plástico e com diâmetro de 4 cm, recebeu um disco de chumbo de 1,2 cm de diâmetro e que, devido a força da gravidade, sempre retorna a sua posição na parte inferior. Esta engrenagem está ligada a uma engrenagem menor que possui 0,8 cm de diâmetro, que é o eixo do disco do encoder gerando uma redução de $5\frac{1}{4}X1$. Portanto quando inclinamos esta caixa, a engrenagem maior movimentada-se devido a ação do chumbo, e movimentada o eixo do encoder, obtemos assim o sinal necessário para através do software, calcular o ângulo em que a caixa se encontra. Como esta é fixa no dispositivo, temos o ângulo do deslocamento em relação a normal.

A fixação do dispositivo no paciente é feita através de duas cintas com velcro, isto permite ajustar o dispositivo as diferentes constituições morfológicas existentes.

3.9 – Avaliação do Protótipo

Os testes de funcionalidade serão feitos por voluntários sem limitações físicas e analisados por um fisioterapeuta da Universidade de Mogi das Cruzes. O fisioterapeuta considerará a forma de fixação do dispositivo ao paciente, as restrições que o dispositivo ocasiona no movimento deste e o peso do conjunto.

A precisão do dispositivo será avaliada utilizando um pantógrafo que possui deslocamentos angulares calibrados.

CAPÍTULO 4

Resultados e Discussão

4.1 – Introdução

No intuito de verificar a precisão do dispositivo realizamos primeiramente uma seqüência de medidas em laboratório. Para isto utilizamos um pantógrafo com ângulos calibrados. A primeira seqüência de medidas simula o movimento do cotovelo. Efetuamos cinquenta e cinco medidas, utilizando onze ângulos diferentes entre 30° e 195° com cinco repetições para cada ângulo.

A TABELA 4.1 apresenta na primeira coluna os valores de referência, ou seja, o ângulo do pantógrafo, e nas outras colunas os valores obtidos com o dispositivo.

TABELA 4.1: ângulos obtidos pelo dispositivo utilizando o encoder do cotovelo.

Ângulos de Referência	Ângulos medidos com o Novo Dispositivo				
30°	30,28	30,28	30,00	30,00	30,00
45°	45,28	44,72	45,28	45,28	44,44
59°	59,00	58,44	58,72	59,56	59,28
77°	77,56	76,44	77,28	76,77	77,00
91°	91,55	90,73	91,55	90,45	90,73
113°	113,39	112,29	112,84	113,11	113,39
126°	126,00	126,27	125,73	126,00	126,00
145°	144,62	144,89	145,44	145,71	144,35
161°	161,49	160,67	160,67	160,95	161,22
182°	182,27	182,00	182,00	182,27	181,45
195°	194,46	195,27	195,27	194,73	195,27

Com estes valores calculamos o desvio padrão do encoder do cotovelo utilizando a fórmula de ACHCAR & RODRIGUES eq. 4.1 onde:

x_i é a diferença entre o ângulo do dispositivo e o ângulo real;
 n é a quantidade de ângulos utilizados nas medidas, no caso onze;
 s é o desvio padrão.

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{\left(\sum_{i=1}^n x_i\right)^2}{n}}{n-1}} \quad \text{eq. 4.1}$$

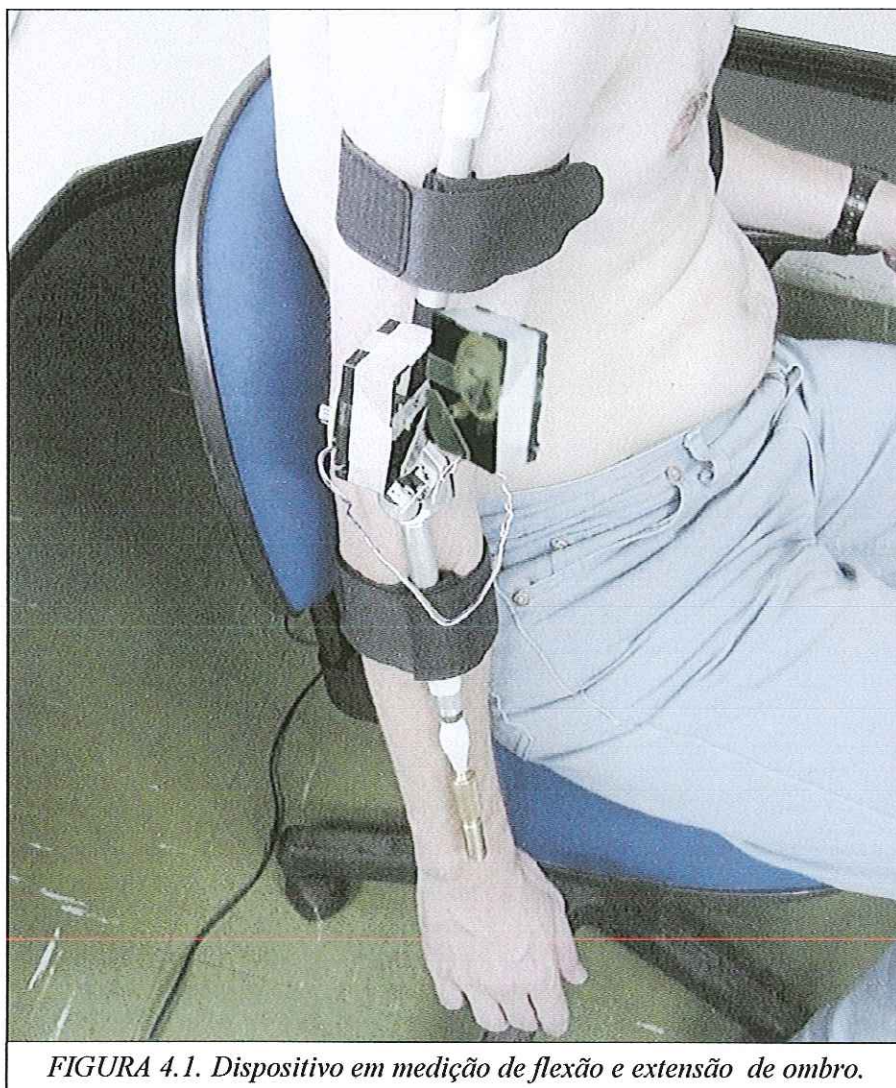
Com esta fórmula chegamos a um desvio padrão de 0.354.

Estas medidas no entanto apenas mostram a eficiência do sensor utilizado na dobradiça das hastes H1 e H2 do dispositivo, faltando ainda avaliar os sensores pendulares. Por este motivo também simulamos avaliações utilizando o encoder pendular. Comparamos as medidas com o pantógrafo com ângulos calibrados. Efetuamos cinquenta medidas, utilizando dez ângulos diferentes entre 30° e 180° com cinco repetições para cada ângulo. A TABELA 4.2 apresenta os valores de referência na primeira coluna, e os valores obtidos com o dispositivo nas outras colunas.

Ângulos de Referência	Ângulos medidos com o Novo Dispositivo				
30°	30,00	30,00	30,65	30,00	30,65
45°	45,00	45,00	43,92	45,00	45,00
60°	60,00	60,51	60,00	60,51	60,00
75°	75,00	74,53	75,00	75,00	75,47
90°	90,62	90,18	89,74	89,74	89,74
100°	100,08	100,08	99,68	100,08	100,08
120°	120,01	120,01	120,01	120,43	120,01
140°	140,41	140,41	140,00	140,00	140,00
160°	160,83	161,25	160,00	160,00	160,00
180°	180,42	180,42	180,00	180,00	180,00
195°	195,42	194,59	195,00	195,00	195,00

Com estes valores calculamos o desvio padrão do encoder pendular obtendo o resultado de 0.323 utilizando a fórmula de ACHCAR & RODRIGUES eq. 4.1.

O fisioterapeuta com a colaboração de um paciente voluntário fixou o novo dispositivo no mesmo, FIGURA 4.1, para realizar medidas de flexão e extensão, abdução e adução de ombro, além de flexão e extensão de cotovelo.



Para conferir os valores obtidos no exame o fisioterapeuta utilizou em conjunto com novo dispositivo, um goniômetro universal e um goniômetro de pêndulo. Na TABELA 4.3 estão os resultados obtidos no exame de flexão-extensão de ombro, sendo que na primeira coluna estão os valores obtidos pelo novo dispositivo, na segunda os valores obtidos pelo goniômetro de pêndulo e na última os valores obtidos pelo goniômetro universal.

TABELA 4.3: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de flexão e extensão de ombro.

Novo Dispositivo	Gon. Pêndulo	Gon. Universal
55,97°	60,00°	60,00°
64,03°	58,50°	60,00°
64,75°	61,00°	68,00°
64,75°	59,00°	64,00°
64,75°	65,00°	66,00°
66,56°	60,00°	68,00°
116,26°	117,00°	115,00°
138,37°	141,00°	140,00°
139,19°	140,00°	142,00°
140,00°	145,00°	138,00°

Na FIGURA 4.2 vemos o momento em que o voluntário efetua o exame de abdução de ombro, sendo que os resultados obtidos estão na TABELA 4.4, sendo que na primeira coluna estão os valores obtidos pelo novo dispositivo, na segunda os valores obtidos pelo goniômetro de pêndulo e na última os valores obtidos pelo goniômetro universal.



TABELA 4.4: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de abdução de ombro.		
Novo Dispositivo	Gon. Pêndulo	Gon. Universal
63,53°	60,00°	62,00°
65,55°	60,00°	62,00°
68,48°	70,00°	71,00°
69,88°	70,00°	72,00°
79,57°	85,00°	86,00°
82,66°	85,00°	87,00°
82,66°	85,00°	88,00°
115,84°	115,00°	115,00°
115,84°	115,00°	113,00°
117,09°	120,00°	120,00°

Na FIGURA 4.3 vemos o momento em que o voluntário efetua o exame de flexão e extensão de cotovelo, sendo que os resultados obtidos estão na TABELA 4.5, sendo que na primeira coluna estão os valores obtidos pelo novo dispositivo e na segunda os valores obtidos pelo goniômetro universal.

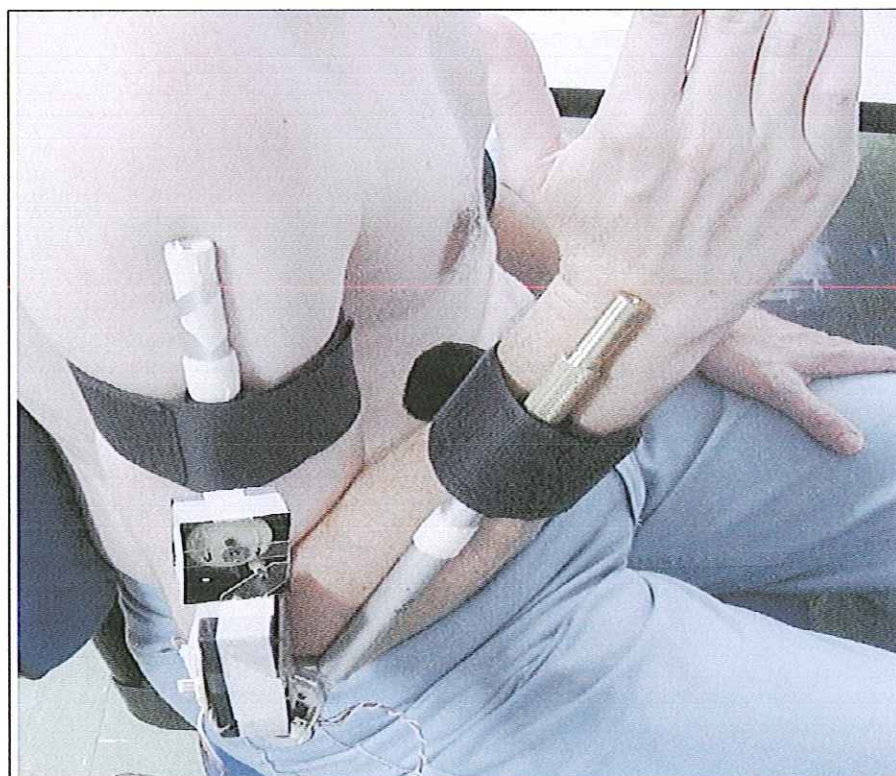


FIGURA 4.3. Dispositivo em medição de flexão e extensão de cotovelo

TABELA 4.5: ângulos obtidos pelo dispositivo no exame de flexão e extensão de cotovelo.

Novo Dispositivo	Gon. Universal
77,28°	80,00°
77,28°	79,00°
77,56°	81,00°
78,11°	80,00°
94,02°	88,00°
94,57°	88,00°
133,40°	140,00°
133,67°	136,00°
174,63°	177,00°
175,72°	178,00°

CAPÍTULO 5

Conclusão

Este projeto visou desenvolver um eletrogoniômetro que fosse capaz de avaliar os movimentos dos membros superiores de uma maneira mais precisa que os dispositivos existentes, facilitando o trabalho do fisioterapeuta. Os resultados obtidos nas avaliações, descritas no capítulo 4, mostram que este objetivo foi alcançado pois KOTTKE (1994) considera que um erro médio para um fisioterapeuta treinado é de $4,75^\circ$, para um fisioterapeuta inteiramente experiente é de $3,76^\circ$ e o erro máximo obtido pelo novo dispositivo foi de $1,25^\circ$ como mostrado nas TABELAS 4.1 e 4.2. Outro ponto favorável sobre a utilização do novo dispositivo também se refere a facilidade de fixação ao paciente, exigindo do fisioterapeuta apenas a preocupação de conferir os pontos de referência no início do exame e não entre cada medida como ocorre na goniometria usual. Isto permite agilizar os exames e diminuir principalmente os erros devido ao desalinhamento que pode ocorrer durante a medida.

O registro das medidas permite a comparação com exames anteriores assim como possibilita ao clínico avaliar a evolução do paciente e o intercâmbio com outros profissionais. O novo dispositivo desenvolvido pesa aproximadamente 315 gramas e este peso não atrapalhou o procedimento utilizado. O dispositivo não limitou os movimentos a serem avaliados, não apresenta a subjetividade dos métodos de observação visual, é bem menos oneroso que os métodos cinemáticos, é mais preciso que o goniômetro universal e sua utilização é factível aos pacientes com limitação articular e dor.

No entanto não podemos deixar de citar também que nos dias atuais, se novos equipamentos são sempre oferecidos aos profissionais de muitas áreas, estas novas tecnologias tem um custo muito alto. O equipamento que desenvolvemos é eficaz a um custo baixo. Nosso dispositivo não chega aos R\$ 100,00 (cem reais), incluindo as

hastes de alumínio, os *encoders* e o circuito utilizado para ligar o dispositivo ao computador.

5.1 – Sugestões para Trabalhos Futuros

Este dispositivo poderá ser ampliado facilmente para efetuar medidas do pulso, assim como da cintura escapular, do tronco e da cabeça, utilizando os mesmos princípios e métodos que nortearam o projeto. Quanto ao software podem ser feitos ajustes no banco de dados, visando fornecer ao fisioterapeuta algumas formas de comparações entre os exames, além de fornecer gráficos da evolução do paciente.

CAPÍTULO 6

Referências Bibliográficas

ACHCAR & RODRIGUES

ACHCAR, J.A.; RODRIGUES, J. Introdução à Estatística para Ciências e Tecnologia.

BARROS et al. (1999)

BARROS, R.M.L.; BREZIKOFER, R.; LEITE, N.J.; FIGUEROA, P.J. (1999). Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema para Análise Cinemática Tridimensional de Movimentos Humanos. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 15, nº 1-2, p. 79-86.

BRAIDOT et al. (2000)

BRAIDOT, A.; GALLARDO, D.; SPINETTO, J. (2000). Laboratorio de Biomecánica de Bajo Costo. Desarrollo de Sistema de Videografía Digital. In. II Congreso Latinoamericano de Engenharia Biomédica.

BRAIDOT et al. (2001)

BRAIDOT, A.; CIAN, L.; CHERNIZ, A.; GALLARDO, D.; SPINETTO, J. (2001). Desarrollo de Sistema de Videografía Digital para Análisis de La Marcha. In. II Congreso Latinoamericano de Engenharia Biomédica.

BRAIDOT & GIMÉNEZ (2001)

BRAIDOT, A.; GIMÉNEZ, D.; KIPEN, E.; RAMOS, F. (2001). Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado. In. II Congreso Latinoamericano de Engenharia Biomédica.

BYERS et al. (1998)

BYERS, G.J.; GOLDSTEIN, B.S.; SANDERS, J.E. (1998). An Electromechanical Testing Device for Assessment of Hand Motor Function. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, v. 6, no. 1, p. 88-94.

CASTRO & CLIQUET Jr. (1997)

CASTRO, M.C.F.; CLIQUET Jr., A. (1997). A Low-Cost Instrumented Glove for Monitoring Forces During Object Manipulation. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, v. 5, no. 2, p. 140-147.

CHRISTENSEN (1999)

CHRISTENSEN, H.W. (1999). Precision and accuracy of na electrogoniometer. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, v. 22, p. 10-14.

FRANCHIN

FRANCHIN, M.N. Capítulo 2-5 - Encoders Óticos.

http://www.dee.bauru.unesp.br/~marcelo/robotica/Robot2_5.htm

GÉNOT et al. (1989)

GÉNOT, C.; NEIGER, H.; LEROY, A.; PIERRON, G.; DUFOUR, M.; PÉNINOU, G. (1989). Cinesioterapia: Avaliações: Técnicas Passivas e Ativas do Aparelho Locomotor. Argentina, Médica Panamericana, p. 19-25.

KANTEK

KANTEK Inc. Ring Mouse. <http://www.kantek-spectrum.com/>

KOTTKE (1994)

KOTTKE, F.J. (1994). Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen. São Paulo, Manole, v. 1, ed. 4, p. 19-67.

MARQUES (1997)

MARQUES, A.P. (1997). Manual de Goniometria. São Paulo, Manole.

STEVENSON (2000)

STEVENSON, A. (2000). A Driver for the Polhemus FASTRAK and Its Integration Into the OpenGL Graphics Interface.

“THE AMERICAN ACADEMY ORTHOPAEDIC SURGEONS E THE VETERANS ADMINISTRATION OF UNITED STATES OF NORTH AMERICA” (1963)