

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC  
CENTRO CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO**

**PROTUSÃO DE OMBROS: CONSTRUÇÃO DE APARELHO  
POSTURAL DE *BIOFEEDBACK***

**GILMAR JOSÉ ALVES DE CARVALHO**

**FLORIANÓPOLIS, SC**

**2010**

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC  
CENTRO CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO  
HUMANO**

**PROTUSÃO DE OMBROS: CONSTRUÇÃO DE APARELHO  
POSTURAL DE *BIOFEEDBACK***

**GILMAR JOSÉ ALVES DE CARVALHO**

Dissertação de Mestrado apresentada à banca de qualificação do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPCMH/UDESC), Linha de Pesquisa Comportamento Motor.

Orientador: Prof. Dr. Hélio Roesler

**FLORIANÓPOLIS, SC, BRASIL.**

**2010**

**GILMAR JOSÉ ALVES DE CARVALHO**

**PROTUSÃO DE OMBROS: CONSTRUÇÃO DE APARELHO  
POSTURAL DE *BIOFEEDBACK***

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre no curso de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

Comissão examinadora:

---

Prof. Dr. Hélio Roesler (orientador)  
Universidade do Estado de Santa Catarina

---

Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha  
Universidade Estadual de Campinas

---

Prof. Dr. Alexandro Andrade  
Universidade do Estado de Santa Catarina

---

Profa. Dra. Suzana Matheus Pereira  
Universidade do Estado de Santa Catarina

---

Prof. Dr. Milton Antônio Zaro  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

**Florianópolis, 29 de março de 2010.**

## AGRADECIMENTOS

Ao considerar o ser humano como parte integrante, ativo e dependente de todas as relações macro cósmicas (meio), percebo a importância do coletivo em todos os processos. E este pensamento tornou-se ainda mais consciente frente ao desenvolvimento desta pesquisa. Com isto, sentimentos de gratidão se enobreceram pelas pessoas que se demonstraram virtuosas e solidárias com minha pessoa.

Primeiramente agradeço a instituição de ensino, UDESC – CEFID, em que estou me graduando e a todo o seu corpo docente que de alguma forma contribuiu na minha formação.

Expresso neste, agradecimentos às pessoas que contribuíram mais diretamente nesta pesquisa, entre elas, aos integrantes do laboratório de biomecânica. E também às pessoas que se disponibilizaram para a coleta dos dados.

Ressalvas especiais de gratidão expresso ao meu orientador, Prof. Dr. Hélio Roesler, uma pessoa que se tornou significativa na minha formação acadêmica. Alguém que além da sua competência profissional, tem minha admiração como pessoa.

Para finalizar, ressalto meus sentimentos e admirações à minha melhor amiga, minha esposa Leila Oliveira Di Pietro. A ela, que tem imensurável importância na minha vida, agradeço por seu carinho, por seu altruísmo e amor.

## RESUMO

**Título:** Protusão de Ombros: Construção de Aparelho Postural de *Biofeedback*

**Autor:** Gilmar José Alves de Carvalho

**Orientador:** Prof. Dr. Hélio Roesler.

Este estudo teve como objetivo a construção de um aparelho de *biofeedback* para a monitoração da postura de protusão de ombros. Os sujeitos da pesquisa foram cinco indivíduos adultos normais. A escolha foi intencional, sendo um do gênero masculino e quatro femininos, média de idade = 26,6 anos (20/32 6). Foi desenvolvido um aparelho de detecção da postura de protusão de ombros por meio de sensores com giroscópios fixados nos acrômios. A partir de uma postura pré-estabelecida o aparelho detecta as variações de coordenadas. Quando o indivíduo transgredir a postura pré-estabelecida o aparelho emite por *biofeedback* um sinal de alerta vibratório. Este aparelho foi testado em laboratório e em campo. Em laboratório foi aferida a resposta de vibração nos movimentos de adução clavicular e rotação de tronco em diferentes posições angulares. Também foi verificada a resposta de vibração em tempos pré-estabelecidos que representam a tolerância de ativação frente as atividades de vida diária. Em laboratório, todos estes aferimentos de funções do aparelho foram simulados virtualmente no software Proteus – Labcenter Electronics. Em campo, em atividades laborais, foi verificada a viabilidade de uso do aparelho programado com um tempo de tolerância de 30s e permitindo a variação de 7° graus de movimento de adução clavicular. Os testes de validação de laboratório demonstraram que a precisão das medidas de coordenadas do aparelho é <1°. Os coeficientes de correlação dos testes e retestes foram =1. Os resultados aferidos nos testes mostraram que este aparelho mede o que se propõe a medir e pode ser utilizado na detecção e orientação na postura de protusão de ombros. Palavras chave: Biomecânica, Postura, Protusão de Ombros, Aparelho de *Biofeedback*.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO  
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Florianópolis, Santa Catarina, 05 de fevereiro de 2010.

**ABSTRACT****Title:** Shoulder Protrusion: Construction of a Postural Biofeedback Device**Author:** Gilmar José Alves de Carvalho**Advisor:** Prof. Dr. Hélio Roesler.

The purpose of this study is to construct a biofeedback device to monitor the posture of shoulder protrusion. The research subjects were five normal adult individuals. The choice was intentional, with one being male and four female, with an average age of 26.6 years (20/32 6). A device was built to detect posture of the shoulder protrusion by means of sensors with gyroscopes fixed to the acromia. Based on a pre-established posture, the device detects variations in the coordinates. When the individual transgresses from the pre-established posture the device issues a vibratory alert signal by biofeedback. This device was tested in a laboratory and in the field. In the laboratory the vibratory response was checked in the movements of clavicular abduction and trunk rotation movements in different angular positions. The vibratory response was also found at pre-established times that represented tolerance of activation in relation to daily activities. In the laboratory, all of these measures of the device functions were virtually simulated with the Proteus – Labcenter Electronics software. In the field, in working activities, the viability of the use of the device was verified when programmed with a tolerance of 30 seconds and allowing a variation of 7 degrees in clavicular abduction. The laboratory tests for validation demonstrated that the precision of the coordinate measurements is  $<1^\circ$ . The coefficients of correlation of the tests and retests were = 1. The results measured in the tests show that this device measures what it was proposed to measure and can be used in the detection and orientation of posture of shoulder protrusion.

Key words: Biomechanics, Posture, Shoulder Protrusion, Biofeedback device.

STATE UNIVERSITY OF SANTA CATARINA – UDESC  
GRADUATE PROGRAM IN SCIENCES OF HUMAN MOVEMENT  
MASTER'S DISSERTATION

Florianópolis, Santa Catarina, February, 5th, 2010.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Posição da medida da coluna vertebral .....	33
Figura 2: Artefato postural .....	34
Figura 3: Marcadores periféricos .....	35
Figura 4: Óculos .....	35
Figura 5: Substrato MEMS visto em corte .....	45
Figura 6: Imagem das micro-engrenagens.....	46
Figura 7: Imagem de micro-engrenagens e de um ácaro num dispositivo MEMS ....	46
Figura 8: Acelerômetro .....	48
Figura 9: Diagrama funcional do acelerômetro MMA7260QT .....	48
Figura 10: Vibrador piezoelétrico 308-100.....	49
Figura 11: Estrutura interna do giroscópio com estrutura em forma de pente.....	51
Figura 12: Giroscópio com rotor oscilante .....	52
Figura 13: Detalhe da estrutura de um giroscópio ressonador <i>wine glass</i> .....	52
Figura 14: Protótipo mecânico.....	63
Figura 16: Ilustração do aparelho de <i>Biofeedback</i> postural.....	69
Figura 17: Sistema de calibragem por meio de goniômetro e transferidor para a rotação de tronco em 30° .....	77
Figura 18: Instrumento de teste com goniômetro para adução clavicular em 10°. ....	79

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Teste da resposta de vibração na rotação de tronco em ângulos programados, sentido horário.....	85
Tabela 2: Teste da resposta de vibração na rotação de tronco em ângulos programados, sentido anti-horário.....	86
Tabela 3: Teste de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita em ângulos programados.....	87
Tabela 4: Teste de resposta de vibração na simulação da adução clavicular esquerda em ângulos programados.....	87
Tabela 5: Teste de resposta de vibração na adução clavicular direita em ângulos programados no sujeito de pesquisa.....	88
Tabela 6: Teste de resposta de vibração na adução clavicular direita em ângulos programados no sujeito de pesquisa.....	89
Tabela 7: Teste do tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita em ângulos programados.....	90
Tabela 8: Teste do tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular esquerda em ângulos programados.....	90
Tabela 9: Adução clavicular: Posição Natural (PN) e Posição Orientada (PO).....	92
Tabela 10: Registro do tempo em que ocorreram as respostas de vibração na 1° e 2° coleta.....	93



**LISTA DE SIGLAS**

PPO - Postura de Protusão de Ombros

VLSI - Circuito Integrado em Alta Escala

LED - *Light Emitting Diodes*

MEMS - *MicroElectroMechanical System*

MST - *Micro System Technology*

Fc - Força de Coriolis

VVC – Valor Verdadeiro Convencional

SMC - Sistema de Medida a Calibrar

SMP - Sistema de Medição Padrão

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

NBr – Norma Brasileira da ABNT

IPEM - Institutos de Pesos e Medidas

AVDs - Atividades de Vida Diária

RV- Resposta de Vibração

NRV– Número de Respostas de Vibração

TICs - Tecnologias da Informação e Comunicação

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	12
1.1 Problema .....	12
1.2 Objetivos.....	14
1.2.1 Objetivo Geral .....	14
1.2.2 Objetivos específicos .....	14
1.3 Justificativa .....	14
1.4 Delimitação do Estudo.....	16
1.5 Limitações do Estudo.....	16
1.6 Definição de Termos.....	16
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	18
2.1 Postura Corporal.....	18
2.2 Postura de Protusão de Ombros.....	21
2.3 Sistema Sensorial-cognitivo e Postura .....	27
2.4 Controle Postural por Biofeedback .....	31
2.5 Processos Cognitivos do Controle Motor e Biofeedback .....	36
2.6 Sensor Eletrônico com Tecnologia MEMS Utilizada no desenvolvimento do Aparelho (Acelerômetro e Giroscópio).....	44
2.7 Tecnologias de Sensores: Acelerômetro e Giroscópio .....	47
2.7.1 Acelerômetro .....	47
2.7.2 Giroscópio .....	50
2.8 Aspectos Teóricos da Calibração e Validação de Instrumentos .....	53
2.8.1 Calibração .....	53
2.8.2 Validação .....	56
3 MÉTODO.....	60

3.1 Caracterização da Pesquisa .....	60
3.2 Sujeitos da Pesquisa .....	61
3.3 Processo de Construção do Aparelho de Biofeedback Postural.....	61
3.3.1 Objetivo Funcional do Aparelho .....	62
3.3.2 Protótipo Com Sensor Mecânico.....	63
3.3.3 Desenvolvimento das Funções Pretendidas do Aparelho .....	64
3.3.4 Protótipo por Sensor Eletrônico (Acelerômetro) .....	65
3.3.5 Protótipo por Sensor Eletrônico (Giroscópio) .....	66
3.4 Concepção do Aparelho de Biofeedback Postural Construído .....	68
3.5 Procedimentos Para a Validação do Aparelho Construído .....	69
3.5.1 Instrumentos de Medida.....	70
3.6 Método de Determinação do Parâmetro de Postura Adequada .....	71
3.7 Testes de Validação .....	75
3.7.1 Testes de Laboratório .....	76
3.7.2 Teste de Campo.....	82
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	85
4.1 Resultados dos Testes de Laboratório .....	85
4.2 Resultados do Teste de Campo.....	91
5 CONCLUSÕES .....	95
6 SUGESTÕES .....	99
7 REFERÊNCIAS .....	100
ANEXOS .....	108

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Problema

Na interação do ser humano com o seu meio o homem promove transformações à sua volta e por elas é influenciado. Um dos meios desta interação é o próprio corpo que, por meio de sua anatomia, realiza ações que transformam o ambiente para a sua própria adaptação. São nas atividades cotidianas que o corpo humano se adapta para atender às suas necessidades de interação com o meio.

Muitas destas adaptações implicam numa desordem postural que podem desencadear diversos problemas de saúde. Entre as patologias mais comuns relacionada à postura corporal estão a escoliose, a hipercifose, a hiperlordose e a protusão de ombro (KENDALL, 1995).

Além de uma postura incorreta adquirida nas atividades cotidianas, a protusão de ombro pode ser desencadeada pela hipercifose torácica no desenvolvimento da criança. Pini (1978) cita que esta incidência é natural no processo de desenvolvimento da criança começando a partir dos 10 anos.

Diversos métodos de educação postural são aplicados pelos profissionais da área da saúde. Entre os mais comuns estão os métodos de ginásticas, procedimentos de manipulação articular e aparelhos que auxiliam numa postura correta (WONG & WONG, 2008).

Contudo, muitas vezes estes métodos não atingem resultados satisfatórios. Isto porque, mesmo com estímulos de alongamentos, os fortalecimentos musculares

para uma correta postura podem não ser suficientes para que a pessoa assuma uma memória motora adequada na sua postura. Teixeira (1993, p. 15) indica que,

no estágio cognitivo de aprendizagem de uma postura, por exemplo, os mecanismos de detecção e correção de erros são bastante conscientes e as informações que chegam ao Sistema Nervoso Central (SNC) são comparadas a um modelo de referência interna. No caso de diferenças entre a posição pretendida e a posição real, produz-se um sinal de erro que será utilizado pelos mecanismos reguladores de postura os quais enviarão os comandos motores que forem considerados mais apropriados para a correção da posição corporal.

A detecção e a correção de erros, entretanto, nem sempre são realizadas de forma consciente nas atividades cotidianas. Nisto pode estar uma das maiores dificuldades da educação postural, visto que se já existe uma memória motora, mesmo inadequada, esta será a referência da postura. Devido às distrações dos afazeres cotidianos esta consciência corporal nem sempre se manifestará (WONG & WONG, 2008).

Neste aspecto, esta dificuldade de se manter a consciência postural apresenta-se o problema desta pesquisa: Como desenvolver um aparelho, por meio de *biofeedback* postural, que auxilie na monitoração da postura de protusão de ombros? Para isto, neste estudo, propõe-se a construção e testes de um aparelho para um *biofeedback* postural. Neste processo de construção do aparelho se desenvolveu um sistema de detecção de coordenadas por meio de sensores que alertam o indivíduo quando este adotar uma postura considerada de protusão de ombros.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo Geral

Construir e validar um aparelho de *biofeedback* para a correção da postura de protusão de ombros.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Validar o aparelho construído por meio do Método de Validação de Face e Método de Validação de Constructo.
- Testar a confiabilidade do aparelho.
- Implementar mecanismos de detecção de coordenadas com diferentes tecnologias para o posicionamento da cintura escapular.
- Testar por métodos de validação, em laboratório e em campo, se o aparelho mede o que se propõe a medir.

## 1.3 Justificativa

Grande parte da população possui algum tipo de distúrbio relacionado a postura corporal. Assumir uma postura adequada é fundamental na realização das tarefas diárias. Um corpo, com seus segmentos desequilibrados, pode acarretar em sérios problemas de saúde como os decorrentes da postura de protusão de ombros (TRIBASTONE, 2001).

Este distúrbio pode apresentar sintomas ao redor do complexo do ombro como dores e o comprometimento no desempenho de tarefas. Algumas pessoas também apresentam instabilidade glenoumeral, paralisia do nervo torácico longo e tensões adversas nos membros superiores (WEISER, *et al.*, 1999).

Neste sentido, promover o desenvolvimento de métodos para o tratamento e a prevenção destes distúrbios posturais é de fundamental importância para a área da saúde. O desenvolvimento de um aparelho que facilite a educação postural, mais especificamente na protusão de ombro, vai ao encontro a este propósito.

São inúmeros os métodos utilizados na tentativa de correção da postura de protusão de ombros, como coletes ortopédicos, aparelhos estimuladores e programas de exercícios. Contudo, estes métodos nem sempre se adaptam ou atendem as necessidades necessárias para a educação postural (WONG & WONG, 2008).

São comuns os relatos de ineficiência de alguns procedimentos que utilizam o tratamento da postura de protusão de ombros com coletes ortopédicos. Há, também, pacientes que citaram problemas relacionados ao desconforto e aos constrangimentos decorrentes do uso destas órteses (DWORKIN, 1985).

Frente a isto, a relevância deste estudo consistiu em contribuir concretamente com o desenvolvimento de um aparelho de biofeedback postural que pode ser útil no tratamento da postura de protusão de ombros.

## 1.4 Delimitação do Estudo

Esta pesquisa se delimitou na construção e validação de um aparelho de biofeedback postural para a monitoração da postura de protusão de ombros. Isto envolveu testes de laboratório e de campo com cinco sujeitos de pesquisa. Na validação o aparelho foi avaliado quanto a sua funcionalidade, ou seja, se o aparelho realmente mede o que se propõe a medir.

## 1.5 Limitações do Estudo

A detecção da postura de protusão de ombros obtida pelo aparelho construído nesta pesquisa foi realizada de forma indireta por meio da detecção das coordenadas de adução clavicular. Esta medida indireta pode não corresponder com precisão o grau de postura de protusão de ombros do indivíduo. Portanto medir a postura de protusão de ombros por meio de uma variável, a adução clavicular, se apresentou como uma limitação deste estudo.

## 1.6 Definição de Termos

Postura: Posição otimizada e automatizada de um organismo em harmonia com a força gravitacional. (TRIBASTONE, 2001).

Boa postura: Postura que cumpre a finalidade para a qual é usada com eficiência máxima e com o mínimo esforço (GARDINER, 1995).



Má Postura: Relações inadequadas entre os segmentos corporais que produzem diferenciados níveis de pressão sobre as estruturas de suporte, podendo gerar lesões (CASTRO; *et al*, 2000).

Postura de Protusão de Ombros (PPO): a postura de protusão de ombros é uma assimetria postural decorrente de diversos desequilíbrios como a inclinação anterior da escápula, sua rotação medial, protração, adução clavicular e rotação medial da articulação glenoumeral. (KENDALL, 1995 & SAHRMANN, 2002).

Biofeedback: significa dar à pessoa, informações contínuas e imediatas sobre suas próprias condições ou processos biológicos, tais como comportamento do coração, temperatura da pele, ondas cerebrais, pressão sanguínea ou tensão muscular (ALVES, 2009).

Microprocessador: é um dispositivo lógico programável em um chip de silício de tecnologia VLSI (circuito integrado em alta escala). Age sob o controle de um programa armazenado em memória, executando operações aritméticas, lógica booleana, tomada de decisão e permite a comunicação com outros dispositivos periféricos (GUIA DO HARDWARE.NET, 2009).

Acelerômetro: Instrumento para medir a aceleração (FREESCALE SEMICONDUTOR, 2009).

Giroscópio: Sensor de movimento de rotação por meio do Efeito de Precessão (FREESCALE SEMICONDUTOR, 2009).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Postura Corporal

É comum a interpretação de uma postura correta estar relacionada ao alinhamento dos segmentos corporais. Contudo, definir uma postura correta do corpo pode ir além de métodos de avaliação postural e pode ser contextualizada com a própria história do ser humano. Na Idade Média, o posicionamento mediano do corpo e o alinhamento da cabeça tinham um significado moral (VIEIRA; SOUZA, 2002).

A partir do século XVII, com descobertas da Física, pesquisadores, em geral fizeram uma analogia entre o corpo e a máquina. A retitude postural passou a ser vista como uma qualidade mecânica do corpo e não mais como uma virtude moral. A má postura passou a ser vista como um problema músculo-ósteo-articular com necessidade de tratamento por meio de intervenções mecânicas. Para os problemas posturais, os especialistas recomendavam medidas terapêuticas e preventivas por meio de aparelhos metálicos e espartilhos (VIGARELLO, 1995).

Já no século XIX, foram incorporados aos tratamentos exercícios corretivos. Um modelo de referência era a postura militar, que ainda nos tempos atuais, possui disciplina corporal rígida. A partir do século XVII as características e aptidões corporais eram trabalhadas para transformar o soldado num protótipo que se precisava. A postura compreendia em cabeça alta e ereta, costas retas, ventre encolhido e peito saliente. (FOUCAULT, 1987).

Nos tempos atuais a postura correta ainda está associada a valores culturais e estéticos, contudo, possui um também um viés direcionado à saúde da pessoa (VIEIRA; SOUZA, 2002). Neste aspecto, são delineados alguns parâmetros de boa postura, assim, na postura padrão os segmentos corporais na posição em pé e estática devem estar alinhados. Segundo Kendall, McCreary & Provance (1995, p.71),

a coluna apresenta as curvaturas normais e os ossos dos membros inferiores ficam em alinhamento ideal para sustentação de peso. A posição 'neutra' da pélvis conduz ao bom alinhamento do abdômen, do tronco e dos membros inferiores. O tórax e coluna superior ficam em uma posição que favorece a função ideal dos órgãos respiratórios. A cabeça fica ereta em uma posição bem equilibrada que minimiza a sobrecarga sobre a musculatura cervical.

Esses autores citam para a avaliação da postura o 'teste do fio de prumo'. Esse teste consiste no alinhamento de pontos de referência anatômica em relação à linha de fio de prumo, que é análoga a linha da gravidade. O alinhamento ou afastamento dos pontos anatômicos significa respectivamente uma postura adequada ou inadequada (VIEIRA; SOUZA, 2002).

Smith, Weiss & Lehmkuhl (1997), dentre outros, contestam esta avaliação afirmando que a postura idealmente vertical não é correta. Estes referenciam a posicionamento correto dentro de um parâmetro de postura de relaxamento e conforto corporal. Deste modo, Metheny (1952, p. 193) afirma que

não existe uma só postura melhor para todos os indivíduos. Cada pessoa deve pegar o corpo que tem e tirar o melhor proveito dele. Para cada pessoa, a melhor postura é aquela em que os segmentos corporais estão equilibrados na posição de menor esforço e máxima sustentação. Essa é uma questão individual.

Nestas duas perspectivas de uma boa postura existe o consenso sobre o menor esforço muscular. Contudo, enquanto alguns defendem que a postura padrão e alinhada exige menor esforço, outros argumentam que a postura padrão, por não

ser natural, promove o aumento da atividade muscular. Porém, deve-se considerar que a estrutura corporal está sujeita a força de gravidade. Quanto mais desalinhados estiverem os segmentos corporais maior será a força de tensão muscular para equilibrar os segmentos uns em relação aos outros e todos em relação a base de sustentação (VIEIRA; SOUZA, 2002).

Teoricamente, pode-se concordar com estes dois paradigmas sobre a postura apresentada como a correta. Isto porque, mesmo aparentemente contraditórios, estes dois conceitos podem ser fundamentados cada um dentro de seu contexto. Uma pessoa que se propõe a um novo modelo postural irá enfrentar esforços na sua fase de adaptação. Sendo assim, no processo de adaptação, a sua postura não será natural. Nesta visão, autores como Smith, Weiss & Lehmkuhl (1997), estarão corretos em suas afirmações.

Entretanto, deve-se considerar esta fase de adaptação<sup>1</sup> como transitória até a fase de assimilação de uma melhoria postural ou acomodação de um novo modelo postural. A partir desta assimilação/acomodação, a melhoria ou este novo modelo de postura alinhada será uma nova postura natural do indivíduo.

Para julgar um modelo ideal de postura para cada pessoa é preciso considerar a intenção e os motivos que levam um indivíduo pretender uma nova postura corporal. Seja ela para contemplar uma necessidade de saúde física ou mesmo de enquadramento moral e estético postural frente à sociedade.

---

<sup>1</sup> Utiliza-se nesta pesquisa o termo adaptação, assimilação e acomodação a partir da perspectiva de Piaget, entendendo a *adaptação* como a essência do desenvolvimento cognitivo, como, também, do funcionamento biológico. Outra tendência inerente ao homem é a organização, que trata-se da habilidade de integrar as estruturas físicas e psicológicas em sistemas coerentes. Interrelacionadas a adaptação ocorre por meio da organização, e assim, o organismo discrimina entre a miríade de estímulos e sensações com os quais é bombardeado e as organiza em alguma forma de estrutura. Esse processo é realizado sob duas operações, a *assimilação* e a *acomodação*. A *assimilação* é o processo cognitivo pelo qual uma pessoa integra (classifica) um novo dado às estruturas cognitivas prévias. Enquanto a *acomodação* acontece quando a pessoa não tem uma estrutura cognitiva que assimile a nova informação em função das particularidades desse novo estímulo e, portanto tem que criar um novo esquema ou modificar um esquema existente (PIAGET, 1975).

Neste aspecto, para intervir na avaliação e promoção de métodos que estimulam um novo modelo postural é importante compreender a biomecânica e os processos cognitivos do ser humano.

## **2.2 Postura de Protusão de Ombros**

A postura corporal pode variar de muitas maneiras, no entanto estas mudanças podem ocorrer durante um período de tempo determinado e não modificar o modelo de postura corporal do indivíduo. Entretanto, em determinadas variações posturais o modelo de postura corporal pode ser alterado ou até mesmo sofrer lesões.

Aproximadamente "... 80% da população brasileira, na fase produtiva da vida, sofre de alguma alteração do aparelho locomotor" (FORNAZARI; PEREIRA, 2008, p. 02). Isto pode ser proveniente do sedentarismo e de uma má postura. As alterações podem estar associadas a dores músculo-esqueléticas e até o comprometimento no desempenho de movimentos. Estas podem ser tratadas com a correção da postura (IRVIN, 1997).

Entre as alterações mais comuns são as do complexo do ombro e da cintura escapular (GRIEGEL-MORRIS *et. al* 1992). Existem parâmetros que descrevem a postura adequada do complexo do ombro em repouso e com a musculatura relaxada.

Um destes parâmetros cita a postura escapular ideal, empiricamente classificada, sendo uma postura em que as escápulas se alinham planas no plano frontal sobre o gradil costal. Essa postura, situa-se aproximadamente entre a segunda e a sétima vértebra torácica, e cerca de 10cm separadas (KENDALL, 1995 e SOBUSH, 1996).

Entre as mais comuns alterações posturais do complexo do ombro e com grande repercussão clínica se encontra a postura de protusão de ombros (PPO). Em estudos, verificou-se a prevalência entre 66% e 73% da PPO em 88 sujeitos saudáveis avaliados (GRIEGEL-MORRIS, *et. al* 1992).

Kendall (1995) e Sahrmann (2002) destacam que a postura de protusão de ombro pode ser decorrente de diversos desequilíbrios como a inclinação anterior da escápula, sua rotação medial, protração, adução clavicular e rotação medial da articulação glenoumeral.

A inclinação anterior da escápula acontece no plano sagital sobre o eixo horizontal, situado paralelamente à espinha da escápula. A rotação medial da escápula acontece no plano transversal sobre o eixo vertical (LUKASIEWICZ, 1999; TSAI, *et. al*, 2003). A rotação medial da escápula promove o *alamento* escapular, que é o afastamento da borda medial da escápula do gradil costal (MAGEE, 1997; LUDEWIG, 2000; MCCLURE, 2001 & BORSTAD, 2002). O músculo serrátil anterior promove protração da escápula que ocorre num plano oblíquo, cerca de 30° a 45° no plano frontal (MCQUADE, 1995; DEGROOT, 1998; NORKIN, 2001 & KARDUNA, 2001).

A postura de protusão de ombro pode implicar em outros sintomas ao redor do complexo do ombro. Warner, *et al.* (1992), reportara a existência de uma maior frequência de assimetria entre ombros em sujeitos com a síndrome de impacto. O ombro afetado se encontra mais alto que o contralateral. Todavia, alguns estudos não encontraram diferenças significativas na postura de ombros entre sujeitos com e sem síndrome do impacto (LUKASIEWICZ, 1999).

A conformação ovóide da caixa torácica favorece a protusão do ombro mais elevado (ANJOS, 2006). A inclinação anterior da escápula aumenta a possibilidade

de protusão de ombro enquanto evidências radiológicas mostram uma possível associação com a diminuição do espaço sub-acromial (SOLEM-BERTOFT, 1993 & BROSSMANN, 1996). Esta diminuição pode predispor aos sintomas relacionados à síndrome do impacto (MICHENER, 2003).

Quando a postura de protusão de ombros é simulada, ocorre uma menor rotação lateral e inclinação posterior da escápula durante movimentos de elevação de ombro. Esta característica cinesiológica é peculiar em sujeitos com síndrome de impacto (ANJOS, 2006).

Numa simulação de postura de protusão de ombros diminui-se a amplitude de flexão máxima. Conforme Anjos (2006), provavelmente isso ocorre devido ao contato precoce do úmero com o arco acromial.

Outros problemas clínicos também são decorrentes da postura de protusão de ombro. Entre eles a instabilidade glenoumeral (WEISER, 1999 & VON EISENHART-ROTHER, 2005), a percepção de dor na região inter-escapular (GRIEGEL-MORRIS, *et al.*, 1992), a paralisia do nervo torácico longo (KAUPPILA, 1993) e a tensão neural adversa nos membros superiores (JULIUS, 2004 & ANJOS, 2006).

Ainda em relação aos problemas clínicos, o ligamento glenoumeral anterior recebe maior tensão, em relação à postura neutra, quando este é submetido a cargas translatórias com protusão de ombro. O estresse repetitivo em sujeitos com protusão de ombro pode ocasionar a instabilidade glenoumeral (WEISER, *et al.*, 1999).

Em indivíduos com Postura de Protusão de Ombro (PPO) severa há uma maior frequência de percepção da dor na região interescapular (GRIEGEL-MORRIS,

*et al.*, 1992). “Sintomas neurológicos nos membros superiores também podem estar associados à PPO” (ANJOS, 2006).

O *alamento* escapular, que é o afastamento da borda medial da escápula do gradil costal, pode provocar lesões no nervo torácico longo. (KAUPPILA, 1993). Além do nervo torácico longo, outros nervos poderiam ser afetados pela PPO, como por exemplo, a mobilidade do nervo mediano (ANJOS, 2006).

Estudos demonstram que “82% dos sujeitos avaliados apresentaram sinais de parestesia no dermatomo correspondente a esse nervo durante a manutenção da PPO simulada para os testes” (ANJOS, 2006). Isto demonstra que a PPO contribui para sintomas clínicos de tensão neural adversa nos membros superiores.

A capacidade de força dos músculos glenoumerais é afetada pela postura da cintura escapular. Desta forma, a capacidade de força isométrica de flexão do ombro ocorre em três condições: na postura de protração máxima da cintura escapular, na posição escolhida pelo sujeito como a mais confortável e na postura de retração máxima.

O resultado de estudos mostra que a situação de posição neutra da articulação tem maior capacidade de geração de força em relação às outras duas condições da articulação (SMITH, *et al.*, 2002). A capacidade de geração de força está associada à curva de comprimento x tensão dos músculos flexores de ombro, a qual é influenciada pela postura da escápula (ANJOS, 2006).

Os estudos mostram as evidências da interferência da postura de protusão de ombros na ação muscular. Contudo, as causas deste processo patológico ainda merecem maiores esclarecimentos de rigor científico. Em meados do século XX, teorias clássicas relacionam a postura de protusão de ombros com um desequilíbrio muscular adquirido (KENDALL, *et al.*, 1995).



Este desequilíbrio muscular estaria relacionado principalmente à musculatura de protração de retração da escápula. A musculatura responsável pela protração da escápula são os músculos serrátil anterior, os peitorais maior e menor. Os músculos responsáveis pela retração da escápula são os músculos rombóides e trapézio (KENDALL, *et al.*, 1995).

Neste aspecto, na postura de protusão de ombros, os músculos de protração estariam fortes e encurtados e os responsáveis pela retração, fracos e alongados (KENDALL, *et al.*, 1995). Todavia, estudos demonstram que a força muscular analisada isoladamente tem pouca relevância na postura do complexo do ombro (DIVETA, *et al.*, 1990).

Os fatores que promovem a postura de protusão de ombros podem estar associados às modificações teciduais devido a posturas sustentadas e/ou movimentos repetitivos (KENDALL, *et al.*, 1995). As modificações teciduais impostas pelas atividades repetitivas ou sustentadas podem diminuir a capacidade de geração de força muscular, influenciar o comprimento e a rigidez do músculo (SAHRMANN, 2002). Para alguns autores a atrofia provoca a diminuição da rigidez e a hipertrofia o aumento da rigidez (GOSSMAN, *et al.*, 1982 & KLINGE, *et al.*, 1997).

Contudo, na prática, pode-se observar indivíduos com atrofia muscular e grande rigidez muscular, e outros com hipertrofia muscular e pouca rigidez. Isto pode acontecer devido ao fato de no processo de hipertrofia ocorrer a adição de sarcômeros em série na fibra muscular. Com isto ocorre o aumento no tamanho do músculo (BROCKETT, *et al.*, 2001). A rigidez muscular pode ser definida como a força de resistência que o músculo oferece à sua extensão passiva na variação de seu comprimento (RIEMANN, *et al.*, 2002).

Apesar da influência da atrofia e hipertrofia muscular, possivelmente na postura de protusão de ombro, a rigidez está mais associada à adaptabilidade do comprimento muscular. Alguns estudos demonstram a adaptabilidade muscular em animais e humanos (HUBMAYR, *et. al.* 1993 & ANJOS, 2006).

Em cães com enfisema pulmonar unilateral induzido apresentaram redução no comprimento muscular do diafragma. No pulmão contralateral, a utilização deste músculo ficou restrita a amplitudes mais próximas da posição de encurtamento (HUBMAYR, *et. al.* 1993).

Resultados semelhantes, também, foram encontrados em humanos, por um estudo em que indivíduos com enfisema pulmonar possuem menor amplitude do diafragma que indivíduos sem enfisema. Contudo, resultados de outros estudos demonstraram em ratos enfisematosos a reversão deste processo de encurtamento do músculo diafragma em cinco meses após cirurgia de redução de volume pulmonar (SHRAGER, *et. al.* 2002 e ANJOS, 2006).

Estes resultados de reversibilidade também foram encontrados em humanos enfisematosos. Indivíduos submetidos à cirurgia de redução pulmonar recuperaram o comprimento muscular do diafragma (BELLEMARE, *et al.*, 2002). Esta reversibilidade pode estar relacionada à adição de sarcômeros em série (ANJOS, 2006).

Experimentos com programas de treinamento em ratos com exercícios excêntricos demonstraram a adição de sarcômeros (LYNN, *et al.*, 1998). Brockett, *et al.* (2001), mostraram evidências de que o treinamento muscular excêntrico em humanos pode aumentar o comprimento muscular dos isquiossurais.

Assim, a modificação da amplitude muscular se consolida numa hipótese para as mudanças posturais. Esclarece o fato destas alterações estarem presentes

mesmo quando a musculatura se encontra em repouso, como ocorre com a musculatura do complexo do ombro (BASMAJIAN; DELUCA, 1985 & ANJOS, 2006)

Deste modo, na postura de protusão de ombros, a musculatura responsável pela protração da escápula estaria encurtada. A musculatura de retração da escápula se encontraria com sua amplitude aumentada. Neste caso, acontece uma adaptação das fibras musculares para uma nova postura, mesmo que inadequada (SAHRMANN, 2002).

Estas modificações do comprimento muscular podem ser medidas indiretamente por meio do ângulo de produção de torque máximo. A medida indireta da curva comprimento X tensão representa o comprimento muscular (ANJOS, 2006). Músculos maiores possuem maior número de sarcômeros em série e por consequência possuem maior capacidade de gerar força (SAHRMANN, 2002; BROCKETT, *et al.*, 2001).

Isto pressupõe que alterações no comprimento ou da capacidade de força muscular do complexo do ombro podem resultar em alterações posturais, como a postura de protusão de ombros. Assim, apesar destes esclarecimentos sobre os sub-componentes escapulares “o surgimento desta alteração da postura ombro permanecem inconclusivas” (ANJOS, 2006).

### **2.3 Sistema Sensorial-cognitivo e Postura**

A postura de protusão de ombros na maioria das vezes tem suas causas desconhecidas. Entretanto, sabe-se que suas causas estão intrinsecamente relacionadas ao controle postural por meio do sistema nervoso sensorial. O controle

da postura é uma habilidade motora complexa e deriva da interação dos sistemas neural e musculoesquelético (CARVALHO; ALMEIDA, 2009).

O sistema neural atua no processamento sensorial, processamento motor, representação interna e altos níveis de processamento neural. Estes são essenciais para o controle postural e aspectos adaptativos. Os altos níveis de processamento neural são processamentos cognitivos no controle postural como a motivação e a atenção (CARVALHO; ALMEIDA, 2009)

O sistema musculoesquelético se caracteriza por suas propriedades como comprimento X capacidade de tensão, flexibilidade, área de seção transversa, inervação, vascularização, proprioceptores, relações biomecânicas entre os segmentos e tipos de fibra muscular (ZATSIORSKY; KRAEMER, 2008). Na postura de protusão de ombros, desequilíbrios neste sistema, como limitação da força e flexibilidade afetam o controle postural (HORAK, 2006).

O sistema de controle motor orienta os segmentos corporais por meio do sistema sensorial. Integra informações somatosensorial, visual e vestibular e elabora estratégias de adaptação com o meio. Isto envolve sinergias musculares, torques, padrões de movimento e forças (KRISHNAMOORTHY, 2003 & TING, 2007).

Estas informações são decorrentes de convergências complexas com o meio. As informações provenientes do sistema somatosensorial, visual e vestibular são relacionadas entre si e comparadas com modelos internos do indivíduo. Nas diferentes manutenções posturais cada um destes sistemas possuem importâncias variadas e pode haver desequilíbrio que geram conflitos de informações. O sistema visual afetado com imagens distorcidas do ambiente pode levar o sistema somatosensorial a se adaptar a um novo ambiente alterado, conseqüentemente, altera o modelo postural do indivíduo (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

O sistema visual orienta a posição e o movimento da cabeça em relação ao ambiente e em condições estáticas reduz a oscilação corporal em aproximadamente 50% (SASAKI, 2002). A participação do sistema visual geralmente aumenta frente a superfícies instáveis e em indivíduos com desordens no sistema vestibular (REDFERN, *et al.*, 2001 & POZZO, *et al.*, 1995).

O sistema vestibular fornece informações para orientar o posicionamento da cabeça por meio da detecção das variações temporais das velocidades angular e linear (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). As informações vestibulares perante as respostas posturais estáticas parecem ter menor influência, enquanto uma redução no controle de tarefas complexas e dinâmicas pode comprometer a postura (PERUCH, *et al.*, 1999).

O sistema somatosensorial, por meio de receptores proprioceptivos, fornece informações relacionadas à dor, temperatura, toque e propriocepção. Estes receptores são distribuídos por todo o corpo e informam o sistema nervoso sobre o posicionamento dos segmentos corporais em relação ao meio e ao próprio corpo (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). A contribuição da propriocepção no controle postural fica evidente pelas consequências clínicas desastrosas observadas em indivíduos com déficits nesta modalidade sensorial (CARVALHO & ALMEIDA, 2009).

A partir da integração das informações provenientes do sistema sensorial são elaboradas estratégias para o controle postural. Estas estratégias são acionadas por sinergias musculares associadas a padrões de movimentos e estabilizações articulares que respondem as perturbações do meio (CARVALHO & ALMEIDA, 2009).

Estas perturbações estão relacionadas a tarefas e interferências aleatórias do meio. O corpo busca automaticamente a melhor posição de equilíbrio possível para

a execução eficiente de uma tarefa. Contudo, equilibrar o corpo frente ao ambiente pode implicar num desequilíbrio dos segmentos entre si. Isto pode ocasionar em tarefas duradouras uma mudança de referência postural interna no indivíduo.

Esta referência interna expressa o modelo postural de cada pessoa. Com este modelo o indivíduo adota algumas estratégias básicas para se equilibrar. As três principais estratégias são: controle do tornozelo, do quadril e do passo (HORAK, 2006).

O corpo se move sobre o tornozelo e esta articulação atua na manutenção do equilíbrio em pequenas oscilações. Já o quadril atua no equilíbrio em oscilações mais instáveis. O controle do passo, por sua vez, trata-se de uma estratégia utilizada em grandes desequilíbrios para evitar a queda (HORAK, 2006).

Essas estratégias emergem do processamento neural e fornecem um plano de ação com base no contexto ambiental, nos objetivos e, particularmente, na tarefa. As estratégias são organizadas espacial e temporalmente para produzir forças que contraponham o distúrbio (CARVALHO & ALMEIDA, 2009).

Em indivíduos sem comprometimento neurológico a resposta postural automática é modulada com a magnitude do distúrbio. Esta modulação é melhor adaptada com a exposição repetida aos distúrbios, que inicialmente desencadeia uma resposta de ativação muscular excessiva (CARVALHO & ALMEIDA, 2009).

Mesmo numa tarefa, para se manter numa postura relativamente estática o corpo sofre perturbações que exigem a manutenção do equilíbrio. O indivíduo se adapta e constrói uma imagem interna do distúrbio a ser minimizado (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Para o indivíduo por suas estratégias de equilíbrio em prática, muitas vezes estas podem assumir intervenções inadequadas. Ou seja, para o equilíbrio do corpo como um todo, a pessoa pode assumir posturas

prejudiciais, como por exemplo, a protusão de ombro, na tentativa de equilibrar a massa corporal sobre a sua base.

Diante disso, o processamento sensorial tem grande influência no controle postural e pode prejudicar ou auxiliar o desenvolvimento de modelos internos precisos do controle postural. Deste modo, identificar os déficits posturais específicos poderá favorecer estimulações sensoriais específicas que aumentem a excitabilidade dos motoneurônios e facilitem seu disparo (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003). Estes estímulos de recrutamento muscular na manutenção da postura podem ser trabalhados por meio do *biofeedback* (DI FABIO, 1990).

## **2.4 Controle Postural por *Biofeedback***

O *biofeedback* ou *feedback* corporal é gerado a partir de sinais biológicos. Já na década de 60 foram utilizadas técnicas de amplificação de sinais biológicos, como a pressão arterial e atividade muscular (ASTIN, *et al.*, 2003).

Compreendido como um sistema interdependente de interação com o indivíduo, o *biofeedback* tem, por exemplo, esta interdependência que pode se efetuar entre um sistema tecnológico e o sistema fisiológico de uma pessoa. Neste princípio de sistemas interligados em que acontece troca de informações, um sistema pode estimular o outro sistema (SCHWARTZ; 1995 & BIRBAUMER, *et al.*, 1999).

Um exemplo de *biofeedback* acontece por meio da resposta galvânica da pele. A superfície da pele da mão possui aproximadamente 2000 glândulas sudoríparas por centímetro quadrado constituindo cada uma delas um circuito elétrico condutivo. Assim, quanto maior o número de glândulas acionadas maior será

a condutividade na possibilidade de uma corrente elétrica. Assim, a pele age como um resistor e oferece uma resposta de condutividade variável. Obedece a lei de Ohm em que a voltagem (V) é igual à resistência vezes a intensidade da corrente (I) (Schwartz, 1995).

Além da resposta galvânica da pele o *biofeedback* pode ser realizado através de captação de diversos sinais fisiológicos do organismo, como o impulso cardíaco, impulso nervoso motor, impulso neural do córtex, temperatura corporal e o próprio posicionamento corporal do indivíduo (SCHWARTZ; 1995 & BIRBAUMER, *et al.*, 1999).

Um dos objetivos da técnica de *biofeedback* é utilizar as informações geradas a partir da interação dos sistemas para uma auto-regulação voluntária por meio do sistema nervoso. Isto pode ser útil para terapias, aprendizagens e treinamentos que exigem o controle de processos físicos e mentais, principalmente sobre os de origem involuntária (SCHWARTZ; 1995 & BIRBAUMER, *et al.*, 1999). Em programas de educação postural é recomendado a utilização de *feedback* somatosensorial (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Neste aspecto, um estudo de Foza (2005) investigou o efeito da técnica de *biofeedback* na atenção visual seletiva de atletas juvenis de futebol de campo. Um teste virtual exigia atenção seletiva para evoluir as fases de um jogo e simultaneamente o controle da resposta galvânica da pele. Neste estudo, concluiu-se que a técnica de *biofeedback* é capaz de modificar e/ou desenvolver os processos de atenção visual seletiva.

Outra pesquisa realizada por Violani & Lombardo (2003), investigou-se por meio de *feedback* indivíduos que apresentavam traços de ansiedade. Verificou-se a



possibilidade do treinamento de *biofeedback* apresentar modificações na capacidade de controle voluntário da temperatura da pele e da ansiedade.

Ao se tratar de controle motor, foi realizado um estudo para verificar o desempenho na biomecânica da corrida por meio de *biofeedback*. Neste estudo, constatou-se uma corrida mais estável após o treinamento com *biofeedback* (CAIRD, 1999).

Uma pesquisa realizada por Dworkin, 1985, demonstra o emprego de um sistema de *biofeedback* para a educação postural de pessoas que apresentaram escoliose. Para isto, desenvolveram um aparelho que media a relação da circunferência do tronco, o comprimento da coluna vertebral e a respiração. Na figura 1, o ponto “A” ilustra a posição da medida do comprimento da coluna vertebral e o ponto “B” a posição da medida do tronco.

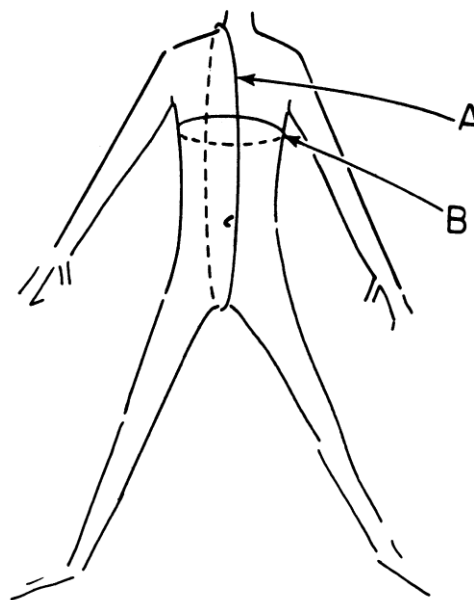


Figura 1: Posição da medida da coluna vertebral  
Fonte: Dworkin, 1985

Avaliados por um ortopedista, participaram 12 pacientes com graves desvios na coluna. Estes estavam na eminência da utilização de órtese, contudo, tinham curvas flexíveis possíveis de reversão (DWORKIN, 1985).

Este aparelho emitia um sinal sonoro quando o paciente permanecia por mais de 20 segundos fora da postura correta. Havia um botão de desativar para situações embaraçosas quando o paciente não tivesse condições de fazer o ajuste de sua postura. O dispositivo foi estruturado com componentes eletrônicos, fios de nylon e tubos de teflon, conforme demonstra a Figura 2 (DWORKIN, 1985).

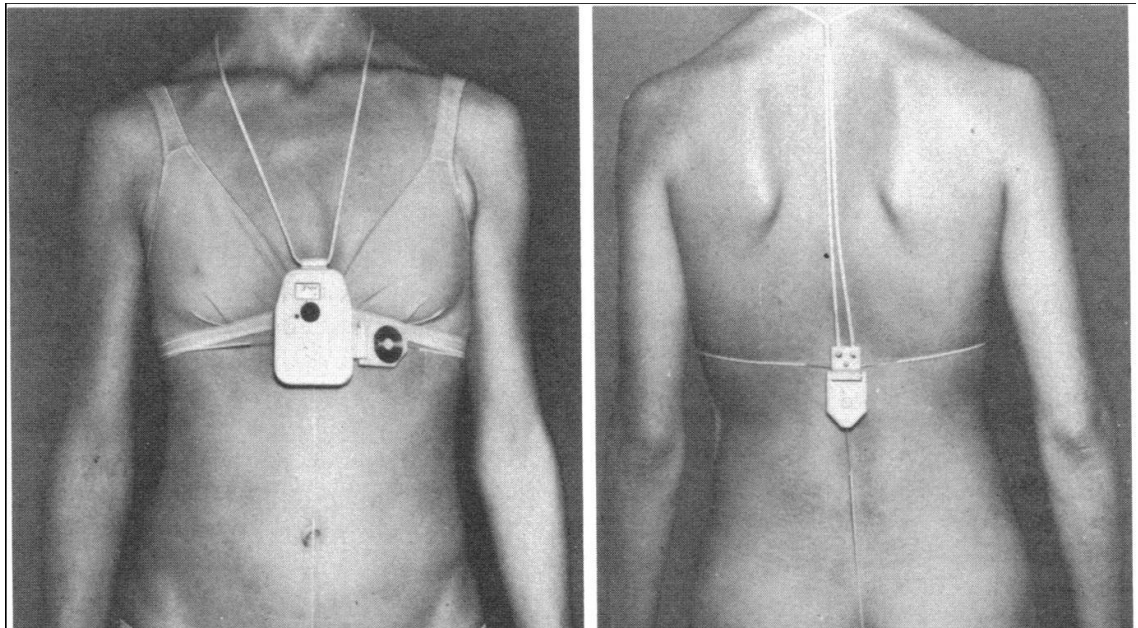


Figura 2: Artefato postural  
Fonte: Dworkin, 1985

Dos 12 pacientes, 10 completaram o tratamento com sucesso e receberam alta de seus ortopedistas com sua postura corrigida satisfatoriamente. Todos os pacientes preferiram a utilização deste aparelho frente à opção do uso de uma cinta ou colete. Alguns manifestaram o incomodo de fadiga com o uso do aparelho na fase inicial. Todos acharam o dispositivo confortável, exceto dores esporádicas relacionadas à pressão do dispositivo (DWORKIN, 1985).

Wong; Mak, Luk, *et al.* (2002) realizaram um estudo piloto em que verificaram o efeito do uso de lentes oculares prismáticas em adolescentes com escoliose idiopática progressiva. Foram selecionadas quatro mulheres adolescentes com um ângulo de *Cobb* médio de 30°. O objetivo foi verificar se uma tradução espacial alterada por lentes prismáticas poderia influenciar o alinhamento do corpo para o controle da escoliose.

Um óculos foi instrumentado para o teste com lentes de 5 e 10 dioptrias e as pacientes foram orientadas a visualizarem um LED (Light Emitting Diodes) vermelho de 20mm de diâmetro a uma distância de 5m. Durante a coleta as lentes eram rodadas em 16 posições com um intervalo de 22,5° de 0° à 360° (WONG, *et al.*, 2002).

A variação da postura foi aferida em 3-D com o sistema optoeletronic Vicon 370 com câmeras infravermelhas e marcadores esféricos sobre o corpo, conforme Figura 3 e 4 (WONG, *et al.*, 2002).

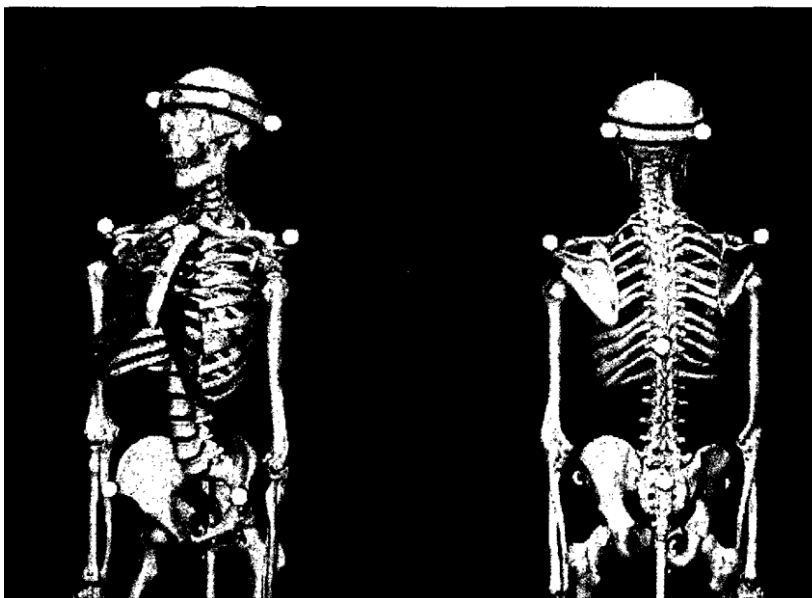


Figura 3: Marcadores periféricos  
Fonte: WONG, *et al.*, 2002



Figura 4: Óculos  
Fonte: WONG; MAK, LUK, *et al.*, 2002

Este estudo mostrou que a utilização de lentes com dioptria 10 em orientações específicas pode provocar alterações posturais de pacientes com escoliose idiopática. Estas alterações foram descritas como uma mudança de posição dos segmentos corporais. Estas alterações ocorreram mais especificamente na relação entre a cabeça, pescoço, tronco e pélvis (WONG, *et al.*, 2002).

Este método com utilização de *biofeedback* visual pode ser mais uma opção para o tratamento de alterações posturais. Neste sentido, os pacientes expressam a preferência por estes métodos alternativos em relação à órtese de colete. (WONG, *et al.*, 2002)

Além disso, o tratamento da escoliose idiopática em adolescentes com a utilização de coletes pode ser psicologicamente traumático. O volume da órtese pode afetar a aparência do jovem numa fase muito sensível de sua vida. Em função de distúrbios psicológicos o tratamento pode falhar por descontinuidade (WONG, *et al.*, 2002).

Em pesquisa realizada Wong & Wong, 2008, desenvolveram uma roupa com acelerômetros e giroscópios para detectar alterações posturais da coluna vertebral. Este equipamento foi testado em laboratório e demonstrou uma precisão na análise estática <1 grau e nas medições dinâmicas <1,5 graus. Neste estudo foi comprovada a possibilidade de monitoração da postura por meio deste sistema de *biofeedback* que integra acelerômetros e giroscópios.

## **2.5 Processos Cognitivos do Controle Motor e *Biofeedback***

Estudos afirmam que 65% das alterações morfológicas associadas à postura são decorrentes de hábitos posturais inadequados. Ainda existem alterações posturais, como as provenientes de doenças, de lesões e formações congênitas (TRIBASTONE, 2001).

Uma pesquisa realizada no Brasil com crianças de sete a dez anos constatou assimetrias corporais devido hábitos posturais. Isto proveniente principalmente pelo sedentarismo e de atividades como se posicionar em pé ou se sentar inadequadamente (PENHA, *et al.*, 2005).

Muitas pessoas tem procurado programas de exercícios físicos para a reorientação postural. Estas motivadas principalmente por desconfortos e dores relacionadas à má postura. Os programas de exercícios abordam o fortalecimento muscular, alongamentos e conscientização da postura. Estas metodologias tem apresentado eficiência em minimizar melhorar dores associadas à coluna vertebral (VANICOLA, 2007).

Um estudo recente verificou o efeito de exercícios de alongamento e fortalecimento em indivíduos com o alinhamento escapular alterado. Neste estudo, observou-se que um programa de seis semanas de exercícios direcionados aos músculos trapézio, elevador da escápula e peitoral aumentou o desempenho muscular e melhorou a posição da escápula (ALIZADEH, *et al.*, 2009).

Além de uma abordagem por meio de exercícios físicos, a reorientação dos segmentos corporais pode proceder com estímulos para a aprendizagem motora. Como esta pesquisa propõe, este estímulo pode ser desencadeado por meio do *biofeedback*.

O controle postural se refere à orientação e estabilização do corpo no espaço. A orientação significa a capacidade de manter o corpo em equilíbrio na realização de

tarefas. Esta orientação tem como objetivo promover a estabilidade, que se trata da capacidade de manter o centro de massa dentro dos limites de uma base específica de acordo com a realização de uma tarefa (VANICOLA, 2007).

A orientação dos segmentos corporais, incluindo a postura de ombros, depende de referências sensoriais. Estas referências são provenientes do sistema vestibular, sistema somatosensorial e sistema visual (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Alguns estudos demonstraram que em certos casos as desorientações posturais são provenientes de desorientações somatosensoriais. Nesta perspectiva, na postura de protusão de ombros, o indivíduo receberia uma interpretação somatosensorial incorreta. Assim, enquanto o sujeito se percebe em postura adequada, na realidade, está com seus segmentos corporais desalinhados (VANICOLA, 2007).

É por meio das informações captadas pelos receptores sensoriais que ocorre a orientação dos segmentos corporais. Para isso, são acionados mecanismos de detecção e correção de erros, sendo que estes mecanismos atuam num grau de consciência ou inconsciência. Num estágio cognitivo de aprendizagem motora há uma consciência de detecção e correção de erros e as informações se processam no sistema nervoso central (TEIXEIRA, 1993).

Estas informações são comparadas ao modelo postural pré-existente do indivíduo. Se existir um erro entre a posição de referência interna e a posição corporal real, a postura é ajustada. Assim, os mecanismos reguladores desencadearão comandos motores adequados para a interação com o meio. A partir do momento em que a aprendizagem postural se automatiza o sistema nervoso é

liberado de um controle direto de ajustes. Com isso, estruturas sub-corticais assumem o controle automaticamente (VANICOLA, 2007).

Muitos estudos estão voltados à investigação destes mecanismos de controle postural. Neste sentido, a teoria de controle motor se estrutura num sistema nervoso hierárquico com respostas reflexas organizadas e desencadeadas por informações sensoriais independentes. Contudo, esta teoria tem sido ampliada para uma visão sistêmica de múltipla organização e interação neural (CARVALHO; ALMEIDA, 2009).

Nesta perspectiva, o controle postural emerge da interação entre o indivíduo, a tarefa e o ambiente. Desta interação surge uma habilidade com base na experiência, intenção e adaptação (HORAK, 1997). Esta habilidade relacionada a uma postura corporal significa manter a relação apropriada dos segmentos corporais com o ambiente (CARVALHO; ALMEIDA, 2009).

Isto pressupõe uma dinâmica de interação do alinhamento corporal, tônus muscular, reação com a força de gravidade, superfície de suporte, referências internas de um padrão postural e informações sensoriais (HORAK, 2006). Nesta interação dinâmica estes elementos podem estar desequilibrados por terem uma referência interna distorcida da realidade de uma postura correta.

Assim, para a aquisição de uma postura correta é necessário estabelecer uma nova referência interna. No caso da protusão de ombro, esta nova referência pode partir de uma avaliação postural para se estabelecer um novo modelo de alinhamento corporal.

Entretanto, enquanto esta nova referência não estiver assimilada como uma postura automatizada haverá dois modelos de referência. O primeiro modelo, já existente, traduz a postura inadequada e o segundo a postura correta pretendida.

Estes dois modelos competirão entre si, e sempre emergindo o de estímulo neural mais forte, consciente ou inconsciente.

Este estímulo pode originar-se por dois sistemas de controle cognitivo das bases neurais do comportamento, *top-down* e *bottom-up* (LEDOUX, 1998). O sistema *top-down* (de cima para baixo) origina seus estímulos a partir das áreas que compõe o neocórtex e tem origem evolutiva mais recente e está relacionado à tomada de decisões, ao controle voluntário das ações e a memória de trabalho. Esse sistema se encontra apenas nos primatas mais evoluídos e nos seres humanos (MECHELLI, *et al.*, 2004). O mesmo atua como responsável pelo controle de alta precisão e também recebe a definição de controle explícito do comportamento (FOZA, 2005).

O sistema *bottom-up* (de baixo para cima) tem sua origem evolutiva mais antiga, sendo encontrado em todos os animais que possuem sistema nervoso. Os estímulos do sistema *bottom-up* se origina a partir das áreas subcorticais. E são responsáveis pelo controle direto e involuntário de origem simpática e parassimpática de inúmeros processos fisiológicos. Esse sistema está associado ao processo de estímulo resposta, de luta e fuga (LEDOUX, 1998 e MECHELLI, *et al.*, 2004).

Estes dois sistemas possuem influências diretas entre si e as mudanças nas bases neurais cognitivas de um sistema afetam, também, o outro (MECHELLI, *et al.*, 2004). Estas mudanças podem ocorrer na estrutura morfofisiológica neural dos processos *bottom-up* e *top-down* e por consequência provocar alterações no processo de controle neural de comando de comportamento (FOZA, 2005).

As mudanças podem ocorrer por estímulos de treinamento aplicado ou exigências do ambiente. Isto promove a plasticidade neural e, conseqüentemente,



alterações cognitivas que influenciam no comportamento do indivíduo. E, a partir desta interatividade entre os sistemas *bottom-up* e *top-down*, possibilita-se a interferência no comportamento da pessoa por *biofeedback* (FOZA, 2005).

Na proposta do aparelho de *biofeedback* apresentado nesta pesquisa, o *feedback* ao indivíduo ocorre por via ascendente do sistema *bottom-up* para o sistema *top-down* e retorna via descendente com o sistema *bottom-up*. Ou seja, o aparelho faz a leitura de que o indivíduo está em postura inadequada e envia um alerta vibratório aos proprioceptores periféricos. Assim, por via ascendente o sistema consciente *top-down* recebe e processa este estímulo para o ajuste da postura de acordo com seu novo modelo.

A aplicação de *biofeedback* pode aumentar o controle cognitivo de origem *top-down* realimentado por sinais via *bottom-up* (SUNA, 2004; DERLOME, *et al.*, 2004). Logo, o sistema *top-down* realimenta o sistema *bottom-up* que se manterá ativo no controle da postura por meio da memória de trabalho. Assim, por meio da aprendizagem o indivíduo estabelece modificações em sua estrutura neural e fortalece vias de ação envolvidas no processo cognitivo comportamental.

A memória de trabalho trata de uma função executiva do sistema nervoso que permite manter estímulos de ações por um determinado tempo, como por exemplo, a postura. Enquanto isto, outras operações cognitivas são processadas em diversas áreas do córtex cerebral (SCHWEITZER, *et al.*, 2000; FOCKERT, *et al.*, 2001 & FAW, 2003).

Essa memória de trabalho se origina de uma rede de *buffers*<sup>2</sup> temporários de memória criados na área do sistema nervoso responsável por uma determinada função. A memória de trabalho é administrada pelo córtex frontal comparando os

---

<sup>2</sup> Palavra exportada da ciência da computação, e pode ser sinônimo de manutenção, retenção. Um *buffer* é uma pequena área de memória ultra-rápida usada para melhorar a velocidade de acesso a um determinado dispositivo (GUIADOHARDWARE.NET, 2009).

estímulos recebidos com os pré-existentes a curto e a longo tempo na memória (LEDOUX, 1995 & FAW, 2003).

A memória de trabalho também se define como parte do processo de atenção (FOCKERT, *et al.*, 2001 & FAW, 2003). Contudo, não é um produto do 'aqui e agora', mas, sim, descende de informações de origem genética, fisiológicas, e de experiências vivenciadas no decorrer da vida (FOZA, 2005).

Desta forma, na correção da postura por meio de *biofeedback*, o estímulo gerado se combina à informação na memória de longo prazo e se faz presente no processo de atenção (LEDOUX, 1998 & SCHWEITZER, *et al.*, 2000). Esta atenção emerge de estímulos de diversas áreas que competem entre si provindos para disparar o potencial de ação (LEDOUX 1998).

Esta competição de estímulos pode ser observada no paradigma de duas tarefas realizadas concomitantemente. O controle postural se apresenta como tarefa primária e outra tarefa concorrente como tarefa secundária.

Um estudo analisou o controle postural na marcha concomitante a uma dupla tarefa. Duas tarefas concorrentes à marcha foram analisadas: memorizar e repetir uma sequência de números, e a outra, abrir e fechar botão. Foi observado uma piora do controle postural durante a execução dessa dupla tarefa (EBERBACH, *et al.*, 1995).

Este estudo mostra a influência do processamento cognitivo no controle postural. Outra pesquisa similar demonstra esta influência num processo inverso, em que a postura afeta o desempenho do processamento cognitivo. Compararam o tempo de resposta a um estímulo sonoro nas posições de um indivíduo sentado, em pé e sobre uma barra estreita.

Constata-se que quanto maior a dificuldade de controle postural maior era o tempo de resposta ao estímulo (LAJOIE, *et al.*, 1993). Assim, fica evidenciado que o controle postural é interferido pelo meio e pode haver relação com a complexidade da tarefa.

Deste modo, esta interferência pode provocar mudanças no modelo adequado de postura. É comum o ser humano no seu cotidiano de trabalho ficar horas frente a um computador com sua atenção focada numa tarefa concorrente ao seu modelo de postura adequada. Isto pode levar uma adaptação a um modelo de postura corporal inadequado para a sua saúde.

Na aquisição de um novo modelo postural, as redes neurais ativadas tendem a se fortalecer e criar um recrutamento neural seletivo para esta adaptação (SCHWEITZER, *et al.*, 2000). Deste modo, com a atenção estimulada por *biofeedback*, o sistema *top-down* interage e modifica as redes neurais existentes relacionadas à postura, influenciando os processos de ordem involuntária (DAN, 2003).

Esta modificação das redes neurais possibilita ao sistema voluntário maior influência dos processos neurais destas áreas e conseqüentemente a modificação do comportamento postural (FAW, 2003).

Assim, estes mecanismos cognitivos envolvidos no controle postural demonstram sua natureza adaptativa. Deste modo, o processo de adaptação pode ocorrer de um modelo adequado para um modelo incorreto de postura. Ou ainda, de um modelo inadequado para um modelo correto de postura.

Neste aspecto e retomando a análise da postura frente à dupla tarefa, percebe-se que os hábitos do ser humano constantemente se deparam em ações de

múltiplas tarefas concomitantes. Estas tarefas concorrentes exigem do indivíduo adaptações e readaptações contínuas de comportamento corporal.

São tarefas que competem em atenção com a tarefa de manutenção da postura e na maioria das vezes com maior magnitude de estímulos e consciência. Assim, constitui-se um desafio criar meios que fortaleçam os mecanismos da manutenção da postura. Isto, sem inibir a cognição da tarefa concorrente durante o processo de aquisição de uma postura correta.

Diante disso, é neste processo que um aparelho de *biofeedback* pode contribuir como meio da manutenção postural desejada. Este aparelho, mais especificamente na protusão de ombros, terá uma função de 'órtese psicológica' para instantes em que o sistema nervoso falhar com atenção no controle postural.

## **2.6 Sensor Eletrônico com Tecnologia MEMS Utilizada no desenvolvimento do Aparelho (Acelerômetro e Giroscópio)**

O século XXI é marcado com o amplo desenvolvimento das Tecnologias da Informação e Comunicação - TICs. Desde a ação de telefonar quanto às atividades Organizacionais, da tecnologia de agenda eletrônica ao desenvolvimento de microchips, todas foram afetadas na compressão do espaço-tempo advindos da revolução informacional (TOFFLER, 1980).

Neste sentido, entre as diversas tecnologias empregadas no desenvolvimento do aparelho de biofeedback postural se utilizou sensores com microcomponentes. Devido à necessidade de se desenvolver um aparelho com dimensões reduzidas se utilizou sensores com tecnologia MEMS ou MST<sup>3</sup>. Entre as vantagens do sistema

---

<sup>3</sup> MEMS (*MicroElectroMechanical System*) é uma terminologia americana e MST (*Micro System Technology*) é uma terminologia européia.

microeletromecânico se apresenta o tamanho reduzido, menor peso, menor consumo de energia, baixo custo e alta confiabilidade de operação.

Bilhões de dólares foram investidos no desenvolvimento de circuitos eletrônicos integrados e dispositivos microscópicos. Pesquisas são realizadas há muito tempo nesta área, contudo, foi o desenvolvimento da microeletrônica que possibilitou a produção destes sistemas (FUJIMASA, 1996; MADOU, 1997).

O sistema MEMS é composto de microestruturas mecânicas e eletrônicas. Entre os componentes mecânicos se encontra estruturas como rodas dentadas, travessas, corpos de prova e hastes. Entre as estruturas eletrônicas estão os circuitos de controle, microprocessadores e amplificadores (YAZDI, *et al.*, 1998). A integração dos sistemas eletrônicos e mecânicos podem ser visualizados na Figura 5.

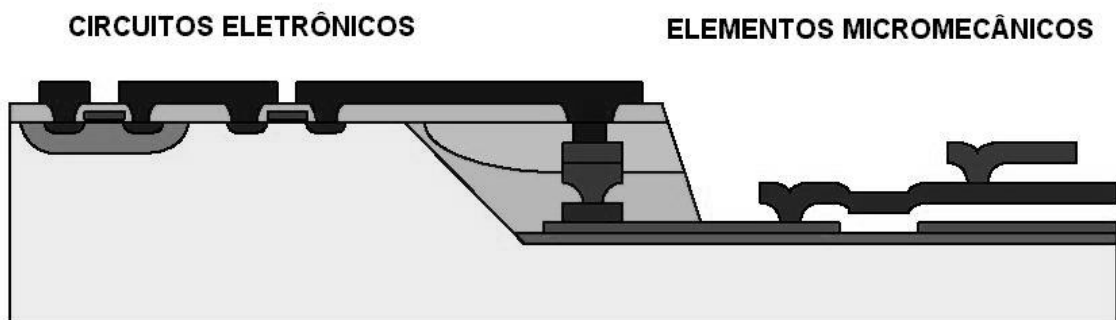


Figura 5: Substrato MEMS visto em corte  
Fonte: ALLEN, *et al.*, 1998

Estas estruturas mecânicas e eletrônicas do sistema MEMS necessitam de um microscópio para serem vistas. Para se ter um parâmetro com a dimensão das estruturas a Figuras 6 e 7 mostram as imagens das engrenagens e de um ácaro sobre uma micro-engrenagem.

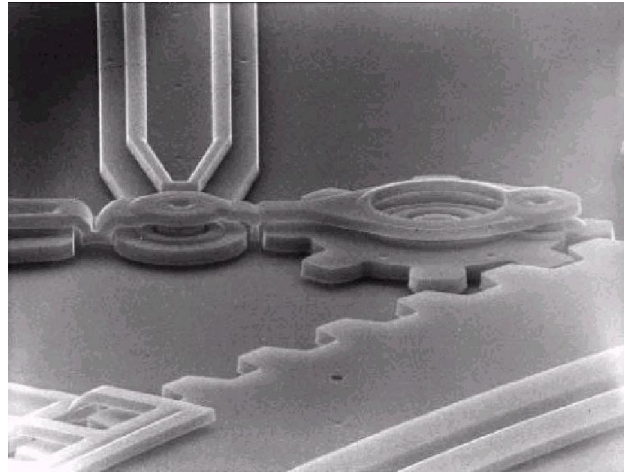


Figura 6: Imagem das micro-engrenagens  
 Fonte: SNIEGOWSKI, 1996

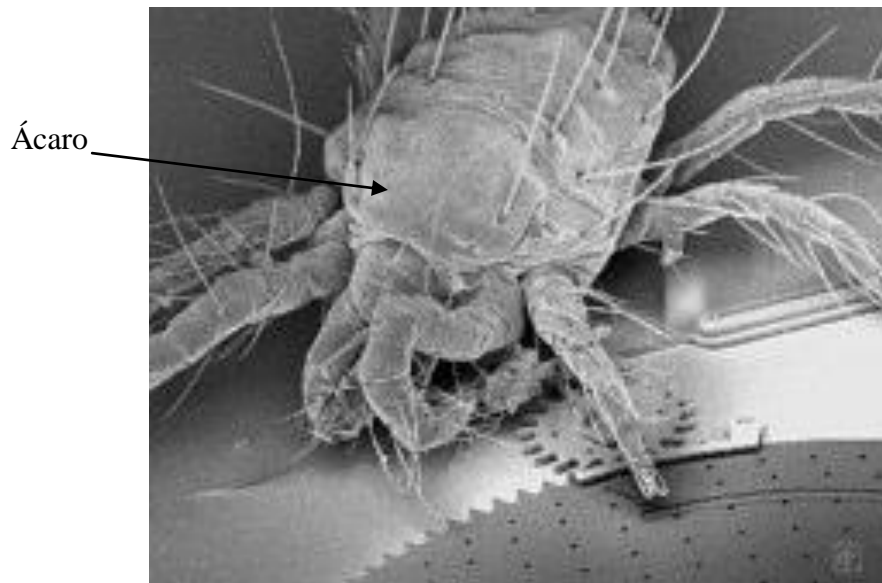


Figura 7: Imagem de micro-engrenagens e de um ácaro num dispositivo MEMS  
 Fonte: SNIEGOWSKI, 1996

Os dispositivos MEMS podem ser aplicados no desenvolvimento de produtos em diversas áreas como: Alarmes de automóveis, controles remotos em multimídia, navegação pessoal, materiais esportivos, computação, controle de discos rígidos (*hard disk*), orientação de visores (*displays*) em capacetes (uso em realidade virtual) e medição de vibração (máquinas, motores e estruturas).

Ainda se aplicam em controle de movimento de robôs, controle de elevadores, registro do manuseio de cargas, armamentos militares (mísseis), controle e

guiamento de aeronaves, veículos não controlados por pessoas, medicina (monitoramento de pacientes), atividade motora (orientação), comando de próteses (apoio em fisioterapia) e instrumentação para cirurgia à distância (*haptic devices*) (LIMA, 2005).

São inúmeras as possibilidades de aplicação desta tecnologia e há ainda quem defenda que uma nova onda mundial de informações dependerá da utilização de grandes quantidades de sensores (SAFFO, 1997).

## **2.7 Tecnologias de Sensores: Acelerômetro e Giroscópio**

### **2.7.1 Acelerômetro**

O acelerômetro serve para captar a vibração e pode ser utilizado como um sensor de deslocamento. Além disso, não possui partes móveis e gera um sinal proporcional à aceleração, que pode ser integrado, obtendo-se a velocidade e o deslocamento do sinal numa determinada direção e sentido.

Este sensor é utilizado para medições de choques, deslocamento e vibrações. Basicamente o acelerômetro consiste num oscilador linear composto de uma massa suspensa por uma mola. Em alguns acelerômetros a própria massa se constitui um elemento flexível e com resistência a uma determinada corrente elétrica. O deslocamento desta massa modifica a resistência da corrente elétrica e estas variações são decodificadas de um sinal analógico para um sinal digital.

O sensor MMA7260QT, utilizado nesta pesquisa, trata-se de um acelerômetro capacitivo microusinado com propriedades de condicionamento de sinal e um filtro passa-1-pólo baixa. Possui seleção para 4 sensibilidades de força “g”

(1.5g/2g/4g/6g). Sua operação consome um baixo nível de energia (500µA) com baixa tensão (2,2V - 3,6V) e suas dimensões são de 6mm x 6mm x 1,45mm.

Quando o sensor de força “g” do acelerômetro se mantém mecanicamente tensionado gera uma carga elétrica que polariza suas faces proporcionalmente à força aplicada (Figura 8).

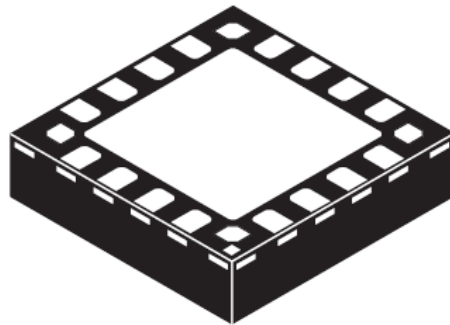


Figura 8: Acelerômetro  
Fonte: Freescale Semiconductor, 2008

A figura 9 apresenta um diagrama funcional simplificado do acelerômetro:

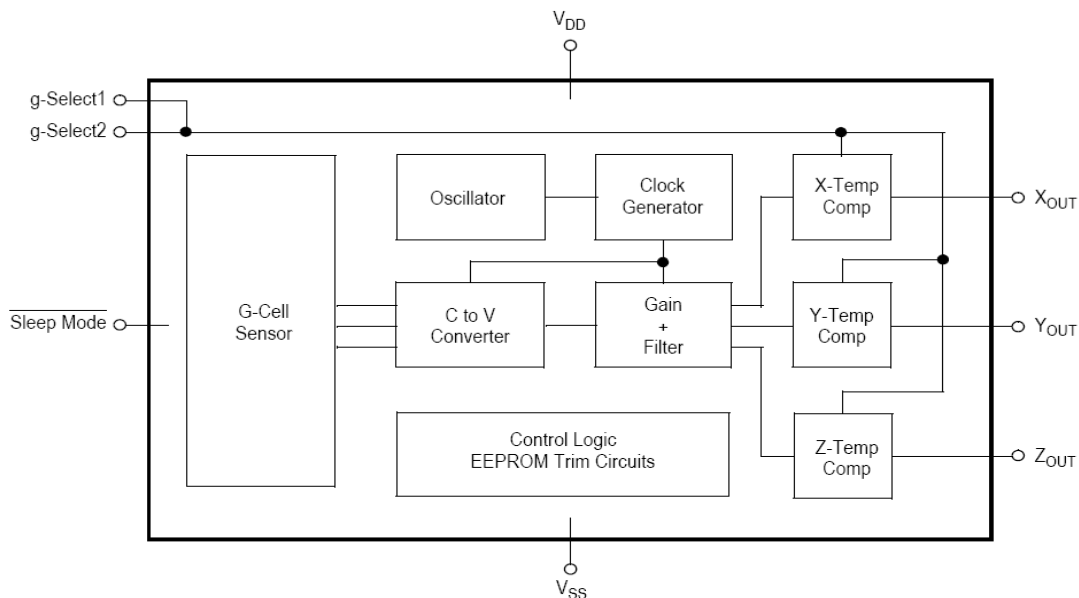


Figura 9: Diagrama funcional do acelerômetro MMA7260QT  
Fonte: Freescale Semiconductor, 2008



Neste diagrama se apresenta o sistema funcional, que se compõe por uma célula com sensor de força “g”, conversor de força “g” para Volts com sinais de coordenadas em X, Y e Z, filtro de sinal, saída de X, Y e Z, oscilador, temporizador e circuito de controle.

A detecção de uma postura inadequada pelo sistema ativa um mini-vibrador piezoelétrico que dará um sinal de *biofeedback* para o indivíduo que estiver usando o aparelho. Este vibrador utilizado possui capacidade de força de 0,7g, amplitude de força “g” de 0,4mm e com ciclos de 12000rpm. Se constitui em sua essência de um sistema piezoelétrico com dimensões de 3,40mm X 0,8mm (Figura 10).



Figura 10: Vibrador piezoelétrico 308-100  
Fonte: Precision Microdrives, 2009

Todo o sistema é gerenciado por um microcontrolador (chip) PIC16F87/88, marca Microchip. Esse microcontrolador tem captação de 16bit com resolução máxima de 12,5ns, processamento de 16bit com resolução máxima de 200ns e 7 canais com conversor analógico-digital.

### 2.7.2 Giroscópio

O sensor de movimento de rotação denominado giroscópio tem como princípio um corpo em rotação em relação a um referencial, que sofre uma força ( $F_c$ ) denominada *Efeito de Coriolis* (BERNSTEIN, *et al.*,1998). Esta força pode ser representada pela seguinte equação:  $F_c = 2M (V \times W)$ .

$F_c$ = Força de Coriolis;

$M$ = Massa;

$W$ = Vetor de velocidade angular;

$V$ = Vetor de velocidade.

O giroscópio com tecnologia MEMS detecta esta força ( $F_c$ ) pelo seu sistema para determinar o movimento de rotação. Basicamente existem quatro tipos de giroscópio com sistemas diferentes para a detecção do *Efeito Coriolis*: *tuning-fork* (sintonizados), *vibrating-wheel* (com disco vibrante), ressonador *wine glass* e pêndulo de Foucault. Utilizou-se o giroscópio modelo LY5150ALH com sistema *tuning-fork* para o desenvolvimento do aparelho de *biofeedback* postural desta pesquisa (STMicroelectronics, 2008).

Esse modelo de giroscópio possui a combinação de um atuador e um acelerômetro integrados em uma única estrutura microusinada. Essa estrutura se constitui de um elemento sensor, composto por uma única condução de massa. Essa massa se mantém em contínuo movimento de oscilação e reage quando uma

velocidade angular é aplicada com base no princípio de Coriolis (STMicroelectronics, 2009).

Quando essa massa é rotacionada sofre o *Efeito de Coriolis* desencadeando uma vibração ortogonal que pode ser medida devido a variação capacitiva que compõe o mecanismo. Um dos mecanismos utilizado para esta medição se constitui de uma estrutura em forma de pente com elementos capacitivos, conforme a ilustração da Figura 11. O giroscópio com este sistema em forma de pente e com sensores capacitivos se classifica como *tuning-fork*.

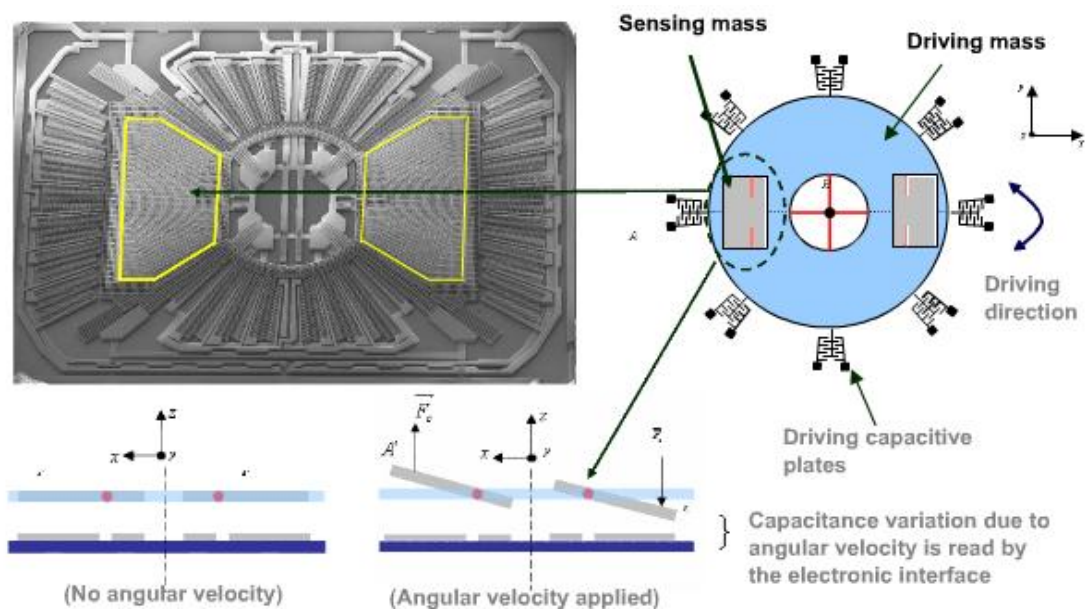


Figura 11: Estrutura interna do giroscópio com estrutura em forma de pente  
Fonte: STMicroelectronics, 2009

Há outro giroscópio com o sistema *vibrantig-wheel* que tem como estrutura básica um rotor que oscila em torno do seu próprio eixo. Nessa rotação de todo o sistema ocorre uma inclinação do rotor que é detectada por eletrodos capacitivos. A Figura 12 ilustra o rotor oscilante de um giroscópio *vibrantig-wheel*.

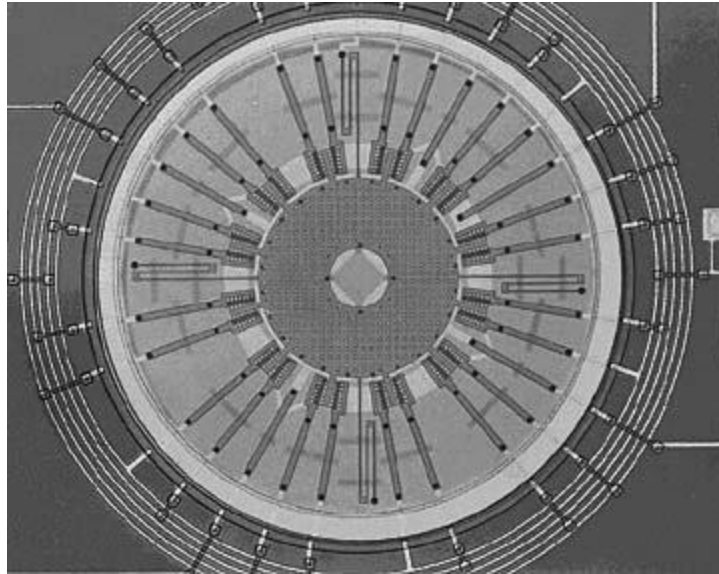


Figura 12: Giroscópio com rotor oscilante  
Fonte: LIMA, 2005

O giroscópio com o sistema *wine-glass* é estruturado com um anel onde pontos nodais capacitivos detectam o ângulo de rotação. A Figura 13 mostra detalhes deste anel.

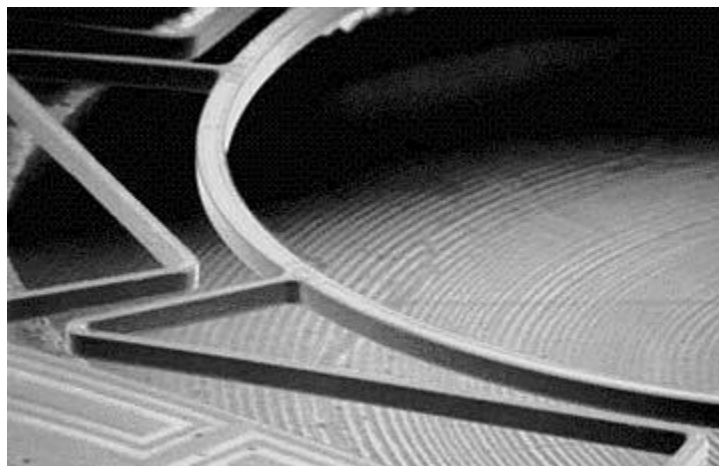


Figura 13: Detalhe da estrutura de um giroscópio ressonador *wine glass*  
Fonte: LIMA, 2005

O giroscópio estruturado por pêndulo de Foucault detecta o movimento de rotação por meio de hastes oscilantes e elementos capacitivos. Este dispositivo exige maior dificuldade para a usinagem dos componentes devido a espessura

reduzida dos substratos (LIMA, 2005), relacionado a todo sistema mecânico e eletrônico do sensor.

## **2.8 Aspectos Teóricos da Calibração e Validação de Instrumentos**

Neste capítulo são apresentados os procedimentos que podem ser utilizados na qualificação do aparelho construído nesta pesquisa. Estes procedimentos podem envolver processos de calibração, ajuste, regulagem e a validação do aparelho. Esta qualificação é estruturada a partir de métodos científicos e baseada em procedimentos legais.

Nesta pesquisa serão realizados apenas procedimentos de validação do aparelho. Isto porque o processo de calibração envolveria uma complexidade de testes com dificuldades tecnológicas na obtenção de grandezas padrões com a qualidade necessária. Contudo, será abordada a teoria da calibração para elucidar os procedimentos de qualificação de um sistema.

### **2.8.1 Calibração**

O aparelho desenvolvido nesta pesquisa possui funções relacionadas a dar uma resposta de vibração por meio de *biofeedback* ao indivíduo. Esta resposta é programada com uma referência interna do aparelho estipulada em medidas de graus de movimento angular e de tempo.

Contudo, esta programação de graus e de tempo se baseia no comportamento da tensão elétrica do sistema medida em milivolts (mV). Esta tensão é comparada com as grandezas do Sistema Internacional de ângulo e tempo por meio de um instrumento de medida. Assim se estabelece um sistema de medida para as funções do aparelho. Após este processo, este sistema de medida pode ser submetido a uma calibração.

No procedimento experimental de calibração são estabelecidas as relações entre os valores indicados por um sistema e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões do Sistema Internacional - SI (GONÇALVES, 2004).

A calibração também pode testar o comportamento metrológico do sistema em condições adversas de uso. Esta permite estabelecer os valores das indicações de medida do sistema e determinar correções a serem aplicadas (GONÇALVES, 2004).

#### a. Método de Calibração

O método de calibração de um sistema pode ser direto ou indireto. A calibração direta utiliza como valor padrão de referência medidas materializadas, cada qual com seu Valor Verdadeiro Convencional - VVC suficientemente conhecido. Blocos padrão e massas padrão são exemplos de medidas materializadas. E o valor verdadeiro convencional não deve apresentar erros superiores ao Sistema de Medida a Calibrar - SMC (GONÇALVES, 2004).

No método de calibração indireto se utiliza um dispositivo de medição auxiliar como Sistema de Medição Padrão - SMP. As indicações de medida deste sistema de medição padrão são adotadas como VVC (GONÇALVES, 2004).

Para a calibração, o sistema de medição padrão não deve apresentar erros superiores a 1/10 do sistema de medida a calibrar. Neste aspecto, deve-se levar em consideração a tolerância do sistema de medida a calibrar. Se as indicações de medida do sistema que será calibrado possuírem uma resolução superior ao sistema de medição padrão se deve avaliar a tolerância (GONÇALVES, 2004).

A tolerância se refere à faixa de erro ou imperfeição aceitável que não comprometa a função do sistema. Isto significa que, se o sistema de medida a calibrar possuir uma resolução superior ao sistema de medida padrão e a tolerância for maior que a resolução do sistema de medida padrão, o SMP pode ser utilizado para a calibragem (GONÇALVES, 2004).

Outro fator importante é verificar a necessidade de calibração do próprio sistema de medida padrão. Esta calibração pode ser efetuada com a comparação de medidas do SMP com outro sistema similar (GONÇALVES, 2004).

Conforme Gonçalves (2004), os procedimentos gerais de calibração envolvem as seguintes etapas:

- Definição dos objetivos.
- Identificação do sistema de medição a calibrar.
- Seleção do sistema de medição padrão.
- Preparação do experimento.
- Execução do ensaio.
- Processamento e documentação dos dados.
- Análise dos resultados.

- E, certificação da calibração de acordo com a NBR ISO 10.012-1.

Após a calibração, a partir do aferimento de desempenho do aparelho, possibilita-se a execução de outras operações de qualificação, como a operação de ajuste, regulagem e verificação (GONÇALVES, 2004).

A operação de ajuste complementa a calibração e é efetuada quando o desempenho metrológico do sistema não atinge o padrão de comportamento esperado. A operação de regulagem se refere a ajustes efetuados em controles externos e a disposição do usuário comum. Estes ajustes podem estar associados às funções do aparelho, como a regulagem do “zero” ou sensibilidade do sistema (GONÇALVES, 2004).

A verificação é uma operação de âmbito da metrologia legal, inspecionada por entidades oficiais denominados de Institutos de Pesos e Medidas - IPEM, existentes nos demais estados da Federação. Este procedimento de verificação determina se o sistema está operando dentro das características metrológicas estabelecidas por Lei e resulta num selo que indica “Verificado” (GONÇALVES, 2004).

### **2.8.2 Validação**

Avaliar o aparelho construído nesta pesquisa envolve a sua validação, que ocorre por meio de evidências comprobatórias da funcionalidade do constructo. Estabelecer a validade comprovar que o constructo realmente mede o que se propõe a medir (TERRY; LANE & FOGARTY, 2003). A validação significa o grau com que as evidências apóiam as inferências derivadas das medições dos testes, ou



seja, o grau com que o constructo mede aquilo para o qual foi desenvolvido para medir (KERLINGER, 1991; SEKARAN, 1992; HAYES, 1998).

A importância da validação e confiabilidade de um instrumento está relacionada a as consequências de sua utilização sobre a vida das pessoas. O uso do aparelho envolve situações em diferentes contextos que exigem confiabilidade. E a ausência da validação de constructo pode impedir o seu reconhecimento científico (PASQUALI, 2001).

A validade de constructo pode ser estabelecida com a relação dos resultados dos testes e o comportamento esperado. Isto tem encadeamento com a confiabilidade/fidedignidade que se apresenta nos testes.

A confiabilidade representa a probabilidade que um dado produto, sistema ou ação, irá obter o desempenho projetado satisfatoriamente por um determinado tempo. Este desempenho deve se manter sob condições ambientais especificadas a que o constructo se propõe em sua funcionalidade. O desempenho do constructo deve suportar por um período de tempo prescrito ou para o número de ciclos de operação requerido para a sua missão e ou tarefa (HAYES, 1998). A confiabilidade envolve três conceitos distintos:

I – O constructo deve enquadrar-se em um nível específico de desempenho. O desempenho do aparelho de *biofeedback* construído está associado à função ou tarefa de detectar as coordenadas posturais nele programadas e dar a resposta de vibração ao indivíduo de forma satisfatória. Esta função ou tarefa, juntamente com suas características, é a variável a ser testada, a qual, probabilisticamente, apresentará um erro, que deve ser aceitável. Este erro está relacionado à exatidão do teste, que é a correlação entre o resultado da medição e o valor verdadeiro, o qual se pretende medir.

II – O constructo possui uma probabilidade de obtenção do nível de desempenho. Isto expressa a correlação entre os resultados da medição dos testes obtidos sob as mesmas condições.

III – O constructo deve manter seu nível de desempenho por um determinado tempo. Isto significa a confiabilidade ou fidedignidade, definida pela probabilidade de manter o desempenho de suas funções. A confiabilidade é validada por meio da repetitividade dos testes, ou seja, testes e retestes. O teste/reteste é a aplicação do mesmo teste mais de uma vez com a comparação dos resultados (HAYES, 1998). Normalmente, para a repetitividade de um sistema, é especificada uma confiabilidade de 95% (GONÇALVES, 2004). Este nível de confiabilidade é o mesmo adotado para o aparelho construído nesta pesquisa.

A confiabilidade de um constructo diz respeito à objetivação de uma medição sem erro. Contudo, o erro está sempre presente em qualquer medida, isto porque os sistemas de medição apresentam aspectos tecnológicos imperfeitos. A correlação de uma medida sem erro é igual a 1 e quanto mais se afasta de 1, maior é o erro cometido na medida.

Nos procedimentos de validação, “não existe um método único para a determinação da validade de um instrumento” (BARROS, 2002). No entanto, estabelecer um método adequado a natureza das variáveis que estão sendo testadas se faz necessário.

Os testes realizados nesta pesquisa foram validados por meio do Método de Validação de Face e Método de Validação de Constructo. A validação de constructo ocorre por meio da correlação de duas variáveis, uma é a medida de resposta programada no aparelho e a outra é uma medida padrão de um instrumento de medida (PASQUALI, 2003). A validação de face ocorre por meio da demonstração

óbvia de que o teste permite obter bons resultados, ou seja, os resultados são evidentes (BARROS, 2002).

Ainda são classificados os métodos de validação concorrente, de conteúdo e preditiva. O método de avaliação concorrente consiste em comparar os resultados obtidos por meio do instrumento que se quer validar com os resultados de um teste conhecido e válido (BARROS, 2002).

Na validação de conteúdo uma amostra do teste se deve correlacionar fortemente com a versão integral do mesmo. A validação preditiva faz a correlação dos resultados do teste com um desempenho que pode se apresentar no futuro. Este dois métodos, validação de conteúdo e preditiva não se aplicam neste estudo (BARROS, 2002).

## 3 MÉTODO

Neste capítulo estão descritos a caracterização da pesquisa, os sujeitos da pesquisa, a concepção do aparelho de *biofeedback* construído, os procedimentos de construção do aparelho, os procedimentos de validação e a coleta de dados.

### 3.1 Caracterização da Pesquisa

Esta pesquisa trata-se da construção e validação de um instrumento de *biofeedback* postural. Classifica-se como pesquisa descritiva correlacional e de desenvolvimento tecnológico. A pesquisa descritiva tem por finalidade observar, registrar, analisar, classificar e interpretar os fatos ou fenômenos. Pesquisa descritiva correlacional porque explora as relações existentes entre as variáveis funcionais do aparelho e medidas padrões adotadas como referência. (THOMAS e NELSON, 2002).

Esta pesquisa também foi caracterizada como estudo de campo. O estudo de campo permite a observação direta da realidade no ambiente natural em que os fenômenos testados irão manter seu comportamento. Os fenômenos contextualizados nesta pesquisa se referem às funções do aparelho de *biofeedback* construído e as variáveis testadas (CERVO; BERVIAN, 1996).

### **3.2 Sujeitos da Pesquisa**

Os sujeitos da pesquisa foram cinco indivíduos adultos normais, não avaliados quanto a existência de postura de protusão de ombros. A escolha foi intencional, o critério de inclusão foi: indivíduos adultos acima de 18 anos. A amostra foi composta de dois indivíduos do gênero masculino e três femininos com faixa etária entre 20 e 32 anos, média de idade de 26,6( 6) anos e residentes nos municípios de São José e Florianópolis, Estado de Santa Catarina. Todos os sujeitos de pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido e Consentimento para Fotografias, Vídeos e Gravações, Anexos 1 e 2.

### **3.3 Processo de Construção do Aparelho de Biofeedback Postural**

A partir do momento em que foi vislumbrada a possibilidade de construir um aparelho que pudesse facilitar a orientação postural das pessoas foi seguido alguns procedimentos. Estes procedimentos se orientaram por meio das seguintes fases:

I - Pesquisa sobre os aparelhos já desenvolvidos: conforme mencionado na revisão de literatura os atuais aparelhos de orientação postural são os coletes ortopédicos e de sensores. Sendo para a postura de protusão de ombros encontrados apenas os aparelhos de coletes ortopédicos.

II - Verificação das alternativas de detecção do posicionamento postural: onde investigou-se empiricamente as possibilidades de oferecer ao indivíduo informações instantâneas sobre a sua postura.

III - Revisão de literatura: analisou-se os possíveis efeitos do uso de um aparelho de *biofeedback* postural, as disponibilidades das tecnologias que poderiam ser empregadas e metodologias para o desenvolvimento do projeto.

IV - Análise financeira: avaliou-se o investimento necessário para o desenvolvimento deste primeiro protótipo.

V - Construção do primeiro protótipo: A partir do primeiro protótipo se delineou, por conseqüências de necessidades e aperfeiçoamentos, o desenvolvimento de três protótipos de aparelho de *biofeedback* postural para protusão de ombros.

Os protótipos tiveram constituições diferentes, o primeiro basicamente teve um sensor mecânico de postura, o segundo o sensor foi desenvolvido com acelerômetros e para o terceiro protótipo se utilizou o giroscópio. Neste processo os primeiros protótipos facilitaram a criação e o aperfeiçoamento do projeto posterior.

VI - Desenvolvimento de funções do aparelho: A partir de funções básicas como ligar e desligar desenvolveu-se outras funções que possibilitassem o ajustes e regulagens do aparelho conforme as necessidades que se apresentam no uso do aparelho.

VII - Testes: O aparelho foi testado em laboratório e em campo para verificar o seu desempenho.

### **3.3.1 Objetivo Funcional do Aparelho**

A principal função pretendida na construção do aparelho foi desenvolver um sistema que detectasse as variações da postura de ombro e dar uma resposta de orientação postural ao usuário. Todavia, a partir desta leitura postural de

*biofeedback*, torna-se possível alertar o indivíduo para que este possa fazer o ajuste da postura de ombros.

### 3.3.2 Protótipo Com Sensor Mecânico

O primeiro modelo desenvolvido se constituiu de finos elásticos enlaçados na cintura escapular e conectados a um sistema de acionamento por engate num vibrador piezoelétrico. O movimento de adução da articulação esterno-clavicular exercia tração nos elásticos e acionava o vibrador. Neste protótipo, o vibrador piezoelétrico utilizado, alimentado por uma pilha de baixa voltagem, foi extraído de um celular de marca conhecida.

O ajuste do aparelho no indivíduo tinha como posicionamento uma postura de ombros considerada adequada. A partir de uma mobilidade tolerável, qualquer desajuste era detectado pelo aparelho. Esta informação era repassada mecanicamente para um vibrador piezoelétrico que transmitia um sinal vibratório de *biofeedback* para o indivíduo (Figura 14).



Figura 14: Protótipo mecânico

Fonte: Foto do protótipo mecânico desenvolvido para esta dissertação, 2009

Uma chave de liga/desliga possibilitava a pessoa interromper o sistema em momentos indesejáveis. Em teste de laboratório este aparelho mostrou eficiência na

detecção das oscilações posturais do ombro. Contudo, apresentou algumas limitações quanto a sua regulação nas Atividades de Vida Diária (AVDs), principalmente nas que exigiam maior mobilidade corporal.

### **3.3.3 Desenvolvimento das Funções Pretendidas do Aparelho**

Os testes com o aparelho protótipo de sensor mecânico possibilitaram uma análise de possíveis melhorias e necessidades adicionais a serem atendidas. Neste sentido, foram redefinidas e acrescentadas algumas funções para o aparelho como uma chave para apagar os dados do aparelho (resetar), um ajuste do ângulo de deslocamento tolerável, uma programação de uma tolerância de tempo de ativação nas diferentes atividades diárias e uma melhoria da ergonomia do aparelho.

A chave para deletar os dados do aparelho, zera as informações de coordenadas e estabelece um ponto de referência para a faixa de tolerância da oscilação postural permitida. Nesta faixa, permite-se o ajuste do ângulo tolerável para a variação anterior ou posterior dos ombros em relação ao plano frontal. Implementou-se, ainda, uma função que permite o usuário regular um tempo de tolerância para movimentos que geram assimetrias da cintura escapular em suas atividades diárias. Esta função de temporização foi programada para tolerar tempos de 30s, 1min, 5min, 10min, 15min e 30 min. com o indivíduo fora da postura pré-determinada.

A melhoria da ergonomia se realizou pela diminuição do tamanho do aparelho e seu modo de fixação no corpo. Para este novo projeto, o aparelho era composto de um dispositivo (placa de circuito e acelerômetro), tendo cada escápula uma medição de aproximadamente 0,8cm x 0,8cm x 0,8mm. Estes dois dispositivos são



conectados a um terceiro que era fixado junto ao corpo. Este último contém uma pilha de 3,7V, um vibrador e um microprocessador para o processamento das informações.

Para atender estas características foi necessário o desenvolvimento de um novo sistema de detecção postural que possibilitasse uma programação personalizada do aparelho. Para isto, agregaram-se novas tecnologias que substituíram o sistema mecânico.

### **3.3.4 Protótipo por Sensor Eletrônico (Acelerômetro)**

O segundo protótipo se constituiu no primeiro modelo por meio de sensor eletrônico desenvolvido com a utilização de acelerômetros com tecnologia MEMS. Para o aparelho de sensor eletrônico foi criado um software de processamento de dados e uma placa de circuito eletrônico, além disso, implementou-se microprocessador, capacitores, vibrador, resistor, e acelerômetros.

O software tem a função de executar uma sequência de informações processadas por meio de um microprocessador e pelas placas de circuito eletrônico. Estas informações resultam em coordenadas da articulação esterno-clavicular e funções de acionamento da resposta vibratória do aparelho.

Nos testes de laboratório, este protótipo estruturado com acelerômetro demonstrou viabilidade na detecção de deslocamento da cintura escapular. Entretanto, a utilização deste sensor envolveu um grande número de dados para serem processados. Isto acarretaria num software mais complexo, exigindo a necessidade de microprocessador com maior memória e por conseqüência, maiores

custos no desenvolvimento. Além disso, para se obter as coordenadas de protusão de ombro necessárias envolveria a utilização de vários acelerômetros.

Para a solução deste problema se optou pela substituição do acelerômetro pelo giroscópio. Isto porque o giroscópio permitia a detecção da alteração da postura de ombros por meio de um só eixo de referência, o eixo “y”. Isto diminuiu o número de dados a serem processados e possibilitou a detecção de postura de protusão de ombros com apenas dois giroscópios.

### **3.3.5 Protótipo por Sensor Eletrônico (Giroscópio)**

Com uma análise cinesiológica do complexo do ombro, constatou-se que praticamente todos os movimentos desta articulação estavam associados à mudança de ângulo da articulação esterno-clavicular. Na protusão de ombros a variação deste ângulo ocorre principalmente no plano transversal. Assim, este movimento se caracterizava numa rotação a qual poderia ser medida com maior eficiência por um giroscópio.

Deste modo, a programação de leitura do giroscópio foi especificada apenas para o eixo “y”. A unidade de giroscópio foi fixada sobre o acrômio, mas a leitura de coordenadas é correspondente a rotação da articulação esterno-clavicular no plano transversal (Figura 15).

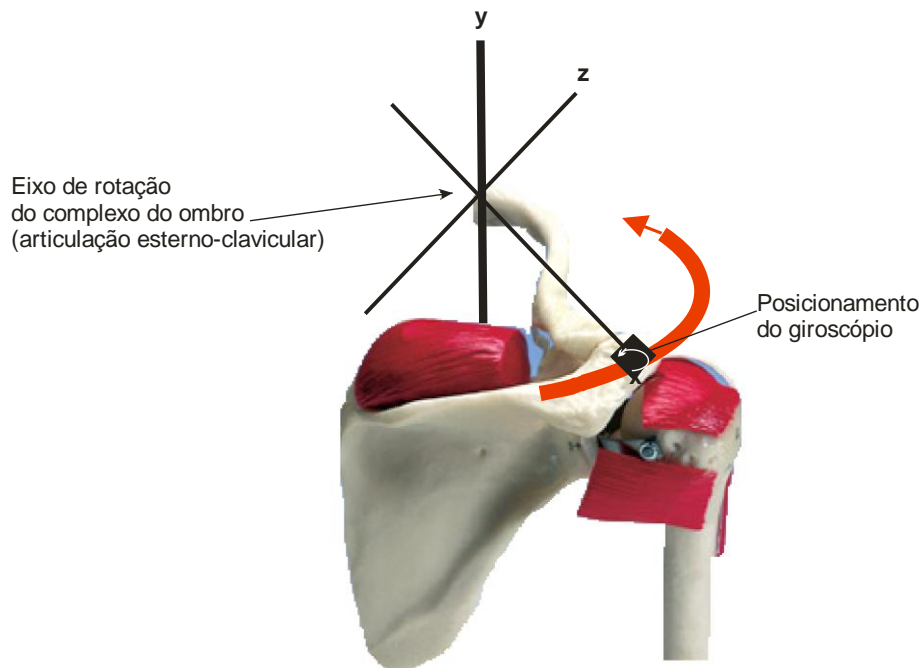


Figura 15: Eixo de rotação do complexo do ombro e posicionamento do giroscópio  
 Fonte: Desenvolvido para esta dissertação, 2009

O movimento de rotação do complexo do ombro sobre a articulação esternoclavicular no eixo “y” levará a rotação do giroscópio em seu próprio eixo “y”. O giroscópio detecta esta rotação e permite uma leitura de coordenadas que servirá para orientar por *biofeedback* a postura de ombros pretendida.

Entre as especificações técnicas do giroscópio LY5150ALH empregado neste protótipo estão a voltagem de operação (2,7V à 3,6V), estabilidade de operação em temperaturas entre -40°C e 85°C, filtro passa-baixa e alta capacidade de resistência a choques com dimensões de 5x5x1,5mm. O LY5150ALH possui uma escala de medição de até 1500°/s e pode detectar taxas com uma largura de banda de -3dB, até 140Hz. Este sensor de coordenadas atendeu os objetivos propostos nessa pesquisa.

O software desenvolvido para o gerenciamento das funções do aparelho e dos sinais de entrada gerados pelos sensores foi estruturado na linguagem de programação “C” para microcontroladores, conforme Anexo 3.

A estrutura básica de um programa em linguagem “C” basicamente se divide em comentários, diretivas de compilação, definições de dados, blocos com instruções e funções. Comentários são informações contidas no programa fonte, desconsideradas na compilação do software para o microprocessador. As diretivas de compilação são informações para o compilador gerenciar a gravação do software no microprocessador. As definições de dados são as descrições de tamanho, faixa, função e rotina das variáveis utilizadas. Bloco com instruções se refere a um conjunto de variáveis para a realização de funções. Funções são partes de um programa que realizam determinadas funções (SILVA, 1999).

### **3.4 Concepção do Aparelho de *Biofeedback* Postural Construído**

O aparelho construído por meio desta pesquisa se caracteriza basicamente por um sistema de sensores de movimento que detectam coordenadas e emitem um sinal vibratório de *biofeedback*. Este sinal vibratório permite que o indivíduo possa realizar ajustes posturais de acordo com a sua necessidade.

Os sensores são fixados sobre o acrômio esquerdo e direito, junto a articulação acrômioclavicular. Estes sensores são conectados a uma unidade de controle composta por um microcontrolador, vibrador, bateria e componentes eletrônicos. Esta unidade é fixada junto ao braço do indivíduo por meio de uma cinta de velcro conforme a Figura 16.

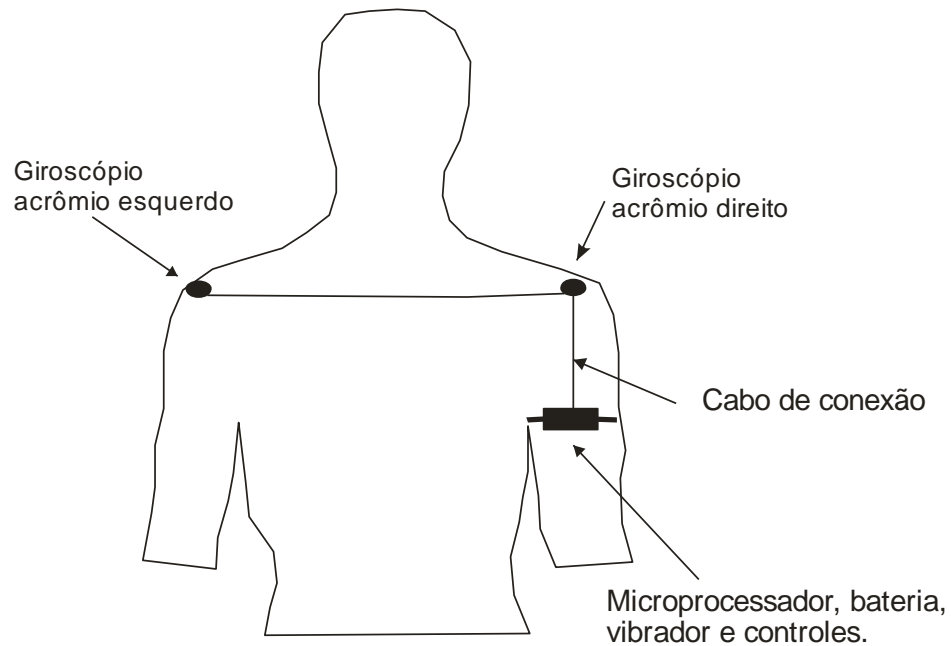


Figura 16: Ilustração do aparelho de *Biofeedback* postural.  
 Fonte: Desenvolvido para esta dissertação.

Os sensores são fixados por meio de adesivos, o vibrador, o microcontrolador, a bateria e outros componentes são fixados junto à cintura com uma cinta ajustável.

### 3.5 Procedimentos Para a Validação do Aparelho Construído

Neste capítulo são apresentados os procedimentos para a validação de constructo do aparelho de *biofeedback* postural. Isto inclui os instrumentos de medida utilizados nos testes, o protocolo do parâmetro de postura adequada e os próprios testes de validação.

### 3.5.1 Instrumentos de Medida

Na validação do aparelho de *biofeedback* postural construído foram utilizados como instrumentos de medida um goniômetro, um transferidor e um cronômetro. Estes instrumentos foram utilizados nos testes de simulação da resposta de vibração do aparelho desenvolvido. A resposta de vibração foi testada na simulação da adução clavicular por meio de um goniômetro sobreposto num transferidor. A resposta de vibração também foi testada em tempos programados para ativação em determinados ângulos e o tempo foi aferido por meio de um cronômetro.

Para a verificação dos tempos de resposta foi utilizado um cronômetro digital de precisão da marca Kardio, modelo KD-1069. Entre as especificações o cronometro oferece a leitura digital de hora, minuto, décimos e centésimos de segundo.

Para as medidas de goniometria foi utilizado um goniômetro universal da marca Carci- Indústria e Comércio de Aparelhos Cirúrgicos e Ortopédicos LTDA., com resolução de dois graus. A goniometria é uma técnica de medição para se determinar a amplitude de movimento de uma articulação. Esta amplitude constitui uma função morfológica da articulação (PALMER, 2000).

Na avaliação da amplitude articular o goniômetro universal possui uma confiabilidade de boa a excelente. Para Palmer (2000), o goniômetro se apresenta como um “padrão ouro” com o qual devem ser comparados os outros instrumentos utilizados nas mensurações articulares. Nos testes de validação do instrumento construído nesta pesquisa foi utilizado um goniômetro sobreposto a um transferidor. Este sistema conjugado serviu para simular o deslocamento angular da articulação esterno-clavicular.

O goniômetro consiste basicamente em duas hastes plásticas articuladas entre si com dois meio círculos marcados em dois em dois graus numa faixa de medição de 0° a 180°. Estes dois meio círculos se complementam estendendo a faixa de medição até 360° (OLIVEIRA, 2006). O transferidor é um círculo, análogo ao goniômetro, marcado com uma faixa de medida de 360° graus.

Nos testes o transferidor foi conjugado ao goniômetro por apresentar uma resolução da indicação de medida mais facilitada para a leitura, isto porque a faixa de medida é demarcada de um em um grau.

### **3.6 Método de Determinação do Parâmetro de Postura Adequada**

A determinação do parâmetro de postura adequada adotado nesta pesquisa foi estruturado para se estabelecer uma referência de postura correta dos segmentos corporais. A partir deste parâmetro se verificou a diferença entre a postura até então adotada pelo indivíduo e a postura com a correção do alinhamento dos segmentos corporais. Diferença esta, que pode caracterizar a postura de protusão de ombros.

A postura de protusão de ombros é caracterizada por assimetrias no complexo do ombro. Contudo, podem existir assimetrias no complexo do ombro que não caracterizam a postura de protusão de ombros. Entretanto, por uma análise anatômica da cintura escapular, verifica-se que a adução clavicular está diretamente relacionada à postura de protusão de ombros (KENDALL, 1995 & SAHRMANN 2002).

Assim, identifica-se adução clavicular como uma forte característica da postura de protusão de ombros. E por ser viável de se detectar por meio do aparelho

desenvolvido nesta pesquisa, utilizou-se esta característica como referência para se qualificar a PPO.

Desta forma, entende-se que “a escolha do parâmetro de medição é essencial na concepção de uma postura de monitoramento de um sistema e devem ser interpretado com facilidade” (WONG & WONG, 2008, p. 6). Assim, por ser de fácil interpretação, adotou-se nesta pesquisa a adução clavicular como referência de medição para a postura de protusão de ombros.

Existem divergências na literatura quanto a classificação de uma postura adequada ou inadequada (SMITH; WEISS & LEHMKUHL, 1997). Entretanto, para esta pesquisa adotou-se um parâmetro de postura de ombros para se estabelecer procedimentos de correção postural no teste de campo do aparelho.

Este parâmetro de referência adotado baseou-se no protocolo de Wong & Wong, 2008, que orienta uma postura neutra e adequada no alinhamento dos segmentos corporais. Esta postura é definida com o indivíduo em pé, contra a parede e cabeça horizontalmente voltada para frente. Nesta posição, as escápulas e as nádegas do sujeito devem estar alinhadas no plano frontal junto a parede. Os ombros e a pelve também devem estar alinhados a fim de realizar uma postura com a curvatura natural da coluna na posição em pé (WONG & WONG, 2008).

Nesta posição orientada por meio de uma parede, as coordenadas do aparelho são zeradas após o indivíduo permanecer alinhado por 15 segundos. O aparelho desenvolvido nesta pesquisa, em seu uso, detecta as variações de postura de ombro pré-estabelecida nesta avaliação postural.

Esta orientação postural é análoga a avaliação proposta por Vanicola, 2007, em que se propõe um posicionamento do indivíduo junto a uma saliência vertical



alinhada de uma parede para que se possa fazer a auto-correção (VANICOLA, 2007).

Outra orientação postural similar pode ser estabelecida por meio do método de avaliação de Fio de Prumo (KENDALL, *et al.*,1995). Nesta avaliação postural, vista lateral, o fio de prumo deverá estar alinhado com o lóbulo da orelha, os corpos vertebrais, a articulação do ombro, o trocânter maior do fêmur, ligeiramente anterior ao centro da articulação do joelho e ligeiramente anterior ao maléolo lateral. Na vista posterior a postura adequada envolve a cabeça e o pescoço alinhados entre si, igualdade na altura dos ombros, escápulas, com seus ângulos inferiores coincidindo com a sétima vértebra torácica, alinhamento entre as espinhas ilíacas, pregas glúteas e pregas poplíteas (KENDALL, *et al.*,1995).

A orientação postural, análoga ao protocolo de Wong & Wong, 2008, para a zeragem do aparelho ocorreu com a instrução de um educador físico e de um fisioterapeuta, realizada individualmente a cada sujeito de pesquisa. Estes profissionais tiveram considerações específicas a cada indivíduo e levaram em consideração as possíveis limitações anatômicas no alinhamento dos segmentos corporais.

A orientação de postura neutra aplicada nesta pesquisa é estática e serviu para o ajuste do ângulo de adução da articulação esterno-clavicular. E por ser estática, em algumas Atividades da Vida Diária - AVDs, segmentos corporais como os membros inferiores, podem estar desalinhados com a referência da postura orientada.

Contudo, ao se tratar do ângulo de adução da articulação esterno-clavicular que pode caracterizar a PPO, é possível mantê-lo em muitas AVDs com uma pequena faixa de variação. Naturalmente existirão outras atividades em que o

ângulo de adução clavicular pré-estabelecido será transgredido, como por exemplo, na tarefa de alcançar um objeto que exija maior amplitude de movimento.

A função do aparelho é detectar quando a postura pré-estabelecida é transgredida. Assim, para as pequenas variações do ângulo da articulação esterno-clavicular e nas necessidades que se apresentam nas AVDs foram implementadas duas funções no aparelho. Uma função para a tolerância de tempo e outra para o grau de variação do ângulo da articulação esterno-clavicular que ocorre em determinadas AVDs. A tolerância de tempo e variação do ângulo está associada a um intervalo espaço-temporal em que o aparelho não acionará o sinal de alerta para a correção da postura.

Entretanto, estabelecer uma tolerância de tempo e limite de variação do grau de deslocamento angular da articulação esterno-clavicular para a ativação do aparelho depende das mais diversas AVDs de cada indivíduo. Avaliar estes parâmetros não faz parte dos objetivos desta pesquisa. Além disso, estabelecer um tempo rígido pode não contemplar as diferentes AVDs em que o indivíduo se submete.

Contudo, estabelecer uma tolerância espaço-temporal, permitiu mesmo para uma avaliação em postura de referência estática, como a adotada nesta pesquisa, servir de parâmetro para uma postura de ombros adequada no uso do aparelho desenvolvido numa situação dinâmica.

Neste sentido, este parâmetro de postura com os segmentos corporais alinhados serviu principalmente para estabelecer uma referência na detecção de postura da articulação esterno-clavicular. Portanto, o *biofeedback* proporcionado pelo aparelho de correção postural construído por meio desta pesquisa está

diretamente associado à variação do posicionamento angular da articulação esternoclavicular.

### 3.7 Testes de Validação

Os testes desenvolvidos nesta pesquisa tiveram o objetivo de por a prova a funcionalidade, o desempenho e a confiabilidade do aparelho de *biofeedback* postural. Estas variáveis estão relacionadas às funções de detecção de coordenadas posturais, resposta de vibração por meio de *biofeedback* e programação de ajustes de funções.

Em laboratório, o aparelho foi submetido a alguns procedimentos para verificar a resposta de vibração nos movimentos de adução clavicular e rotação de tronco. Foi verificada a resposta de vibração em tempos pré-estabelecidos que representam a tolerância de ativação frente as AVDs. Além disso, o aparelho foi submetido ao teste de campo.

Para isto, foram aplicados quatro testes:

- Teste de deslocamento angular das unidades de giroscópio na simulação de rotação de tronco.
- Teste de deslocamento angular das unidades de giroscópio na simulação de adução clavicular.
- Teste de ativação do aparelho em tempos pré-determinados.
- Teste de campo.

Nestes testes foi verificado se o aparelho está medindo o que realmente se propõe a medir, a sua fidedignidade, reprodutibilidade e confiabilidade.

### 3.7.1 Testes de Laboratório

Antes dos testes práticos de laboratório foram simuladas virtualmente as funções do aparelho por meio do software Proteus-Labcenter Eletronics Ltd. Este software possui uma suíte de aplicativos que simula esquematicamente a atuação de circuitos eletrônicos, microcontroladores, resistores, capacitores, sinais de entrada, filtros, firmware (software) e outros componentes. A utilização deste software, além de permitir a simulação de testes de funções do aparelho construído, favoreceu para a redução do tempo de desenvolvimento do projeto (VIDAL, 1999).

A seguir são apresentados os testes práticos realizados em laboratório:

**1° Teste de deslocamento angular das unidades de giroscópio na simulação de rotação de tronco** – Inicialmente, montou-se um sistema para verificar o aparelho quanto à resposta de vibração em determinadas posições. Este sistema foi estruturado por meio de um goniômetro e um transferidor para simular o aparelho no indivíduo. Antes da execução do teste os ângulos de resposta do aparelho foram calibrados com o goniômetro e o transferidor conjugados.

Neste teste foram fixadas as duas unidades de giroscópio nas extremidades de um goniômetro para simular o uso destas unidades nos ombros esquerdo e direito de um indivíduo. A partir desta estrutura, simulou-se em ângulos pré-determinados a rotação do tronco, a adução claviclar unilateral e bilateral dos ombros.

Para um funcionamento adequado do aparelho, quando ocorre a rotação de tronco, sentido horário ou anti-horário, sem adução claviclar, o aparelho não deve dar resposta de vibração. Na simulação, quando ocorre adução claviclar unilateral ou bilateral em ângulos pré-determinados, o aparelho deve dar resposta de vibração.

A Figura 17, plano transversal, ilustra a montagem do sistema de teste da resposta de vibração do aparelho para as situações em que ocorre a rotação de tronco.

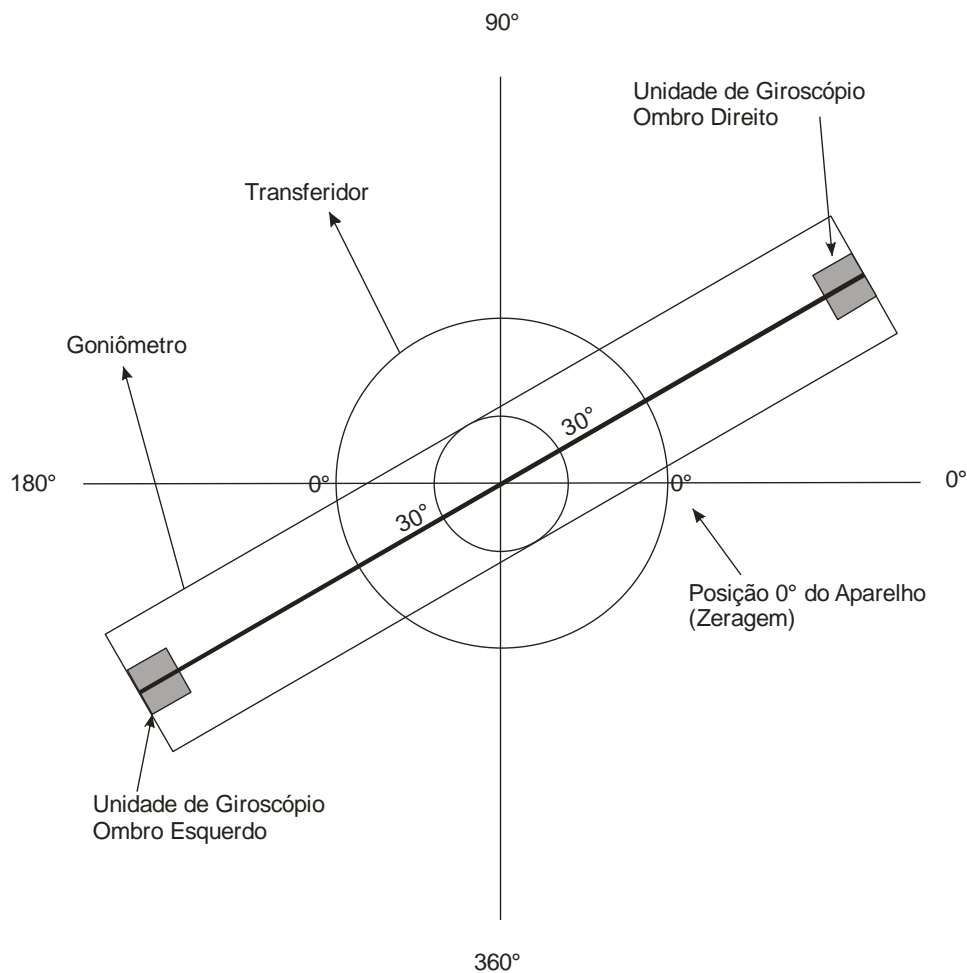


Figura 17: Sistema de calibração por meio de goniômetro e transferidor para a rotação de tronco em 30°

Fonte: Desenvolvido para esta dissertação

Neste procedimento de teste de resposta de vibração, simulou-se a rotação de tronco, sentido horário e anti-horário, com um goniômetro sobre um transferidor fixados sobre um mesmo eixo, Anexo 4. Nesses ângulos, o goniômetro, com as unidades de giroscópio, foi rotacionado manualmente sobre o transferidor no sentido horário e anti-horário. Analisou-se a resposta de vibração, que deve ser nula nos ângulos testados de 10°, 30°, 180° e 360° graus, selecionados intencionalmente

para contemplar ângulos de rotação até 360°. Realizou-se teste e reteste, sendo que para cada um destes ângulos, executou-se dois testes de resposta de vibração.

**2° Teste de deslocamento angular das unidades de giroscópio na simulação de adução clavicular** - A Figura 18, plano transversal, ilustra a montagem do sistema de teste da resposta de vibração do aparelho para as simulações em que ocorre a adução da articulação esterno-clavicular.

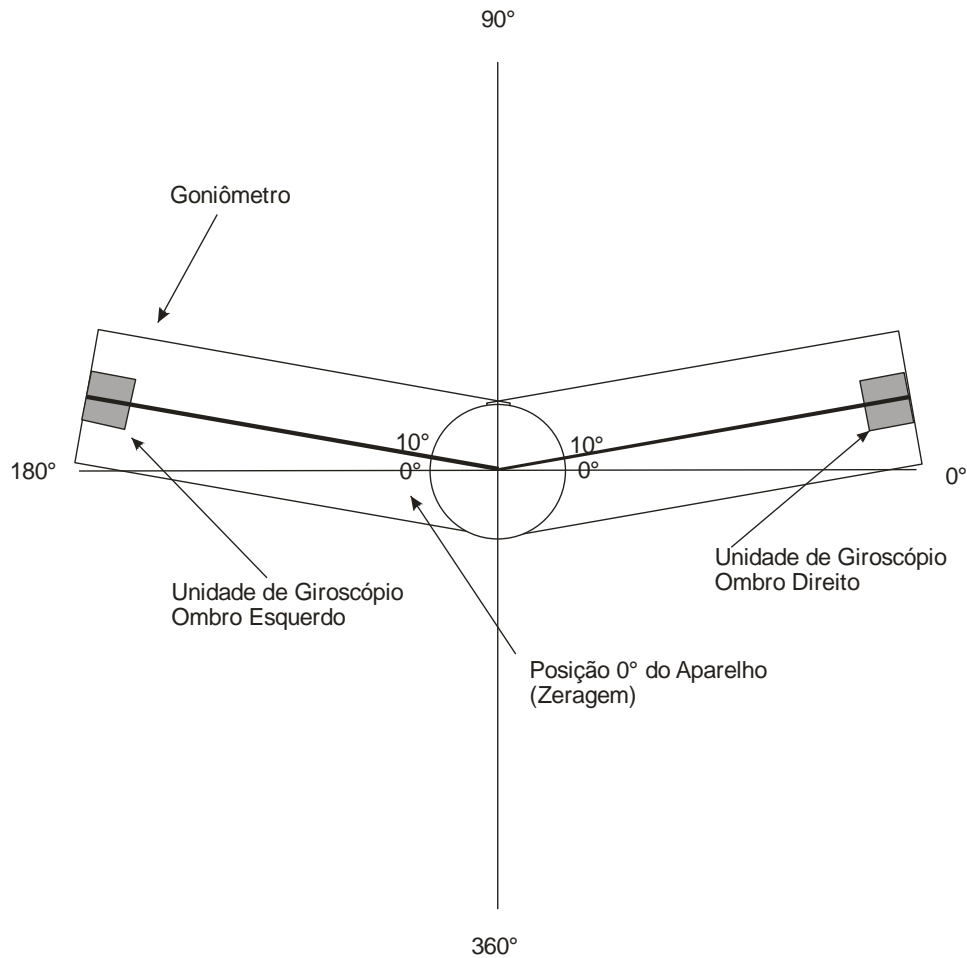


Figura 18: Instrumento de teste com goniômetro para adução clavicular em 10°.  
 Fonte: Desenvolvido para esta dissertação.

Nesse teste, utilizou-se a fixação das unidades de giroscópio nas extremidades do goniômetro para simular a adução da articulação esterno-clavicular. Assim, o aparelho foi programado para dar resposta de vibração num determinado ângulo de rotação da unidade do giroscópio individualmente e em par (unidade do ombro direito e esquerdo).

Outro procedimento consistiu no aferimento das medidas para seis ângulos especificados intencionalmente, com o aparelho programado nos ângulos 5°, 10°, 15°, 20°, 25° e 30°. Estes ângulos foram escolhidos por contemplarem uma faixa de tolerância próxima de zero para o deslocamento angular da articulação esternoclavicular.

As unidades de giroscópio que simulam o ombro esquerdo e direito foram resetadas (zeradas) com uma função do aparelho para demarcar um ponto zero. Essas unidades tiveram uma programação para dar resposta de vibração a partir dos ângulos especificados. Quando o deslocamento angular igualar ou superar o ângulo pré-definido, tanto no sentido horário, quanto no sentido anti-horário, devia ocorrer a resposta de vibração do aparelho. No teste e reteste executou-se duas vezes a simulação para cada ângulo pré-definido.

### **3° Teste das unidades de giroscópio na adução clavicular do sujeito de pesquisa.**

Nesse teste, similar ao 2° teste, aferiu-se o deslocamento angular com as unidades de giroscópio fixadas nas extremidades de um goniômetro. Todavia, nesse 3° teste as unidades de giroscópio foram fixadas diretamente no sujeito de pesquisa, sobre os acrômios direito e esquerdo, próximo a articulação acrômio-clavicular.

Além de testar os ângulos de adução programados no aparelho, esse teste permitiu identificar possíveis variações de medida com as unidades de giroscópio fixadas no corpo do indivíduo. Um dos fatores que poderia influenciar essas variações e provocar um erro de medida estava associado ao comportamento da unidade de giroscópio sobre a pele.

Essa influência ocorreria porque a unidade de giroscópio fixada sobre a pele, na adução clavicular, poderia deslizar num movimento independente sobre o acrômio gerando uma distorção da medida programada para a resposta de vibração. Ou seja, a pele teria uma instabilidade de movimento em relação à articulação acrômio-clavicular e resultaria num erro de medida do aparelho.



Ainda nesse 3º teste, também aferiu-se as medidas com o aparelho programado para a resposta de vibração nos ângulos 5°, 10°, 15°, 20°, 25° e 30°. O teste desenvolveu-se com os seguintes procedimentos:

- Fixação das unidades de giroscópio com fita adesiva dupla face nos acrômios direito e esquerdo.
- O indivíduo foi posicionado em pé com abdução clavicular voluntária máxima, ou seja, retração máxima da escápula. Nesta posição, com o ângulo de teste programado, o aparelho era zerado.
- O goniômetro foi posicionado junto à articulação esternoclavicular para o aferimento do deslocamento angular, (Anexo 6).
- O sujeito de pesquisa realizava lentamente uma adução clavicular até o acionamento da resposta de vibração do aparelho.
- O avaliador registrava o ângulo de leitura do goniômetro no instante em que ocorria a resposta de vibração do aparelho.

Com a comparação do ângulo programado para a resposta de ativação com o ângulo de leitura do goniômetro, possibilitou-se a correlação desses parâmetros. Quanto maior for a correlação das variáveis melhor será o desempenho do aparelho.

**4º Teste de ativação do aparelho em tempos pré-determinados** - Este simula a adução clavicular por meio de um goniômetro. O teste foi estruturado para verificar se a resposta de vibração ocorre no tempo de tolerância pré-estabelecido, obtido após a postura de ombro transgredir a tolerância de deslocamento angular da articulação esternoclavicular. Ou seja, se o indivíduo permanecer fora da postura pré-estabelecida, excedendo o tempo de tolerância programado, a resposta de vibração deve ser ativada pelo aparelho.

Durante o teste, verificou-se os tempos de tolerância respectivamente com a tolerância dos graus de deslocamento angular do aparelho. Os tempos de tolerância aferidos foram: 30s em 5°, 1min em 10°, 5min em 15°, 10min em 20°, 15min em 25° e 30min em 30°.

Estabeleceu-se esses tempos a partir de uma escolha intencional, distribuídos com intervalos para contemplarem uma faixa de tolerância de tempo para as AVDs de até 30min. Na necessidade de um tempo de tolerância maior durante as AVDs o indivíduo poderá desligar o aparelho. Entende-se por esta pesquisa que essa faixa de tempo de tolerância merece estudos específicos para uma melhor adequação as AVDs.

### **3.7.2 Teste de Campo**

O objetivo do teste de campo do aparelho consistiu em verificar a viabilidade de monitoração dinâmica da postura por *biofeedback*. O teste de campo ocorreu com a utilização do aparelho pelos sujeitos de pesquisa. Em cada momento em que a postura pré-estabelecida era transgredida, o aparelho acionava um sinal vibratório de aproximadamente 2 segundos.

Para esse teste, implantou-se no sistema um bipe de alerta sonoro para facilitar a monitoração do desempenho do aparelho. Em cada teste, avaliou-se o aparelho por um período de duas horas. Nesse período um avaliador, profissional de Educação Física, relatava o número de vezes em que o bipe era acionado, o que correspondia a resposta de vibração do aparelho para os sujeitos da pesquisa.

Quando um sujeito da pesquisa transgredia a postura pré-estabelecida, era acionado simultaneamente a resposta de vibração e o bipe. O avaliador se

posicionava de forma que não interferisse diretamente nas AVDs envolvidas no teste.

No período de duas horas do teste, todas as vezes em que sistema acionava, o avaliador registrava a hora em que ocorreu o alerta. As anotações foram realizadas na Ficha de Registro de Dados da Coleta do Teste de Campo, conforme a Anexo 5.

Nesse teste, os sujeitos de pesquisa usaram o aparelho durante a realização de suas atividades laborais, ocorridas num ambiente de escritório e de recepção de um hotel. Neste local os indivíduos exerceram atividades diversas como a de sentar, levantar, caminhar, alcançar objetos, escrever e digitar em computador.

O período de duração do teste foi de dois dias, 2hs horas diárias, em que se adotou os seguintes procedimentos:

- Explicação dos objetivos da pesquisa.
- Explicação do funcionamento e uso do aparelho construído.
- Com o indivíduo em pé, em posição relaxada e natural foi medido o grau de adução clavicular em relação ao osso esterno conforme Anexo 6.
- Instalação do aparelho no indivíduo programado com a tolerância de tempo de 30 segundos e 7° graus de tolerância para o deslocamento da articulação esterno-clavicular.
- Orientação alinhada dos segmentos corporais com o indivíduo em pé contra a parede com o aparelho.
- Medição e registro, ficha de registro Anexo 5, da adução clavicular com os segmentos corporais alinhados junto à parede.
- Acionamento e zeragem do aparelho no indivíduo com a postura alinhada.
- Ao término das duas horas de teste o aparelho foi removido e desligado.

Com base nesses testes possibilitou-se analisar as potencialidades do aparelho de *biofeedback* postural e permitiu a realização da análise dos dados verificando o resultado do desempenho.

## 4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os dados relatados neste capítulo são oriundos dos testes de laboratório e de campo do aparelho construído. Esses dados foram apresentados por meio de tabelas que elucidam a verificação do desempenho de determinadas funções do aparelho. Estas funções estão relacionadas às programações do aparelho como a tolerância de tempo da resposta de vibração e a tolerância de deslocamento angular da articulação esterno-clavicular e do tronco.

### 4.1 Resultados dos Testes de Laboratório

As tabelas 1 e 2 apresentam os resultados do 1º teste, mostra os graus testados na simulação de deslocamento de tronco no sentido horário e anti-horário. Os dados das tabelas demonstram se ocorreu ou não ocorreu a resposta de vibração.

**Tabela 1: Teste da resposta de vibração na rotação de tronco em ângulos programados, sentido horário**

Ângulo Programado	Resposta de vibração sentido horário	Reteste
10°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
30°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
180°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
360°	Não Ocorreu	Não Ocorreu

**Tabela 2: Teste da resposta de vibração na rotação de tronco em ângulos programados, sentido anti-horário**

Ângulo Programado	Resposta de vibração sentido anti-horário	Reteste
10°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
30°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
180°	Não Ocorreu	Não Ocorreu
360°	Não Ocorreu	Não Ocorreu

Para um funcionamento adequado do aparelho, observou-se que, na rotação de tronco, não deve ocorrer a resposta de vibração. Conforme os resultados do teste e reteste, em todos os ângulos que simularam a rotação de tronco não houve a resposta de ativação. Na execução deste teste, nos ângulos programados, as unidades de giroscópio também foram deslocadas manualmente no sentido horário e anti-horário em toda a faixa de 0° a 360° sem ocorrer a resposta de vibração do aparelho. Deste modo, a variável testada do aparelho demonstrou o desempenho desejado.

Os dados apresentados nas tabelas 1 e 2 estão divididas em escalas de medida de razão e nominal, portanto torna-se inadequado o cálculo de um coeficiente de correlação. Contudo, o método de validação pode ser avaliado pelos resultados do teste por meio do método de face. A validação de face tem como principal característica um teste que permite obter dados fidedignos e objetivos. Assim, devido o teste aplicado ter demonstrado resultados claros e óbvios de interpretação se valida este desempenho pelo método de face (BARROS, 2002).

As tabelas 3 e 4 apresentam os resultados do 2° teste, em que se constatou a simulação da tolerância de deslocamento na adução clavicular para os ângulos programados no aparelho.

**Tabela 3: Teste de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita em ângulos programados**

Ângulo Programado	Ângulo de resposta de vibração giroscópio direito	Reteste da resposta de vibração giroscópio direito
5°	5° ±0,5°	5° ±0,5°
10°	10° ±0,5°	10° ±0,5°
15°	15° ±0,5°	15° ±0,5°
20°	20° ±0,5°	20° ±0,5°
25°	25° ±0,5°	25° ±0,5°
30°	30° ±0,5°	30° ±0,5°

**Tabela 4: Teste de resposta de vibração na simulação da adução clavicular esquerda em ângulos programados**

Ângulo Programado	Ângulo de resposta de vibração giroscópio esquerdo	Reteste da resposta de vibração giroscópio esquerdo
5°	5° ±0,5°	5° ±0,5°
10°	10° ±0,5°	10° ±0,5°
15°	15° ±0,5°	15° ±0,5°
20°	20° ±0,5°	20° ±0,5°
25°	25° ±0,5°	25° ±0,5°
30°	30° ±0,5°	30° ±0,5°

As tabelas 3 e 4 apresentam uma incerteza de variação de  $\pm 0,5^\circ$  graus, isto porque a resolução do instrumento de medida que é de um grau ( $1^\circ$ ). O instrumento de teste era composto de um goniômetro e um transferidor conjugados.

Nesse teste, para um adequado funcionamento do aparelho a resposta de vibração deveria ocorrer conforme os ângulos programados. Em todos os ângulos programados, no teste e reteste, ocorreu a resposta de vibração. Na execução do teste, o aparelho foi programado para acionar após a unidade de giroscópio transgredir o ângulo pré-estabelecido. Isto possibilitou a verificação da resposta de vibração no instante em que o ângulo programado fosse transgredido pelo deslocamento da unidade de giroscópio.

No teste de resposta de vibração na simulação da adução clavicular esquerda e direita, os valores dos ângulos de resposta de vibração foram equivalentes aos ângulos programados. Conseqüentemente, por esta equivalência de valores, existe uma Correlação Perfeita (BARROS, 2003). Isto pode ser comprovado com o cálculo do coeficiente de correlação de *Pearson*, representado por “r”.

O cálculo do coeficiente de correlação de *Pearson* resultou num  $r=1$ , o que resulta numa Correlação Perfeita.

A tabela 5 e 6 demonstra os resultados do 3º teste, em que foi verificada a tolerância de deslocamento na adução clavicular para os ângulos programados no aparelho, com as unidades de giroscópio fixadas no sujeito de pesquisa. O teste foi realizado para as unidades de giroscópio esquerdo e direito.

**Tabela 5: Teste de resposta de vibração na adução clavicular direita em ângulos programados no sujeito de pesquisa**

Ângulo Programado	Ângulo de resposta de vibração giroscópio direito	Reteste da resposta de vibração giroscópio direito
5°	5° ±1°	5° ±1°
10°	10° ±1°	10° ±1°
15°	15° ±1°	15° ±1°
20°	20° ±1°	20° ±1°
25°	25° ±1°	25° ±1°

Para a tabela 5, o cálculo do coeficiente de correlação linear simples (Pearson), entre o ângulo programado e o ângulo de resposta de vibração do giroscópio direito, resultou num  $r= 1$ . Para a correlação entre o ângulo programado e o reteste da resposta de vibração do giroscópio direito, obteve-se um  $r= 1$ . A incerteza da medida apresentada nos dados das tabelas 5 e 6 foi de  $\pm 1$ , isto devido as influências da resolução do instrumento de medida e do avaliador.



**Tabela 6: Teste de resposta de vibração na adução clavicular esquerda em ângulos programados no sujeito de pesquisa**

Ângulo Programado	Ângulo de resposta de vibração giroscópio direito	Reteste da resposta de vibração giroscópio direito
5°	5° ±1°	5° ±1°
10°	10° ±1°	10° ±1°
15°	15° ±1°	15° ±1°
20°	20° ±1°	20° ±1°
25°	25° ±1°	25° ±1°

Assim como os resultados da tabela 5, para a tabela 6, o cálculo do coeficiente de correlação linear simples (Pearson), entre o ângulo programado e o ângulo de resposta de vibração do giroscópio esquerdo, resultou num  $r= 1$ . Para a correlação entre o ângulo programado e o reteste da resposta de vibração do giroscópio direito, também foi obtido um  $r= 1$ .

Nesse teste, os valores constatados do coeficiente de correlação resultaram num  $r= 1$ . E isto demonstra uma correlação perfeita entre os valores programados para o aparelho medir e a medida obtida. Este resultado corrobora para a validação do aparelho no que este se propõe a medir.

As tabelas 7 e 8 apresentam o teste e o reteste do tempo de tolerância para a resposta de vibração após as coordenadas de posição transgredirem o ângulo pré-estabelecido. Essas tabelas apresentam o tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita (tabela 7) e esquerda (tabela 8).

**Tabela 7: Teste do tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita em ângulos programados**

Tempo e Grau Programado	Tempo de Resposta de Vibração	Reteste do tempo de resposta de vibração
30s em 5°	3s ±1s	30s ±1s
1min em 10°	1min ±1s	1min ±1s
5min em 15°	5min ±1s	5min ±1s
10min em 20°	10min ±1s	10min ±1s
15min em 25°	15min ±1s	15min ±1s
30min em 30°	30min ±1s	30min ±1s

Para os resultados apresentados nas tabelas 7 e 8 se considerou um erro de  $\pm 1s$ , sendo este atribuído ao tempo de leitura do avaliador.

**Tabela 8: Teste do tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular esquerda em ângulos programados**

Tempo e Grau Programado	Tempo de Resposta de Vibração	Reteste do tempo de resposta de vibração
30s em 5°	30s ±1s	30s ±1s
1min em 10°	1min ±1s	1min ±1s
5min em 15°	5min ±1s	5min ±1s
10min em 20°	10min ±1s	10min ±1s
15min em 25°	15min ±1s	15min ±1s
30min em 30°	30min ±1s	30min ±1s

Os resultados do tempo de resposta de vibração, teste e reteste foram coletados desconsiderando a resolução de décimos e centésimos de segundo. Adotou-se a resolução de minutos e segundos por se considerar que esta atende as necessidades de exatidão da resposta de vibração objetivadas na orientação postural.

No teste de simulação de tempo e grau de ativação do aparelho, o tempo de resposta de vibração e grau ocorreu conforme foi programado. Isto significa uma

correlação direta,  $r= 1$ , entre os dados bivariados apresentados nas tabelas 7 e 8 que se equivalem em seus valores.

Os testes realizados para a tolerância de deslocamento na adução clavicular e para o tempo de resposta de vibração na simulação da adução clavicular direita e esquerda são validados por meio do Método de Validação de Constructo.

A validação de constructo ocorre por meio da correlação de duas variáveis, uma é a medida de resposta programada no aparelho e a outra, trata-se da medida padrão adquirida por meio dos instrumentos de medida empregados nos testes (PASQUALI, 2003).

## **4.2 Resultados do Teste de Campo**

No teste de campo ocorreu o aferimento do aparelho em cinco sujeitos de pesquisa, por um período de dois dias e duas horas diárias. Nesse teste, foram registrados os tempos em que ocorreram as respostas de vibração do aparelho em cada sujeito de pesquisa.

Inicialmente, no primeiro dia de teste, mediu-se o grau de adução clavicular do sujeito de pesquisa na posição em pé de forma natural e relaxada. Também, aferiu-se o grau de adução clavicular do sujeito de pesquisa na posição orientada, em pé, estando de costa para a parede com o alinhamento da postura. Os dados destas medidas são apresentados na tabela 9.

**Tabela 9: Adução clavicular: Posição Natural (PN) e Posição Orientada (PO)**

Adução clavicular			Varição angular entre PN e PO
Sujeito 1	Posição natural (medida angular sentido anti-horário)	+8°±1	17°
	Posição orientada (medida angular sentido horário)	-9°±1	
Sujeito 2	Posição natural (medida angular sentido anti-horário)	+10°±1	20°
	Posição orientada (medida angular sentido horário)	-10°±1	
Sujeito 3	Posição natural (medida angular sentido anti-horário)	+11°±1	21°
	Posição orientada (medida angular sentido horário)	-10°±1	
Sujeito 4	Posição natural (medida angular sentido anti-horário)	+7°±1	17°
	Posição orientada (medida angular sentido horário)	-10	
Sujeito 5	Posição natural (medida angular sentido anti-horário)	+7°±1	16°
	Posição orientada (medida angular sentido horário)	-9°±1	
		$\bar{X}$	18°
		S	2°

A partir dos dados apresentados na tabela 9, possibilitou-se a verificação da variação angular entre a posição natural e a posição orientada dos sujeitos de pesquisa. A variação atingiu uma média de 18° graus (16°/21°±2°). Esta média da variação corrobora para justificar o ângulo de 7° graus de tolerância de variação angular da articulação glenoumeral programado para o teste de campo. Isto significa que a variação da postura de ombros permitida se limitou a 40% da variação angular entre a posição natural e a posição orientada.

A tabela 10 apresenta os dados dos cinco sujeitos de pesquisa coletados no primeiro dia e no segundo dia de teste.

**Tabela 10: Registro do tempo em que ocorreram as respostas de vibração na 1° e 2° coleta**

Tempos das respostas de vibração (min.).								(NRV)	
Sujeito 1	1°coleta	14	35	78				3	
	2°coleta	18	43	110				3	
Sujeito 2	1°coleta	4	19	39	81	91	114	6	
	2°coleta	11	23	47	65			4	
Sujeito 3	1°coleta	6	13	32	104			4	
	2°coleta	12	27	68	118			4	
Sujeito 4	1°coleta	26	91	104				3	
	2°coleta	17	63					2	
Sujeito 5	1°coleta	21	38	96				3	
	2°coleta	32	80					2	
(NRV- número de respostas de vibração)								<b>n</b>	<b>34</b>
								<b><math>\bar{X}</math></b>	<b>3,4</b>
								<b>s</b>	<b>1</b>

Os cinco aparelhos testados nos cinco sujeitos de pesquisa foram submetidos a um total de 20 horas de teste de campo. Entre todas as coletas se registrou um número de 34 respostas de vibração, com uma média de 3,4RV ( $6/2 \pm 1$ ) por coleta.

Entretanto, com o uso do aparelho pelos sujeitos de pesquisa e os registros das respostas de vibração constatou-se a viabilidade de monitoração dinâmica por meio do aparelho de *biofeedback* postural construído.

Todos os testes aplicados se complementam no objetivo de validar o aparelho construído. Estes foram organizados numa sequência lógica em laboratório e em campo. Primeiramente se aplicou testes instrumentais específicos para a análise de algumas funções do aparelho, sem envolver um sujeito de pesquisa. Após, o teste se estruturou com a aplicação no sujeito de pesquisa, o que possibilitou a medição de variáveis no seu real contexto funcional. Por último, foi aplicado o teste de campo, com uma abrangência mais ampla do contexto de uso do aparelho e com a viabilidade de monitoração dinâmica da postura de protusão de ombros.

Deste modo, os resultados do teste de campo, apoiados pelos resultados do teste de laboratório comprovaram que o aparelho mede o que se propõe a medir expressando um bom desempenho. Além disso, os testes demonstraram estabilidade na mensuração da variável de interesse, que se verifica pela característica de reprodutibilidade e objetividade dos testes. A reprodutibilidade está relacionada à consistência de medidas sucessivas confirmadas, neste estudo, pela Correlação Perfeita entre o teste e o reteste. A subjetividade do teste se evidencia pela estrutura de seus procedimentos possibilitarem a aplicação por diferentes avaliadores. (BARROS, 2002).

## 5 CONCLUSÕES

O desenvolvimento de uma tecnologia não é uma inovação individual, mas traz consigo uma série de repercussões tanto de uso, como de correlações para novos inventos. Nessa cadeia há uma relação biopsicossocial que possibilita inúmeros estudos.

Nesse aspecto, a construção do aparelho de *biofeedback* postural se desenvolveu a partir de diversas tecnologias que foram conjugadas com o objetivo de promover o melhor desempenho.

O emprego de sensores com tecnologia MEMS, de um microcontrolador, de um software e de circuitos eletrônicos desenvolvidos possibilitou a construção desse aparelho de *biofeedback* postural. Foram realizados testes de validação em que se verificou o desempenho do aparelho na monitoração da postura de protusão de ombros.

A validação envolveu testes de desempenho de funções específicas do aparelho, testadas em laboratório e em campo nos sujeitos de pesquisa. Os testes realizados nesta pesquisa foram validados por meio do Método de Validação de Face e Método de Validação de Constructo.

A validação de constructo ocorreu com a correlação da medida de resposta programada no aparelho com a medida padrão dos instrumentos utilizados nesta pesquisa (PASQUALI, 2003). Estes aferimentos das respostas programadas no aparelho foram aplicados na simulação de adução clavicular, ativação do aparelho em tempos pré-determinados e na simulação dinâmica realizada com os sujeitos de pesquisa.

Nestes testes de validação de constructo as medidas de resposta do aparelho e as medidas obtidas dos instrumentos de medida utilizados nesta pesquisa apresentaram uma correlação igual a 1.

A validação de face foi aplicada no Teste da resposta de vibração na rotação de tronco em ângulos programados, sentido horário e anti-horário. Foi possível a validação pelo método de face devido os resultados se apresentarem óbvios e evidentes (BARROS, 2002). Neste teste o aparelho apresentou a resposta programada em que, especificamente na rotação de tronco o aparelho não deveria apresentar resposta vibratória.

Os testes possibilitaram a verificação da confiabilidade do aparelho, observada em três aspectos distintos.

I – O constructo deve enquadrar-se em um nível específico de desempenho. O desempenho do aparelho de *biofeedback* construído está associado à função ou tarefa de detectar as coordenadas posturais nele programadas e dar a resposta de vibração ao indivíduo de forma satisfatória. Em todos os testes, esta função acionou corretamente 100% das vezes a resposta vibratória de biofeedback.

II – O constructo apresentou um nível de desempenho, expresso pela correlação entre os resultados das medições dos testes obtidos sob as mesmas condições.

III – O constructo manteve seu nível de desempenho por um determinado tempo, apresentado nas diversas medições e nos retestes. Isto significa a confiabilidade ou fidedignidade, definida pela probabilidade de manter o desempenho de suas funções. A confiabilidade é validada por meio da repetitividade dos testes, ou seja, testes e retestes. O teste/reteste é a aplicação do mesmo teste mais de uma vez com a comparação dos resultados (HAYES, 1998). Normalmente, para a repetitividade de um sistema, é especificada uma confiabilidade de 95% (GONÇALVES, 2004).



Além disso, os testes demonstraram estabilidade na mensuração da variável de interesse, que se verificou pela característica de reprodutibilidade e objetividade dos testes. A reprodutibilidade está relacionada à consistência de medidas sucessivas confirmadas, neste estudo, pela Correlação Perfeita entre o teste e o reteste. A subjetividade do teste se evidencia pela estrutura de seus procedimentos possibilitarem a aplicação por diferentes avaliadores. (BARROS, 2002).

Nestes procedimentos de validação se obteve forte correlação entre o desempenho apresentado e o desempenho esperado pelo aparelho. E isto corroborou para se constatar a eficiência de monitoração postural do aparelho, possibilitando sua aplicação na orientação e correção da postura de ombros.

Outra característica observada no aparelho está relacionada ao seu princípio de orientação postural. Pois sua lógica compreende um estímulo para que o indivíduo faça a sua correção postural utilizando os seus próprios músculos. Ao contrário do que pode ocorrer no uso de um colete ortopédico, o aparelho não exerce uma ação mecânica que substitui os músculos no alinhamento da postura.

Neste aspecto, o aparelho assessora a manutenção da postura com estímulos à consciência corporal do indivíduo. Isto pode ser efetivo principalmente frente às atividades de vida diárias em que a atenção exigida muitas vezes compete com a tarefa de manutenção da postura. Isto se percebeu no teste de campo, em que os sujeitos da pesquisa se distraíam em suas tarefas laborais e transgrediam o posicionamento da postura adequada pré-estabelecida.

Neste contexto, no teste de campo, o aparelho se demonstrou eficaz com estímulos que possibilitaram o sujeito da pesquisa realizar o alinhamento de sua postura, mais especificamente a postura ombros.

Frente a isto, constata-se que o aparelho de *biofeedback* postural pode contribuir como um meio para a manutenção postural desejada. Ainda, devido as potencialidades apresentadas pelas tecnologias empregadas no sistema, percebe-se que o mesmo princípio de detecção de coordenadas posturais pode ser útil para o *biofeedback* de diversas funções desempenhadas por um indivíduo.

## 6 SUGESTÕES

O movimento de compreender as relações que permeiam o comportamento humano desencadeia um processo inesgotável. E neste processo de construção de um aparelho de *biofeedback* se percebeu muitos aspectos inconclusivos e carentes de aperfeiçoamento. Entre os principais fatores se encontram:

- A necessidade de constatar a eficácia do uso do aparelho na correção postural ao longo do tempo.
- Adequação da programação das funções do aparelho com as atividades de vida diária.
- Redução do número de cabos elétricos do aparelho por meio da implantação de um transmissor/receptor de sinais.
- Melhoria do sistema de fixação do aparelho no indivíduo.

## 7 REFERÊNCIAS

ALIZADEH, M.H; DANESHMANDI, B; AHMADIZAD, S. **The Effects of Exercise Training on Scapula Position of Muscle Activity Measured by EMG** Tehran, Iran World Journal of Sport Sciences. v. 2. n. 1. p. 48-52. 2009.

ALLEN, J. J.; KINNEY, R. D.; SANSFIELD, J.; DAILY, M. R.; ELLIS, J. R.; SMITH, J.H.; MONTAGUE,S.; HOWE,R.T.; BOSER,B.E.; HOROWITZ,R.; PISANO, A.P.; LEMKIN,M.A.; CLARK,W.A.; JUNEAU,T.; **Integrated Micro-Electro-Mechanical Sensor Development for Inertial Applications**. Proceedings of the PLANS'98 Position Location and Navigation Symposium, April 20-23, 1998, Rancho Mirage, CA. New York: IEEE, 1998.

ALVES, S. P. **Biofeedback**: Pesquisa e terapia. Disponível em: <[http://www.salves.com.br/txt\\_Biofeedback.htm](http://www.salves.com.br/txt_Biofeedback.htm)>. Acesso em: 01 de nov, 2009.

ANJOS, M. T. SALDANHA. **Análise das propriedades musculares de indivíduos com e sem postura de protrusão de ombros**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

ASTIN, J. A.; SHAPIRO, S. L.; EISENBERG, D. M.; FORYS, K. L. **Mind-body medicine: state of the science, implications for practice**. Journal of the American Board of Family Medicine, Waltham, v. 16, p. 132-147, 2003. Disponível em: <<http://www.jabfm.org/cgi/content/abstract/16/2/131>>. Acesso em: 30 set., 2009.

BAROS, M.V .G. Construção e validação de instrumentos: o que é um bom teste. In: Curso de Especialização da Performance Humana. UFSC. 2002. Disponível em: [WWW.maurovgb.hpg.com.br](http://WWW.maurovgb.hpg.com.br). Aceso em 20 de jan 2010.

BARROS, M.V.G. REIS; R.S. **Análise de dados em atividade física e saúde: Demonstrando a utilização do SPSS**. Londrina: Midiograf, 2003.

BASMAJIAN, J.V., DELUCA, C.J. **Muscles alive: their function revealed by electromyography**. 5th edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

BELLEMARE, F., CORDEAU, M-P., COUTURE, J., LAFONTAINE, E. LEBLANC, P., PASSERINI, L. **Effects of emphysema and lung volume reduction surgery on transdiaphragmatic pressure and diaphragm length**. *Chest*. v. 121. n. 6. p. 1898-1910. 2002.

BERNSTEIN, J.; MILLER, R.; KELLEY, W.; WARD, P. **Low noise MEMS vibration sensor for geophysical applications**. Proceedings of the Solid State Sensor and Actuator Workshop, Hilton Head Island. South Carolina, 1998.

BIRBAUMER, N. & Flor, H. **Applied psychophysiological regulation**. *Applied Psychophysiological and Feedback*. v. 24. n. 1. p. 1-3. 1999.

BORSTAD, J.D., LUDEWIG, P.M. **Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane**. *Clin. Biomech.*, v. 17, p. 650-659. 2002.

BROCKETT C.L., MORGAN, D.L., PROSKE, U. **Human hamstring muscle adapt to eccentric exercises by changing optimum length.** *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 33. n. 5. p. 783-790. 2001.

BROSSMANN, J., PREIDLER, K.W., PEDOWITZ., R.A., WHITE, L.M., TRUDELL,D., RESNICK, D. **Shoulder impingement syndrome:** influence of shoulder position on rotator cuff impingement – an anatomic study. *Am. J. Radiol.*, n. 167. p. 1511-1515. 1996.

CAIRD, S., MCKENZIE, A; & SLEIVERT, G. **Biofeedback and relaxation techniques improve running economy in sub-elite long distance runners.** *Medicine and Science in Sports and Exercise.* v. 31. n. 5. p. 717-722, 1999.

CARVALHO, R. L; ALMEIDA, G. L. **Aspectos sensoriais e cognitivo do controle postural.** *Rev. Neurocienc.* v. 17. n. 2. p. 156- 160. 2009.

CASTRO, H. N; NUNES, C. R. O; SILVA, P. H. Avaliação Postural em Acadêmicos da Universidade Regional de Blumenau-SC. **Dynamis: Revista Tecno-Científica.** Vol. 08, n. 31, p.72-78, 2000.

DAN, Y; POO, M. **Spike timing-dependent plasticity of neural circuits.** *Neuron.* v. 44. p. 23-30. 2004.

DEGROOT, J.H., VALSTAR, E.R., ARWERT, H.J. **Velocity effects on the scapulohumeral rhythm.** *Clin. Biomech.* v. 13. p. 593-602.1998.

DERLOME, A., ROUSSELET, G. A; MACE; M. J. M; FABRE-THORPE, M. **Interaction of top-down and bottom-up processing in fast visual analysis of natural scenes.** *Cognitive Brain Research.* v. 19. p. 103-113. 2004

DI FABIO, R.P; BADKE, M. B, MAEOY, A; OGDEN, E. **Kinematic properties of voluntary sway in patients with unilateral primary hemispheric lesions.** *Exp Brain.* v. 13. n. 5. p. 248-5. 1990.

DIVETA, J., WALKER, M.L., SKIBINSKI, B. **Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects.** *Phys. Ther.*, v. 70. n. 8. p. 470-479. 1990.

DWORKIN B; MILLER N. E; DWORKIN S. **Behavioral method for the treatment of idiopathic scoliosis.** *Rev. Medical Sciences, USA.* V. 82, p. 2493-2497. 1985. Disponível:<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi>>, Acesso em: 29 set., 2009

EBERSBACH G, DIMITRIJEVIC M. R. POEWE W. **Influence of concurrent tasks on gait: a dual task approach.** *Percept Mot Skills;* p.107-13, 1995.

FAW, B. Prefrontal **executive committee for perception, working memory, attention, long-term memory, motor control, and thinking:** a tutorial review. *Consciousness and Cognition,* p. 83-139. 2003

FOCKERT, J. W; REES, G; FRITH, C. D; & LAVIE, N. **The role of working memory in visual selective attention.** *Science,* p.1803-1806, 2001

FORNAZARI; L. P; PEREIRA, V. C. G. **Prevalência de postura escoliótica em escolares do ensino fundamental**. Curitiba, Caderno da escola de saúde fisioterapia. n 3. p.2. 2008.

FOUCAULT, M. **Vigiar e Punir: História da Violência nas Prisões**. 14. ed., Petrópolis: Vozes, 1987.

FOZA, VALDECI. **Efeito da técnica de biofeedback na atenção visual seletiva de atletas juvenis de futebol de campo**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

FREESCALE SEMICONDUTOR. Sensor/Aceleração. Disponível em: <<http://www.freescale.com/webapp/sps>>. Acesso em: 01 de nov., 2009.

FUJIMASA, Iwao. **Micromachines: a new era in mechanical engineering**. Oxford: Oxford University Press, 1996.

GARDINER, M. Dena. **Manual de terapia por exercícios**. São Paulo: Santos, 1995.

GONÇALVES JUNIOR, A. A. **Metrologia**. Parte 1. Florianópolis: Laboratório de Metrologia e Automatização, Departamento de Engenharia Mecânica- UFSC, 2004. 119 p.

GOSSMAN, M.R., SAHRMANN, S.A., ROSE, S.J. **Review of length associated changes in muscle**. experimental evidence and clinical implications. *Phys. Ther.*, v. 62, n. 12, p. 1799-1808. 1982.

GUIA DO HARDWARE.NET. **Termos técnicos**. Disponível em: <<http://www.guiadohardware.net/termos/microprocessador>>. Acesso em: 01 de nov., 2009.

GRIEGEL-MORRIS, P., LARSON, K., MUELLER-KLAUS, K., OATIS, C.A. **Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects**. *Phys. Ther.*, v. 72, n. 6, p. 425-431. 1992.

HAYES, B. E. **Measuring Customer Satisfaction: Survey design, use, and statistical analysis methods**. Milwaukee, Wisconsin: ASQC Quality Press, 1998.

HORACK, F. B. **Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls**. *Age and Ageing*. v. 35. p. 117-21, 2006.

HORAK F. B, HENRY S. M, SHUMWAY-COOK A. **Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders**. *Phys Ther* 1997. p 517-33.

HUBMAYR, R.D., FARKAS, G.A., TAO, H-Y., SIECK, G.C., MARGULIES, S. S. **Diaphragm mechanics in dogs with unilateral emphysema**. *J. Clin. Invest.*, v. 91, p. 1598-1603. 1993.

IRVIN, R.E. **Suboptimal posture: the origin of the majority of idiopathic pain of the musculoskeletal system**. In: VLEEMING, A., MOONEY, V., SNIJDERS, C.,

DORMAN, T.A., STOECKART, R. *Movement, stability and low back pain: the essential role of the pelvis*. Churchill Livingstone, 1997. Chapter 9. p. 133-155.

JULIUS, A., LEES, R., DILLEY, A., LYNN, B. **Shoulder posture and median nerve sliding**. BMC Musculoskelet Disord, v. 5, article n. 23, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>>. Acesso em: 28 set. 2009.

KARDUNA , A.R., MCCLURE , P.W., MICHENER , L.A., SENNETT , B. **Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study**. *J. Biomech. Eng.* v. 123. p. 184-190. 2001.

KAUPPILA, L.I. **The long thoracic nerve: possible mechanisms of injury based on autopsy study**. *J. Shoulder Elbow Surg.* v. 2. p. 244-248. 1993.

KENDALL, F.P., McCREARY, E.K. & PROVANCE, P.G. **Músculos: Provas e Funções com postura e dor**. 4. ed., São Paulo: Manole Ltda., 1995. 453 p.

KERLINGER, F. N. **Foundations of behavioral research**. Ney York: Holt, Rineahart & Winston, 1991.

KLINGE, K, MAGNUSSON, S.P., SIMONSEN, E.P., AAGAARD.P., KLAUSEN, K., KJAER, M. **The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response**. *Am. J. Sports Med.*, v.25, n.5, p.710-716. 1997.

KRISHNAMOORTHY, V, LATASH, M. L. SCHOLZ, J.P., ZATSIORSKY, V. M. **Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons**. *Exp Brain Res.* v. 152. p. 281-92. 2003.

LAJOIE Y, TEASDALE N, BARD C, FLEURY M. **Attentional demands for static and dynamic equilibrium**. *Exp Brain Res.* v. 97. p.139-44. 1993.

LEDOUX, J. **O cérebro emocional: os misteriosos alicerces da vida emocional**. Objetiva Trad. Santos, T. B., 2. ed., Rio de Janeiro: 1998.

LIMA, SANDRO REGINATO SOARES. **Integração GPS/INS utilizando sensores inércias baseados em sistemas microeletromecânicos (MEMS)**. Tese de doutorado. Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2005.

LUDEWIG, P.M., COOK, T.M. **Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement**. *Phys. Ther.*, v. 80, n. 3, p. 276-291. 2000.

LUKASIEWICZ, A.C., MCCLURE, P., MICHENER, L., PRATT, N., SENNETT, B. **Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement**. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 29, n. 10, p. 574-586. 1999.

LUKASIEWICZ, A.C., MCCLURE, P., MICHENER, L., PRATT, N., SENNETT, B. **Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement**. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 29, n. 10, p. 574-586. 1999.

LYNN, R., TALBOT, J.A., MORGAN, D.L. **Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running.** *J. Appl. Physiol.*, v. 85, n. 1, p. 98-104. 1998.

MADOU, Marc. **Fundamentals of Microfabrication.** Boca Raton: CRC Press, 1997.

MAGEE, D.J. **Orthopedic Physical Assessment**, 3rd edition. Philadelphia: WB Saunders Company, 1997. 805 p.

MATTAR, F. N. Pesquisa de Marketing: metodologia, planejamento. 5. ed. São Paulo: Atlas, 1999. 1 v.

MCCLURE, P.W., MICHENER, L.A., SENNETT, B.J., KARDUNA, A.R. **Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movement in vivo.** *J. Shoulder Elbow Surg.*, v. 10, p. 269-277. 2001.

MCQUADE, K.J.; WEI, S.H.; SMIDT, G.L. **Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm.** *Clin. Biomech.*, v. 10, n. 3, p.144-148. 1995.

MECHELLI, A., PRICE, C. J. FRISTON, K. J; ISHAI, A. **Where bottom-up meets top-down: neural interactions during perception and imagery.** *Cerebral Cortex*, p. 1256-1265. 2004.

METHENY, E. **Body Dynamics.** New York: McGraw-Hill Book Company, 1952.

MICHENER, L.A., MCCLURE, P.W., KARDUNA, A.R. **Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome.** *Clin. Biomech.*, v. 18, p. 369-379. 2003.

MOCHIZUKI, L; AMADIO, A. C. **As informações sensoriais para o controle postural.** *Fisioter Mov.* v. 19. p. 11-8. 2006.

NORKIN, C.C., LEVANGIE, P.K. **Articulações: Estrutura e Função – Uma Abordagem Prática e Abrangente.** 2.ed. Rio de Janeiro: Editora Revinter Ltda. 2001. 498 p.

OLIVEIRA, L. M; ARAUJO, P. M. P. **Manual de medida articular.** São Paulo: Atheneu, 2006.

PALMER, M. L; EPLER, M. E. **Técnicas de avaliação musculoesquelética.** 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

PASQUALI, L. **Psicometria: Teorias dos testes na psicologia e na educação.** Petrópolis, RJ: Vozes, 2003.

PASQUALI, L. (Org.) **Técnicas de exame psicológico (TEP) – manual, volume I: Fundamentos das técnicas psicológicas.** São Paulo: Casa do Psicólogo, Conselho Federal de Psicologia, 2001.

PENHA, P. J.; JOÃO, S. M. A.; CASAROTTO, R. A.; AMINO, C. J.; PENTEADO, D. P. **Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age.** *São Paulo: Clinics.* v. 60. p. 9-16. 2005.



PERUCH, P; BOREL, L; GAUNET, F; THINUS-BLANC, G; MAGNAN, J; LACOUR, M. **Spatial performance of unilateral vestibular defective patients in nonvisual versus visual navigation.** *J Vestib Res.* v.1. p. 37-47, 1999.

PIAGET, J. **A equilibração das estruturas cognitivas.** Rio de Janeiro: Zahar, 1975.

PINI, M.C. **Fisiologia Esportiva.** Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1978.

POZZO, T; LEVIK Y. BERTHOZ, A. **Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans.** *Exp Brain Res.* v. 2. n.106. p. 327-38. 1995.

REDFERN, M.S; YARDLY, L; BRONSTEIN, P. A. **Visual influences on balance.** *J Anxiety Disord.* v. 15. p. 81-94. 2001.

RIEMANN, B.L., MYERS, J.B., LEPHART, S.M. **Sensorimotor system measurement techniques.** *J. Athl. Train.* v. 37. n. 1. p. 85-98. 2002.

SAHRMANN, S.A. **Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes,** 1st ed. St. Louis: Mosby, 2002. 460 p.

SASAKI, O. USAMI S. GAGEY, P; MARTINERIE, J; QUYEN, M; ARRANZ, P. **Role of visual input in nonlinear postural control system.** *Exp Brain Res.* v. 147. p. 1-7. 2002.

SCHWARTZ, M. S. And Associates. **Biofeedback: A practitioner's guide.** 1995.

SCHWITZER, J. B., FABER, T. L., GRAFTON, S. T., TUNE, L. E., HOFFMAN, J. M. & KILTS, C. D. **Alterations in the functional anatomy of working memory in adult attention deficit hyperactivity disorder.** *The American Journal of Psychiatry.* v. 157. p. 278-280. 2000.

SHRAGER, J.B., KIM, D-K., HASHMI, Y.J., STEADMAN, H.H., ZHU, J., KAISER, L.R., LEVINE, S. **Sarcomeres are added in series to emphysematous rat diaphragm after lung volume reduction surgery.** *Chest,* v. 121, n. 1, p. 210-215. 2002.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas.** Barueri: Manole, 2003.

SMITH, J., KOTAJARVI, B.R., PADGETT, D.J., EISCHEN, J.J. **Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength.** *Arch. Phys. Med. Rehabil.,* v. 83, p. 367-370. 2002.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L. & LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.** 5. ed., São Paulo: Manole, 1997.

SNIEGOWSKI, J. J. **Monolithic geared mechanisms driven by a polysilicon surfacemicromachined on-chip electrostatic microengine.** *Digest Solid State Sensor and Actuator Workshop,* Hilton Head, p.178-182, jun., 1996.

SOBUSH, **The Lenine test for measuring scapular position in healthy young adult females: a reliability and validity study.** *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v. 23, n. 1, p. 39-50. 1996.

SOLEM-BERTOFT, E., THUOMAS, K-A., WESTERBERG, C-E., **The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space: an MRI study.** *Clin. Orthop. Relat. Res.*, n. 296, p. 99-103. 1993.

SUNA, R; ZHANGB, X. **Top-down versus bottom-up learning in cognitive skill acquisition.** *Cognitive Systems Research*, 2004.

TAFNER, **A construção do conhecimento segundo Piaget.** Disponível em: <<http://www.cerebromente.org.br/n08/mente/construtivismo/construtivismo.htm>>. Acesso em: 20 de jul, 2009.

TEIXEIRA, L. A. Controle postural. In: **Educação física escolar adaptada: postura, asma, obesidade e diabetes na infância e adolescência.** São Paulo: EEFUSP, EFP, 1993. p. 1-26.

TERRY, P. C. LANE, A. M. FOGARTY, G. J. **Construct validity of the POMS-A for use with adults.** *Psychology of Sport and Exercises*, v.4, p. 125- 139, 2003.

THOMAS, J. R., NELSON, J. K. Métodos de pesquisa em atividade física. Porto Alegre: Artmed, 2002.

TING, L. H. **Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture.** *Prog Brain Res.* v. 165. n. 299-321. 2007.

TOFLER, A. **A terceira onda.** 9. ed. Rio de Janeiro: Record, 1980.

TRIBASTONE, F. **Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural.** Tamboré: Manole, 2001.

TSAI, N., MCCLURE, P.W., KARDUNA, A.R. **Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics.** *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 84, p. 1000-1005. 2003.

VANICOLA, M. C; TEIXERA, L; ARNONI, C. P. **Reeducação da postura corporal.** *Rev. Motriz*, Rio Claro. v. 13. n. 4 p. 305-311. Out./dez. 2007.

VIDAL JUNIOR, P. S. Linguagem “C” para microcontroladores PIC. São Paulo: Vidal Projetos Personalizados LTDA. 1999. 71 p.

VIEIRA, A; SOUZA, J. L. **A Moralidade implícita no ideal de verticalidade da postura corporal.** *Rev. Bras. Cienc. Esporte*, Campinas. v. 23. n. 3. p. 133-148. Maio, 2002.

VIGARELLO, G. *Panóplias Corretivas.* In: Sant’Anna, D.B. (Org.). **Políticas do Corpo.** p. 21-38, São Paulo: Estação Liberdade, 1995.

VIOLANI, C; LOMBARDO, C. **Peripheral temperature changes during rest and gender differences in thermal biofeedback.** *Journal of Psychosomatic research.* v. 54. n. 4. p. 391-397. 2003.

VON EISENHART-ROTHER, R., MATSEN, F.A., ECKSTEIN, F., VOGL, T., GRAICHEN, H. **Pathomechanics in atraumatic shoulder instability: scapular position correlates with humeral head centering.** *Clin. Orthop. Rel. Res.* n. 433. p. 82-89. Apr, 2005.

WARNER, J.J.P., AESLANIAN, L.E., KENNEDY, J., KENNEDY, R. **Scapulothoracic motion and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome.** *Clin. Orthop. Relat. Res.* n. 285. p. 191-199. 1992.

WEISER, W.M., LEE, T.Q., MCMASTER, W.C., MCMAHON, P.J. **Effects of simulated scapular protraction on anterior glenohumeral stability.** *Am. J. Sports Med.* v. 27. n. 3. p. 801-805. 1999.

WONG, W.Y.; WONG, M. S. Bio Med Central, Ltd. *Journal List, Scoliosis*, V.3;2008, **Smart garment for trunk posture monitoring: A preliminary study.** Disponível em: <<http://ukpmc.ac.uk/articlerender.cgi?accid=pmcA2423362&tool=pmcentrez>>. Acesso em: 23 dez., 2009.


WONG, M. S; MAK A. F; LUK T; K. **Effect of using prismatic eye lenses on the posture of patients with adolescent idiopathic scoliosis measured by 3-D motion analysis.** *Prosthetics and Orthotics International.* v. 26. p. 139-153. USA, 2002. Disponível em:<<http://www.informaworld.com/smpp/title~content=t714595820>> Acesso em: 20 set., 2009.

YAZDI, N; AYAZI, F.; NAJAFI, K. **Micromachined inertial sensors.** *Proceedings of IEEE*, vol. 86, n.8, p.1640-1659. IEEE, 1998.

ZATSIORSKY, VLADIMIR M.; KRAEME, WILLIAN J. **Ciência e prática do treinamento de força.** São Paulo: Phorte, 2008.

## **ANEXOS**

**ANEXO 1**

	UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
---	---

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do Projeto: Protusão de Ombros: Construção de Aparelho Postural de *Biofeedback*

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo de validação (testes) de um equipamento de biofeedback postural. Caso concorde, a sua participação consistirá em usar o aparelho construído por um período de dois dias, sendo apenas duas horas diárias de uso. O uso deste aparelho será no cotidiano do seu trabalho. A data e o horário do teste será previamente marcado.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos, por envolver medições não-invasivas. A sua identidade será preservada, pois os seus dados e resultados serão identificados por um número. O Sr. (a) terá a liberdade de se retirar do estudo a qualquer momento em que achar conveniente.

O benefício em participar deste estudo será o de se obter a monitoração orientações sobre a sua postura de ombros nas suas atividades de trabalho. Desde já, agradecemos a sua participação. E caso exista dúvidas, favor entrar em contato com os pesquisadores e responsáveis pelo estudo citados abaixo:

Pessoa para contato:

Gilmar José Alves de Carvalho (Mestrando) – Tel: 48 – 8844 6626.

Hercílio Luz 881, apto 505, Centro Florianópolis.

Pesquisador responsável UDESC:

Prof. Dr. Helio Roesler

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim .

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_

.

Assinatura \_\_\_\_\_ Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

.

**ANEXO 2****CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES**

Eu \_\_\_\_\_  
permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia, filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

\_\_\_\_\_  
Nome do paciente/indivíduo:

\_\_\_\_\_  
Assinatura

Equipe de pesquisadores:

Gilmar José Alves de Carvalho (Mestrando) – tel: 48 – 8844 6626.

Hercílio Luz 881, apto 505, Centro Florianópolis.

Pesquisador responsável UDESC:

Prof. Dr. Helio Roesler

## ANEXO 3

### Estrutura do Software do Aparelho

```

/////////////////////////////////////////////////////////////////
// Controle Postural
/////////////////////////////////////////////////////////////////

#include "corretor-postural.h"
#define BOOL short

//Chave 1
#define CH1 PIN_B0
//Chave 2
#define CH2 PIN_B1

//Led1-1
#define LED1_1 PIN_B2
//Led1-2
#define LED1_2 PIN_B3
//Led1-3
#define LED1_3 PIN_B4

//Led2-1
#define LED2_1 PIN_B5
//Led2-2
#define LED2_2 PIN_A6
//Led2-3
#define LED2_3 PIN_A7

// Vibracall
#define WARNING_OUTPUT PIN_A4
#define TIME_2_MS 0x0083
#define TIME_500_MS 0x0bdc

static volatile long m_left_x_reference;
static volatile long m_left_y_reference;
static volatile long m_right_x_reference;
static volatile long m_right_y_reference;

#define LEFT_X_CHANNEL 6
#define LEFT_Y_CHANNEL 5
#define RIGHT_X_CHANNEL 1
#define RIGHT_Y_CHANNEL 0

static volatile long m_integral[4];
static volatile long m_history[4][4];
static volatile int m_wait_time;
#define TIME1 30
#define TIME2 45

```



```

#define TIME3 60

#if (TIME1 > 127)
    #error TIME must be < 127 seconds
#endif
#if (TIME2 > 127)
    #error TIME must be < 127 seconds
#endif
#if (TIME3 > 127)
    #error TIME must be < 127 seconds
#endif

const int    TIME_VALUES[] = { (TIME1*2), (TIME2*2), (TIME3*2) };

#define STORED_WAIT_TIME 0

static volatile int    m_max_error;

#define DEGREE1 7
#define DEGREE2 10
#define DEGREE3 15
/*
#if (DEGREE1 > 127)
    #error DEGREE must be < 127
#endif
#if (DEGREE2 > 127)
    #error DEGREE must be < 127
#endif
#if (DEGREE3 > 127)
    #error DEGREE must be < 127
#endif
*/
const long    DEGREE_VALUES[] = { DEGREE1*11, DEGREE2*11, DEGREE3*11 };

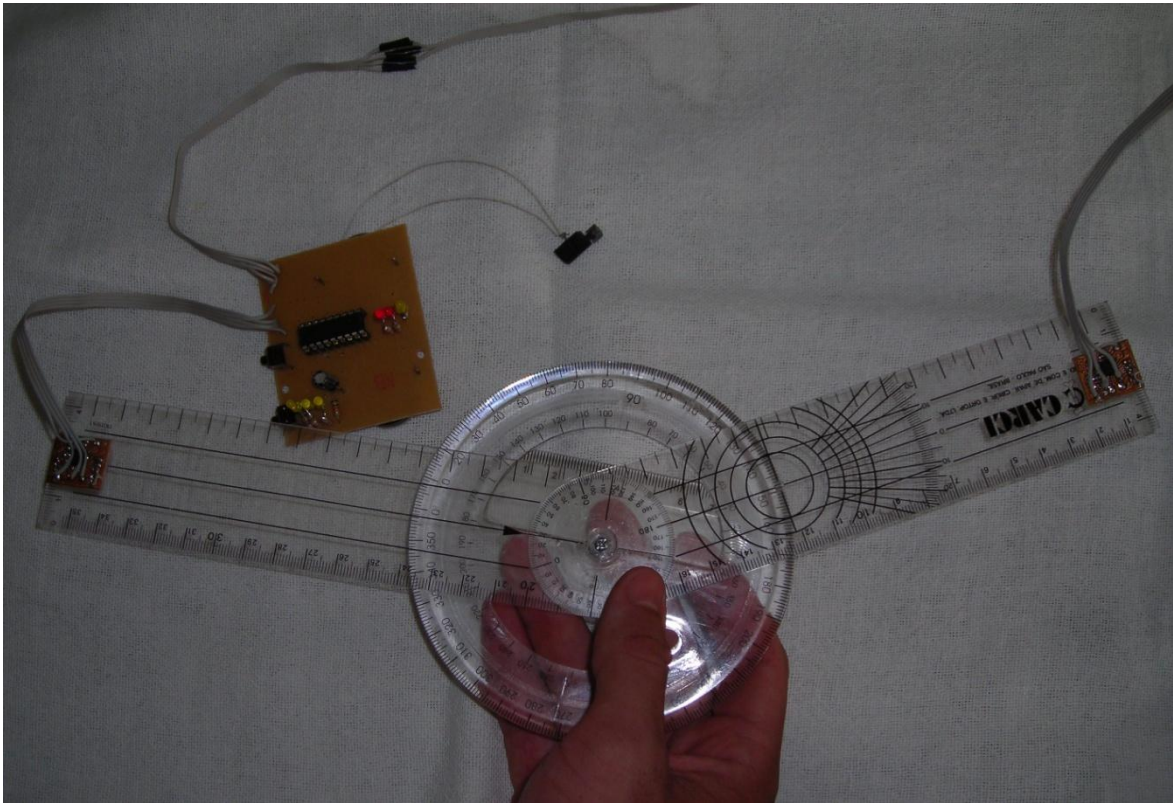
#define STORED_MAX_ERROR 1

static volatile BOOL    m_blink_led;
static volatile int    m_blink_times;
#define BLINK_5_TIMES 10
static volatile int    m_leds;

```

**ANEXO 4**

Foto das unidades de giroscópio fixadas num goniômetro sobre um transferidor.





**ANEXO 6**

**Foto da medida do grau de adução clavicular.**

