

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES  
ELTON CARLOS PEREIRA RITA

**ATIVIDADE MUSCULAR PREPARATÓRIA NA EXTENSÃO  
DO TRONCO EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES  
CONDIÇÕES VISUAIS**

Mogi das Cruzes, SP  
2009

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES  
ELTON CARLOS PEREIRA RITA

**ATIVIDADE MUSCULAR PREPARATÓRIA NA EXTENSÃO  
DO TRONCO EM INDIVÍDUOS COM DIFERENTES  
CONDIÇÕES VISUAIS**

Dissertação apresentada à Comissão de Pós  
Graduação da Universidade de Mogi das Cruzes,  
como requisito para obtenção do Título de Mestre  
em Engenharia Biomédica.

Prof. Orientador: Dr. Daniel Gustavo Goroso

Mogi das Cruzes, SP  
2009

### **FICHA CATALOGRÁFICA**

Universidade de Mogi das Cruzes - Biblioteca Central

Rita, Elton Carlos Pereira

Atividade muscular preparatória na extensão do tronco em indivíduos com diferentes condições visuais / Elton Carlos Pereira Rita. – 2009.

78 f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Mogi das Cruzes, 2009

Área de concentração: Processamento de Sinais e Imagens Médicas

Orientador: Profº Drº Daniel Gustavo Goroso

1. Pré ativação muscular 2. Restrições sensoriais 3. Eletromiografia I. Goroso, Daniel Gustavo

**CDD 616.740754**

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO MESTRADO  
EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

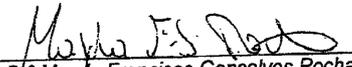
No dia 08/10/09 o candidato *Elton Carlos Pereira Rita*, após realizar os créditos exigidos, ser aprovado no exame de Proficiência em Inglês, e no exame de Qualificação, apresentou o trabalho "*Atividade muscular preparatória na extensão do tronco em indivíduos com diferentes condições visuais*" para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

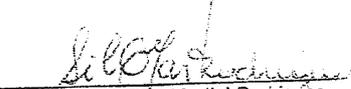
Os membros da banca consideram o candidato:

**Conceito**

Dr<sup>a</sup> Magda Francisca Gonçalves Rocha  
Dr<sup>a</sup> Sílvia Cristina Martini Rodrigues  
Dr. Daniel Gustavo Goroso

Aprovado  
Aprovado  
Aprovado

  
Dr<sup>a</sup> Magda Francisca Gonçalves Rocha  
Universidade Estadual de Campinas

  
Dr<sup>a</sup> Sílvia Cristina Martini Rodrigues  
Universidade de Mogi das Cruzes

  
Dr. Daniel Gustavo Goroso  
Universidade de Mogi das Cruzes

## DEDICATÓRIA

À minha querida esposa Eliane  
pela compreensão e carinho,  
aos meus pais, e a todos que me  
incentivaram a continuar  
adquirindo conhecimento.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por me dar a vida e a família maravilhosa que tenho, pois sem ela minha vida não teria sentido (tia, irmãos, sobrinhas, sogro e sogra).

Aos meus pais Marli e Edmundo, que muitas vezes abriram mão de coisas particulares para poder me proporcionar oportunidades.

A minha esposa Eliane, que soube compreender as dificuldades, me apoiando e ajudando nas horas em que mais precisei, transmitindo amor e carinho, não me deixando desistir, até chegar ao fim desta jornada.

A todos os meus colegas de turma pelo tempo de convivência e pela experiência compartilhada durante estes anos de luta, em especial à Regina, Tânia, Danielle, Paulo, Pedro por todos os momentos que passamos juntos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Daniel Gustavo pela paciência e dedicação na elaboração deste trabalho.

“Digno de admiração é aquele que, tendo  
tropeçado ao dar o primeiro passo,  
levanta-se e segue em frente”.

(Carlos “Fox” Vasconcellos)

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi investigar e analisar os efeitos da restrição sensorial na ativação muscular dos músculos, reto abdominal (RA), iliocostal (IC), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA) durante a fase preparatória para a extensão do tronco em máxima contração. A amostra foi constituída por 10 indivíduos adultos do sexo masculino, saudáveis, com idades de  $25,6 \pm 2,26$  anos, peso  $68,22 \pm 2,71$  Kg, altura  $1,69 \pm 0,25$  m (média  $\pm$  desvio padrão), os quais formaram o grupo com VP e o grupo com PMV. Para a aquisição dos sinais eletromiográficos foram utilizados um transmissor por telemetria e um computador com o software *EVart 5.0*; para aquisição dos dados cinemáticos foram utilizados eletrodos retro-reflexivos e um sistema de imagens com oito câmeras de vídeo. Os sinais de aquisição de dados foram integrados e gerenciados pelo software *Ortho Track 6.2* e submetidos à análise estatística através do teste *Kolmogorov e Smirnov*. Com a aplicação do teste de *Kolmogorov-Smirnov* verificou-se que a amostra é composta por dados não paramétricos. Com a aplicação do teste de *Wilcoxon* ( $p \leq 0,05$ ) foi encontrado que no intervalo de aceleração 1, o músculo reto abdominal apresentou diferença entre condições visuais na 1ª tentativa. No intervalo de desaceleração, foi encontrada diferença entre condições visuais na 2ª tentativa nos músculos vasto lateral (para  $p \leq 0,05$ ) e tibial anterior (para  $p \leq 0,05$ ). No intervalo de aceleração 2, foi encontrada diferença entre condições visuais na 2ª tentativa do músculo iliocostal (para  $p \leq 0,05$ ). Com a realização da Análise de Variância Unilateral *Kruskal-Wallis* não foram encontradas diferenças na variabilidade entre condições visuais. Porém, com realização da Análise de Variância *Bilateral Friedman* entre condições visuais foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para  $p \leq 0,05$  nos músculos iliocostal, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnêmio lateral e vasto lateral no período de aceleração 1. No intervalo de desaceleração foram encontrados nos músculos reto abdominal e vasto lateral. No intervalo de aceleração 2, foram encontrados diferenças nos músculos gastrocnêmio lateral, tibial anterior, iliocostal e semitendinoso. Através do teste da Análise de Variância *Bilateral de Friedman* não foram encontrados diferenças em nenhum músculo analisado. Os resultados demonstraram que foram registrados sinais significativos ao grupo que estava com privação momentânea da visão em relação ao grupo que estava com visão preservada, ou seja, foram encontradas diferenças na ativação muscular na fase pré-movimento entre as condições impostas aos participantes.

**Palavras - chave:** Pré-Ativação Muscular, Restrições Sensoriais, Eletromiografia

## ABSTRACT

The aim of this paper is to investigate and analyze the effects of sensorial restriction in the activation of the following muscles: rectus abdominis (RA); erector spinæ (IC); vastus lateralis (VL); semitendinosus (ST); gastrocnemius lateralis (GL); and tibialis anterior (TA) during the preparatory stage of torso extension at maximum contraction. The sample consists of ten healthy male individuals, with age range from  $25.6 \pm 2.26$  years old; weight range from  $68.22 \pm 2.71$  kg; and height range from  $1,69 \pm 0,25$  m (average  $\pm$  standard deviation, which has formed the group VP and the group PMV. In order to acquire the electromyographic signal, we have used a telemetric transmitter and a computer installed with *EVar* 5.0 software; in order to acquire cinematic data, retro-reflexive electrodes and an eight-video camera system have been used. The data acquisition signals have been integrated and managed by Ortho Track 6.2 software, and later submitted to statistical analysis by means of a Kolmogorov-Smirnov test. After the *Kolmogorov-Smirnov* test, we have found that the sample is made of non-parametric data. After the *Wilcoxon* test ( $p \leq 0.1$ ), we have found that during acceleration interval 1 the Rectus Abdominis muscle presented different visual conditions at the first try. During the deceleration interval, we have found different visual conditions at the second try in the Vastus Lateralis muscle (to  $p \leq 0,05$ ) and in the Tibialis Anterior muscle (to  $p \leq 0,05$ ). During acceleration interval 2, we have found different visual conditions at the second try of the Iliocostalis muscle (to  $p \leq 0,05$ ). After the *Kruskal-Wallis* One-Way Analysis of Variance, no variability differences in the visual conditions have been found. Nevertheless, after the *Friedman* Two-Way Analysis of Variance of the visual conditions, we have found statistically significant differences to  $p \leq 0.05$  in the analysed iliocostalis, semitendinosus, tibialis anterior, and vastus lateralis and gastrocnemius lateralis muscles during acceleration period 1. During deceleration interval, we have found differences in the rectus abdominis and vastus lateralis muscles. During acceleration interval 2, we have found differences in the gastrocnemius lateralis, tibialis anterior, iliocostalis and semitendinosus muscles. The *Friedman* Two-Way Analysis of Variance has been applied and no differences have been found in any muscle analyzed. The results have shown that significant signals to the PMV group compared to the VP group have been registered, which means that there are differences in the muscle activation in the pre-movement stage according to the conditions imposed to the participants.

**Keywords:** Muscle Pré-Activation, Sensorial Restrictions, Electromyography.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Figura 1. Transmissor por telemetria utilizada na coleta de sinais EMG-s.....	35
Figura 2	Músculos utilizados na coleta dos dados).....	35
Figura 3	Marcação utilizada para a colocação dos eletrodos.....	36
Figura 4	Câmera de vídeo utilizada no sistema de captação de imagens.....	39
Figura 5	Marcadores retro-refletivos para captação por meio de câmeras de infravermelho.....	39
Figura 6	Voluntário preparado para a coleta dos dados.....	40
Figura 7	Pontos de posicionamento e fixação de marcadores retro-refletivos para videogrametria .....	41
Figura 8	Tela do software EVaRT 5.0 e tela do software Ortho Track 6.2	42
Figura 9	Seqüência do movimento de extensão de tronco processado pelo Sistema de Imagens do Laboratório.....	43
Figura 10	Disposição do sistema de imagem e da plataforma de força no Laboratório de Movimento da DMR/HCFMUSP.....	44

Figura 11	Protocolo utilizado para análise dos dados.....	44
Figura 12	Posição Preparatória. Fonte: Manual Merck, 2006.....	45
Figura 13	Óculos utilizado na privação momentânea da visão.....	46
Figura 14	Estabelecimento dos pontos inicial e final da preparação quanto à velocidade, velocidade em Z e aceleração do CDM igual a zero.....	48
Figura 15	Deslocamento do CDM da cabeça, tronco e CDM total nas direções Y e Z.....	49
Figura 16	Sinal RMS selecionado por intervalos sincronizados com músculos analisados.....	50
Figura 17	a) Velocidade normalizada do CDM em função do tempo e b) Sinal RMS em função do tempo no músculo reto abdominal.....	51
Figura 18	Procedimentos adotados para a análise estatística dos dados.....	54
Figura 19	Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio do Teste de Wilcoxon no músculo reto abdominal na aceleração 1.....	55
Figura 20	Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio do Teste de Wilcoxon no músculo vasto lateral no intervalo da desaceleração.....	56

Figura 21. Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio do Teste de Wilcoxon no músculo tibial anterior no intervalo da desaceleração .....	56
Figura 22. Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio do Teste de Wilcoxon no músculo iliocostal no intervalo da aceleração 2 .....	57
Figura 23. Valores RMS de EMG-s normalizados em função do tempo dos músculos agonistas e antagonistas da extensão do quadril no intervalo de preparação .....	59
Figura 24. Valores RMS de EMG-s normalizados em função do tempo dos músculos agonistas e antagonistas da extensão do tronco no intervalo de preparação .....	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores absolutos máximos e mínimos da localização da zona de inervação em relações à qualidade do sinal.....	37
Tabela 2. Marcas anatômicas, linhas de referência e posição da zona de inervação ao longo da linha de referência.....	39
Tabela 3. Resultados encontrados com a aplicação do Teste de Wilcoxon. .....	57
Tabela 4. Variância de amplitude EMG-s entre PMV e VP via ANOVA 2 de Friedman .....	58

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	amplitude de movimento
Azero	aceleração em zero
APA	ajuste postural antecipatório
Ag	prata
AgCl	prata cloretada
APC	ajuste postural compensatório
CDM	centro de massa
COG	centro de gravidade
DMR	Departamento de Marcha e Reabilitação
EMG	eletromiografia
EMG-s	eletromiografia de superfície
GA	gastrocnêmio lateral
HC/FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Hz	Hertz
IC	ileocostal
LaCoM	Laboratório de Controle Motor
MMII	membros inferiores
Ms	milissegundos
NPT	Núcleo de Pesquisas Tecnológicas
Nor_RA	normalização do músculo reto abdominal
OTG	órgão tendinoso de Golgi
PCM	posição do centro de massa
PMV	privação momentânea da visão
RA	reto abdominal
RMS	root mean square
SNC	sistema nervoso central
SNP	sistema nervoso periférico
ST	semitendinoso
TA	tibial anterior
VL	vasto lateral

VP	visão preservada
VPC	velocidade da posição do centro de massa
Vzero	velocidade em zero

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	16
2 OBJETIVOS .....	18
2.1 Objetivo Geral .....	18
2.2 Objetivos Específicos .....	18
3 CONCEITOS ASSOCIADOS À PESQUISA .....	19
3.1 Informação Sensorial na Performance de Ações Motoras .....	19
3.1.1 A visão no controle motor .....	21
3.2 Sistema Proprioceptivo .....	23
3.3 Tônus Muscular .....	26
3.4 Análise EMG do Movimento Humano .....	28
4 ESTADO DA ARTE .....	30
5 MATERIAIS E MÉTODOS .....	33
5.1 Seleção e Composição das Amostras Experimentais .....	33
5.1.1 Critérios de inclusão e exclusão dos voluntários .....	33
5.1.2 Seleção da amostra (grupo com visão preservada e com privação momentânea da visão) .....	34
5.2 Instrumentação.....	34
5.2.1 Músculos utilizados na coleta dos dados.....	35
5.2.2 Colocação dos eletrodos .....	36
5.2.3 Critério de posicionamento dos eletrodos de captação de atividade mioelétrica.....	37
5.2.4 Colocação dos marcadores esféricos para coleta de dados cinemáticos .....	39
5.2.5 Calibração do sistema de imagem .....	43
5.3 Tarefa de Movimento .....	45
5.3.1 Vestimenta e acessórios .....	46
5.4 Pré-Processamento dos Dados .....	46
5.4.1 Filtragem dos sinais eletromiográficos .....	46
5.4.2 Filtragem dos dados cinemáticos .....	47
5.4.3 Utilização do recurso Spline nos dados cinemáticos .....	47
5.4.4 Cálculo dos valores Root Mean Square (RMS) a partir do valor RMS .....	47
5.4.5 Seleção do intervalo da atividade EMG .....	48
5.5 Normalização dos Sinais RMS .....	51
5.6 Análise Estatística .....	53

6 RESULTADOS .....	55
6.1 Análise das tentativas .....	55
6.1.1 Análise da posição preparatória entre os indivíduos e sua relação com picos de amplitude do sinal EMG-s.....	58
7 DISCUSSÃO .....	61
8 CONCLUSÃO .....	62
REFERÊNCIAS .....	63
APÊNDICES.....	69
ANEXOS .....	73

# 1 INTRODUÇÃO

O movimento é a mudança de posição ou postura que envolve gasto energético, controle e produção de força (HAMILL, 1999). De uma maneira geral o movimento humano pode ser entendido como uma comunhão de vários sistemas orgânicos: neurológico, biomecânico e bioquímico em associação com as características ambientais.

O controle motor responsável pelo movimento humano vem sendo analisado por muitos estudiosos na tentativa de descrever como o movimento é adquirido, desenvolvido e durante o ato motor como ele é preparado e executado. Para tal, muitas teorias foram elaboradas na tentativa de explicar de que forma os movimentos são planejados e controlados, ou seja, como ocorre o controle motor.

Na vida cotidiana, executa-se uma variedade imensa de tarefas funcionais que exigem movimentos. A natureza da tarefa que esta sendo executada determina em parte, o tipo de movimento necessário. Portanto, a compreensão do controle do movimento exige que o SNC prepare, regule ou limite o movimento.

Um indivíduo precisa interagir muitos sistemas para produzir um movimento funcional, mas cada sistema pode ser estudado separadamente, a percepção, a cognição e a ação. Acredita-se que uma noção real do controle motor só é adquirida quando se tem uma síntese das informações dos três (WOOLLACOTT, MH, 1992; SHUMWAY COOK, 2003).

No indivíduo, o movimento emerge por meio de um esforço cooperativo entre várias estruturas e processos cerebrais, ela surge da interação entre processos múltiplos, incluindo os associados à percepção, à ação e a visão.

O movimento voluntário do ser humano não depende apenas dos músculos, como se poderia pensar, na realidade é o resultado de processos de programação, comando e controle que envolve diversas regiões cerebrais e terminam da contração das fibras musculares.

O ponto importante é exatamente como o Sistema Nervoso (SN) planeja, integra e coordena processamentos que saem do cérebro e como as unidades motoras são recrutadas, gerando um tônus muscular que aumenta gradativamente no tempo para preparar e para realizar uma ação motora.

Uma estratégia para definir os próprios comandos executados para um movimento e reconhecer como se integram os grupos musculares, esse estudo pode ser feito através das sinergias neuromusculares para verificar o controle da ação motora antecipatória.

Assim, informação sensorial e ação motora necessitam estar num relacionamento coerente e estável para que seja realizada qualquer atividade motora.

A visão tem mostrado ser a fonte sensorial predominante em situações de conflito sensorial no desempenho das tarefas de controle motor (LEE; ARONSON, 1974; LISHMAN; LEE, 1973), sendo assim, uma maneira de avaliar a influência do sistema visual na preparação de um ato motor é manipular a visão.

Segundo Barela (2000), em muitas das atividades realizadas no dia-a-dia, este relacionamento ocorre de forma contínua. Assim, o indivíduo capta as informações do ambiente e realiza a ação motora e esta própria ação, influencia na captação das informações sensoriais e assim sucessivamente. Este relacionamento contínuo é o chamado ciclo percepção-ação (BARELA, 1997).

Este ciclo percepção-ação está presente desde a infância (Thelen, 2000) e permite que o indivíduo interaja com o meio de forma dinâmica, dentro das restrições de seu próprio organismo, do ambiente e da tarefa (Neweel, 1986) e possa se adaptar às alterações que possam existir.

Como o Sistema Nervoso produz um movimento coordenado tem sido um dos principais mistérios não solucionados que desafiam os neurofisiologistas há décadas. Embora tenha havido progresso com relação à resposta da questão básica. Como os humanos planejam e controlam os movimentos voluntários? - Muito ainda se desconhece de tal processo.

Desta forma, o objetivo principal foi analisar a pré-ativação muscular na preparação de um movimento a partir da análise da atividade elétrica dos músculos, reto abdominal (RA), iliocostal (IC), semitendinoso (ST), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GA). Dessa maneira, foram analisados e comparados os efeitos da restrição visual na fase de preparação para extensão do tronco através da manipulação do sistema visual.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos do tronco e membros inferiores (MMII) em indivíduos com visão preservada e com privação momentânea da visão.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Avaliar os sinais da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos, reto abdominal, (RA), iliocostal (IC), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST), gastrocnêmio lateral (GA) e tibial anterior (TA) do lado direito do corpo em indivíduos com visão preservada e com privação momentânea da visão.

- I. Analisar os sinais EMG-s entre as condições visuais de privação momentânea da visão e visão preservada na preparação muscular para a extensão do tronco.
- II. Verificar se a informação visual influencia na pré-ativação muscular para a extensão do tronco.
- III. Verificar a posição preparatória nos indivíduos para execução da extensão do tronco.

## **3 CONCEITOS ASSOCIADOS À PESQUISA**

Inicialmente discutiremos o uso da informação sensorial na performance de ações motoras, dando ênfase à visão no controle motor; em seguida, é abordada, propriocepção, tônus muscular e a eletromiografia na análise de movimentos.

### **3.1 INFORMAÇÃO SENSORIAL NA PERFORMANCE DE AÇÕES MOTORAS**

Os órgãos sensoriais são primordiais para a sobrevivência humana, pois os seres humanos estão incansavelmente processando informação com o objetivo de aprender ou realizar com sucesso ações motoras (MAGILL, 2000). As informações provenientes dos diferentes canais sensoriais precisam ser avaliadas e integradas.

Estas atividades caracterizam o processo perceptivo, onde inicialmente a importância de uma dada informação para a atividade em curso é julgada, para em seguida haver associação das informações relevantes. Hamill (1999) define percepção como o processo de recepção, seleção, aquisição, transformação e organização das informações fornecidas através dos órgãos dos sentidos. Os sentidos da visão, da audição, do paladar, do olfato e do tato captam as informações para que a percepção identifique indivíduos, fenômenos físicos e objetos no ambiente. Uma das funções da percepção é orientar o organismo a identificar propriedades no ambiente que sejam significantes para a realização do seu objetivo (WOOLACOTT; SHUMWAY e WILLIAMS, 1990). De acordo com Magill (2000), a informação para a execução de habilidades motoras surge de uma grande variedade de fontes sensoriais, mas uma grande parte dessas informações é extraída do meio ambiente e caracterizada como exteroceptiva, na qual o prefixo “exter” significa que a informação é originária de fora do corpo. Segundo Schmidt (1992), a visão é a fonte de informação exteroceptiva mais utilizada, pois além de assumir papel principal na maioria das situações cotidianas, tem a atribuição de definir a estrutura física do ambiente e evidenciar um objeto bloqueando o caminho de alguém, gerando assim a base para a antecipação de eventos que se aproximam. Quando se movimenta se em um ambiente complexo, como por exemplo, o interior de uma casa, o indivíduo deve utilizar a visão tanto no planejamento da rota para se atingir a meta, como nos pequenos ajustes motores para evitar contato com os objetos domésticos. Schmidt e Lee (1999) consideram a propriocepção como a segunda

mais importante classe de informação sensorial. O prefixo próprio dá a entender que a informação é extraída do próprio corpo. Os autores destacam a contração muscular, orientação do membro no espaço e a posição das articulações como sendo informações sensoriais proprioceptivas. Estas informações originárias do próprio corpo são detectadas pelos seguintes sensores: sistema vestibular, receptores musculares, fusos musculares, órgãos do tendão de golgi, receptores articulares e receptores cutâneos.

As informações proprioceptivas são importantes para a realização de ações motoras com sucesso. O estado de cada componente do sistema, isoladamente, e a interação entre esses componentes favorecem o planejamento das ações motoras com base nas condições iniciais do organismo. Durante a execução das ações motoras, a localização exata dos segmentos corporais é determinada pela integração das informações proprioceptivas.

Gibson (1969) define a informação proprioceptiva como sendo a interação entre os segmentos corporais e estes com os objetos e eventos que estão acontecendo no meio. É possível afirmar que a visão é o órgão sensorial responsável pela captação dessas informações, permitindo ao indivíduo integrar a orientação corporal e de seus segmentos com relação às características do meio circundante. A combinação das informações provenientes dos diferentes canais sensoriais permite ao indivíduo, com sucesso, modular o sistema efetor.

Este acoplamento percepção-ação favorece a integração do indivíduo com o ambiente. O planejamento das ações motoras necessita que as informações sensoriais estejam integradas. Gibson (1969) ressalta que a informação recebida vai depender de como os receptores sensoriais foram estimulados, ocasionando o recebimento de quantidades variadas de informação. Além das quantidades variadas, o peso atribuído às informações de cada modalidade sensorial depende do contexto em que a ação motora está sendo executada. A percepção é específica de cada pessoa, particularmente dependente das intenções desta. O estudo da percepção não pode ficar restrito à pessoa que percebe, pois é importante destacar que o homem não se limita somente a perceber, ele também age (GIBSON, 1969). Desta forma, o autor argumenta também que a percepção está ligada à ação, cuja natureza é determinada pela meta a ser atingida, estando ambas profundamente associadas.

### 3.1.1 A visão no controle motor

Muitos foram os estudos realizados em torno da questão perceptiva, essencialmente com relação à visão, tendo em vista que, na execução da maioria das habilidades motoras, a visão é a mais importante (VICKERS, 1992). Segundo Schmidt (1992), torna-se difícil restringir a informação visual, já que o ser humano vive em um mundo dominado pela visão. Entretanto, este fato não deve ser considerado como regra, pois nos dias atuais, existem muitos deficientes visuais praticando as mais diversas atividades motoras, tanto no contexto esportivo quanto na vida diária. Porém, para atingirem um nível ótimo de performance, tiveram que recorrer a vários processos adaptativos. O desenvolvimento das capacidades visuais inicia-se cedo, isto é, na pré-infância e continua a melhorar com a idade, vindo a influenciar na obtenção do equilíbrio postural quando a criança se encontra entre os 2 e 6 anos de idade. No entanto, o mundo visual da criança ainda é restrito. As características e as oportunidades de exploração tanto do ambiente circundante próximo quanto diversificado, na faixa etária envolvida neste estudo, favorecem a aquisição e a interpretação das informações visuais relevantes para a ação motora. É oportuno lembrar que as crianças nascidas em décadas passadas se divertiam explorando o ambiente (subir em árvores, andar sobre um muro, etc), de forma que as brincadeiras exigiam o uso da informação visual em ações motoras amplas, levando-as a experiências que auxiliavam tanto no desenvolvimento do controle motor de grandes grupos musculares como na percepção de espaços amplos.

Sage (1984) considera que a visão tem a atribuição de fazer julgamentos necessários e precisos em relação a objetos em movimento no espaço, como também a relação espacial entre nosso corpo e o ambiente. Havendo uma rica percepção das informações e eventos através desse órgão, haverá um desempenho motor qualitativamente melhor, assumindo um papel muito importante no controle motor. Gibson (1969) sugeriu que não basta apenas ter a informação visual para realizar uma performance com qualidade, mas é necessário, também, ter ótimas capacidades visuais, entre elas a atenção, a dominância visual e ainda a capacidade de movimentar os olhos. Existem eventos bastante rápidos e de curta duração que dificultam ao preceptor registrá-los de forma correta e precisa. Muitas vezes, estas capacidades são restringidas pela posição em que o indivíduo se encontra, pela iluminação ou pelas demandas de tempo e velocidade proporcionadas pelo

ambiente. É através dos olhos que o indivíduo busca as informações para realizar ações e controlar o movimento. Existem dois sistemas visuais: o sistema focal e o sistema ambiental (SCHIMIDT ; LEE 1999). O sistema focal possibilita ao indivíduo captar as informações dos objetos referentes à sua meta. Esta captura é feita de forma consciente e este sistema estaria ligado diretamente ao domínio cognitivo. Schmidt (1992) considera que podem existir falhas na visão focal ao identificar objetos, levando erros graves; como exemplo, cita o sujeito que ao dirigir à noite tem a precisão do sistema focal (acuidade visual) altamente degradada. Diferente da visão focal, a visão ambiental está aparentemente disponível para todo o campo visual, incluindo tanto a localização central quanto a periférica. A diminuição da iluminação, até certo ponto, não prejudica a acuidade visual, e a informação da visão ambiental pode ser utilizada sem o indivíduo estar consciente dela. Antes de ter sido proposta a idéia da existência de um sistema ambiental para o controle dos movimentos, os estudiosos acreditavam ser o sistema focal o único meio pelo qual a informação visual poderia influenciar a ação.

Stoffregen (1987) afirmou que as visões centrais e periféricas, estão presentes em crianças a partir dos 5 anos de idade. Estas apresentam um fluxo óptico significativo ao se locomoverem num ambiente. Estudos demonstraram que numa postura estática, a resposta do fluxo óptico periférico foi rápida, ao contrário da análise feita com relação ao fluxo óptico central, onde o efeito foi mais lento. Fazendo uma comparação entre crianças dessa idade e indivíduos adultos, estes pesquisadores observaram que ambos apresentam respostas sensitivas ao fluxo óptico. Para que as perturbações sejam diminuídas durante a locomoção em ambientes com obstáculos, é importante que as crianças tenham um bom fluxo óptico. Estudos comprovam que, independente de haver obstáculos ou não, as informações perceptivas são atingidas negativamente se ocorrerem alterações no fluxo óptico. Portanto, a percepção e o sistema motor estão integrados funcionalmente, exercendo importante papel no desempenho motor (SCHMUCKLER, 1992).

## 3.2 SISTEMA PROPRIOCEPTIVO

A forma mais freqüente de se gerar força dentro do corpo humano é pela contração dos músculos. Forças passivas adicionais ocorrem pela tensão das fâscias, ligamentos e estruturas não contráteis dos músculos. Normalmente, os músculos nunca se contraem isoladamente, porque isto produziria um movimento não funcional estereotipado. Em vez disso, diversos músculos através de uma refinada combinação de forças contribuem para produzir a força desejada para um movimento voluntário (KISNER ; COLBY, 1998 e BASMAJIAN, 1976).

Quando um músculo contrai-se e produz força sem alteração macroscópica no ângulo da articulação, a contração é dita isométrica. Estas são muitas vezes chamadas de contrações estáticas ou de sustentação, normalmente usada para manutenção da postura. Funcionalmente estas contrações estabilizam articulações (KISNER ; COLBY, 1998).

Um encurtamento do músculo durante a contração é chamado contração concêntrica (dinâmica positiva) ou de encurtamento. Nestas a origem e a inserção se aproximam produzindo a aceleração de segmentos do corpo, ou seja, aceleram o movimento. Quando um músculo alonga-se durante a contração, caracteriza-se contração excêntrica (dinâmica negativa) ou de alongamento. Nas contrações excêntricas a origem e inserção se afastam produzindo a desaceleração dos segmentos do corpo e fornecem absorção de choque (amortecimento) quando aterrissando de um salto ou ao andar (KISNER ; COLBY, 1998).

Para o desempenho de movimentos funcionais normais, é necessário existir mobilidade dos tecidos moles e articulares. Não existe uma boa morfologia sem o equilíbrio das tensões. Esse bom equilíbrio permite a perfeita coexistência da estabilidade e da mobilidade (BIENFANT, 2000).

Alongamento é um termo geral usado para descrever qualquer manobra terapêutica para aumentar o comprimento das estruturas de tecidos moles patologicamente encurtados e desse modo aumentar a amplitude de movimento (KISNER ; COLBY, 1998).

Este termo é freqüentemente confundido com flexibilidade, que é a capacidade das estruturas que compõem os tecidos moles, como músculo, tendão e

tecido conjuntivo, se alongarem através da amplitude disponível de movimento articular (ALTER, 2001).

Para uma melhor compreensão sobre o mecanismo do alongamento é necessário o conhecimento de alguns conceitos que interferem de alguma forma neste processo, são eles: a elasticidade, plasticidade (LEDERMAN, 2001).

A elasticidade é uma propriedade muscular dependente dos componentes elásticos em série (tendões) e os em paralelo (fáscias), fornecendo aos tecidos a capacidade de retornar a sua forma ou tamanho original (LEDERMAN, 2001).

A plasticidade é a propriedade de um material para se deformar, quando é sobrecarregado. Conseqüentemente, não há tendência para recuo elástico ou recuperação. O maior responsável na determinação do grau de flexibilidade é o tecido conjuntivo (JÚNIOR, 2002).

Para ocorrer o alongamento, as fibras musculares têm que sofrer a ação de uma força externa, podendo esta ser à força dos músculos antagonistas. Um músculo dificilmente atua isoladamente. Geralmente a contração agonista promove um relaxamento reflexo no antagonista. Esta organização é chamada de inervação recíproca. Em resumo, quando os motoneurônios de um músculo agonista recebem um estímulo excitatório que o leva a contração muscular, os motoneurônios do músculo oposto recebem sinais neurais que impedem sua contração (inibição recíproca). Sem este mecanismo de inervação recíproca, a atividade muscular coordenada seria impossível (ALTER, 2001).

Três receptores principais têm implicações para o alongamento e manutenção da amplitude de movimento favorável. Esses receptores são os fusos musculares, os órgãos tendinosos de Golgi (OTGs) e os mecano-receptores articulares (ALTER, 2001).

O fuso muscular é o principal órgão sensitivo do músculo e é composto de fibras intrafusais microscópicas que ficam paralelas à fibra extrafusil. São consideradas unidades contráteis regulares do músculo. Quando o músculo é alongado ocorre também o alongamento do fuso. Excitando-o, o fuso muscular monitora a velocidade e duração do alongamento e detecta as alterações no comprimento do músculo. As fibras do fuso muscular são sensíveis à rapidez com a qual um músculo é alongado (KISNER; COLBY, 1998; ALTER, 2001).

Existem dois tipos de fusos musculares: primários e secundários. Os fusos primários respondem tanto ao grau de alongamento muscular quanto ao ritmo desse

alongamento (resposta dinâmica). Os fusos secundários respondem somente grau de alongamento (resposta estática). A resposta dos fusos promove a ativação do reflexo de alongamento e inibição da elaboração de tensão no grupo dos músculos antagonistas, conhecido como, inibição recíproca (GUYTON, 2000 ; HALL, 2000).

O reflexo de alongamento, também conhecido como reflexo miotático é decorrente da ativação dos fusos em um músculo distendido, promovendo uma resposta rápida através de uma transmissão neural, com estimulação dos nervos aferentes que conduzem estímulos dos fusos até a medula espinhal, os nervos eferentes trazem de volta a resposta resultando em elaboração de tensão no músculo. O procedimento para realização de um alongamento muscular consiste, portanto, em minimizar os efeitos dos fusos musculares (HALL, 2000; ALTER, 2001).

O órgão tendinoso de Golgi (OTG) localiza-se próximo à junção musculotendínea, enrola-se nas extremidades das fibras extrafusais do músculo e é sensível à tensão causada tanto pelo alongamento passivo quanto pela contração muscular (KISNER; COLBY, 1998; ALTER, 2001).

É um mecanismo de proteção que inibe a contração do músculo através de suas conexões neurais (promovendo relaxamento muscular), e não permitindo a tensão nos músculos antagonistas. Tem um limiar muito baixo de disparo após uma contração muscular ativa e tem um alto limiar de disparo para o alongamento passivo (KISNER; COLBY, 1998; ALTER, 2001).

Todas as articulações sinoviais do corpo são supridas de quatro variedades de receptores de extremidades nervosas. Esses receptores articulares são sensíveis as forças mecânicas nas articulações, tais como pressão de alongamento e distensão.

São classificados como tipo I, II, III e IV, de acordo com as características morfológicas e comportamentais (ALTER, 2001).

Os mecanorreceptores do tipo I consistem de grupos de corpúsculos globulares encapsuladas e são denominados de Golgi-Mazoni; está localizado na camada externa da cápsula articular fibrosa, são receptores de limiar baixo e adaptação lenta, possuem várias funções como: promoção da sensação cinestésica e postural, facilitação dos tónus muscular, regulação da pressão articular, entre outros (GUYTON, 2000; HALL, 2000).

O tipo II é chamado de Corpúsculo de Pacini, são representados por corpúsculos maiores, grossamente encapsulados e cônicos. Está localizado na

cápsula articular fibrosa, em suas camadas mais profundas e em coxins gordurosos articulares. São conhecidos como mecanorreceptores dinâmicos ou de aceleração, pois possuem limiar baixo e adaptação rápida (WOOLLACOTT ; SHUMWAY COOK, 2003).

Os mecanorreceptores do tipo III são corpúsculos finamente encapsulados, confinados aos ligamentos intrínsecos e extrínsecos de muitas articulações.

Chamados de corpúsculo de Ruffine possuem alto limiar que se adaptam lentamente, respondendo somente a altas tensões geradas nos ligamentos articulares, tem como função à monitoração da direção do movimento e inibição reflexa da atividade de alguns músculos (ALTER, 2001).

Ao contrário dos mecanorreceptores, o tipo IV ou terminações nervosas livres são desencapsulados. São encontrados nos coxins gordurosos e por toda cápsula articular. Constituem o sistema de receptor de dor dos tecidos articulares. Sob condições normais, esses receptores são inteiramente inativos. Contudo, eles se tornam ativos quando os tecidos articulares que contêm esse tipo de extremidade nervosa são submetidos à acentuada deformação mecânica ou irritação química (ALTER, 2001).

### **3.3 TÔNUS MUSCULAR**

Os movimentos voluntários, reflexos e automáticos não aparecem por acaso. Eles são controlados pelo sistema nervoso através de contrações musculares. Quando o ser humano se movimenta, músculos se contraem, enquanto outros relaxam (OLIVEIRA, 2001). Para cada grupo muscular que se contrai e se movimenta tem se o agonista e do lado oposto, outro grupo muscular que age em sentido contrário, o antagonista que proporciona o equilíbrio entre as ações.

O músculo, mesmo em repouso, possui um estado permanente de tensão que é conhecido como *tono* ou *tônus muscular*. O tônus muscular está presente em todas as funções motrizes do organismo como o equilíbrio, a coordenação, o movimento, entre outros (OLIVEIRA, 2001).

Para Le Boulch (1991), “o tônus muscular é o alicerce das atividades práticas”. Os movimentos podem ser comprometidos devidos a estados de hipertonia, com os músculos contraídos em excesso, ou hipotonia, com os músculos muito relaxados. Em se tratando de casos não muito sérios, que não precisem de uma intervenção médica, o educador pode auxiliar esta pessoa a desenvolver e ou ajustar o seu tônus muscular. O tônus muscular também depende muito da estimulação do meio.

Segundo Nicola (2004), a função do tono se expressa pela contração permanente da musculatura. Os neurofisiologistas evidenciaram o processo que atua em contração permanente e atua de forma modulada, permitindo atividades posturais, sustentação de membros, a estática e o equilíbrio do corpo. Neste conjunto a atuação é medular, porém existe controle das estruturas nervosas superiores. Um tono harmonioso permite gestos com qualidade e bem regulados. Edifica os esquemas sensoriomotores para as representações mentais do gestual e postural. De acordo com Nicola, podemos dividi-lo em níveis do seu próprio desenvolvimento: *Hipertonia*: aumento do tono que pode ocorrer em determinado ou em vários grupos musculares. *Hipotonia*: diminuição do tono que pode ocorrer em determinado ou em vários grupos musculares. De acordo com Nicola (2004), o tono muscular é um fenômeno de natureza reflexa que tem sua origem no músculo, mas sua regulação está submetida ao cerebelo. Existe ao nível do fuso neuromuscular, que está presente em todos os músculos estriados, uma estrutura sensorial muito complexa que dá ao músculo este sistema de regulação autônoma, que é o laço gama (o sistema). Nicola lembra que, a função tônica também é influenciada pelo psiquismo. A autora diz que as características do laço gama são:

- O reforço antes da execução dos atos motores, preparando-os.
- Existe um limiar, por um lado, para o estiramento passivo e, por outro.
- Para atividade gama a fim de que a resposta tônica do músculo se produza de maneira adequada.

### 3.4 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MOVIMENTO HUMANO

A execução de movimentos voluntários requer uma combinação de contrações musculares contínuas, controladas na sua força e extensão, organizadas apropriadamente de acordo com o tempo e o espaço com um número relevante de ajustamentos posturais (GARCIN, 1969).

No trabalho desenvolvido por Fonseca *et al* (2006) foram analisados os dados correspondentes aos grupos controle e experimental (visão preservada e privação momentânea da visão) em relação à amplitude normalizada do sinal de EMG de ajustes antecipatórios e compensatórios posturais no movimento da extensão do tronco, partindo da postura fletida a 90°, para a postura ereta; no trabalho de Costa *et al* (2008) foram analisados os dados dos mesmos grupos e condições visuais, porém relacionados à proposição de uma técnica de estudo para a análise estabilográfica da postura ereta auto perturbada. Castro *et al* (2008) verificou o trabalho muscular no movimento da extensão do tronco comparando as duas condições visuais; Soares *et al* (2008) verificou as diferenças bilaterais de descarga de peso em plataformas de força nos mesmos grupos e condições visuais.

O estudo das funções musculares, através de análises de sinais elétricos emitidos durante contrações musculares, é chamado de eletromiografia (EMG), que tem sido utilizada principalmente para o estudo do movimento humano (BASMAJIAN; DE LUCCA, 1985). Em termos biomecânicos, a eletromiografia é o único método de medição que pode determinar diretamente parâmetros biomecânicos internos do corpo humano durante o movimento (ERVILHA *et al.*, 1997). Porém, a EMG vem sendo frequentemente discutida devido às suas técnicas e termos não terem uma total confiabilidade, tornando a validação do experimento difícil (ACIERNO, 1995).

A normalização do sinal eletromiográfico é fundamental para comparações entre sujeitos, músculos ou estudos. Uma vez que a relação da força exercida durante o movimento e o sinal eletromiográfico é dificilmente alcançada, a normalização do sinal eletromiográfico tem sido utilizada como um indicador da atividade muscular para diferentes movimentos, estabelecendo-se, por exemplo, padrões de atividade muscular (ERVILHA, *et al*, 1997).

O procedimento mais empregado para a normalização tem sido a utilização do sinal eletromiográfico tomado de uma contração voluntária máxima isométrica. Entretanto, este procedimento pode apresentar alguns problemas. Ervilha *et al* (1997) realizou um estudo para verificar qual seria o melhor procedimento de normalização para estudos que envolvem a EMG. Os tipos de procedimentos analisados por eles foram: o percentual do sinal eletromiográfico da contração voluntária máxima isométrica (Winter, 1987); o pico do sinal eletromiográfico durante a atividade dinâmica (Kadaba *et al*, 1985; Winter, 1987); a média do sinal eletromiográfico durante a atividade dinâmica (Winter, 1987; Yack, 1987). Após as análises, eles verificaram que o procedimento mais adequado para avaliar as relações entre os sujeitos, e entre os músculos, é o procedimento que capta o pico do sinal eletromiográfico durante uma atividade dinâmica.

## 4 ESTADO DA ARTE

O movimento é a mudança de posição ou postura que envolve gasto energético, controle e produção de força (HAMILL, 1999). De uma maneira geral o movimento humano pode ser entendido como uma comunhão de vários sistemas orgânicos: neurológico, biomecânico e bioquímico em associação com as características ambientais, sendo assim o pré-movimento pode ser definido como a capacidade de preparação para que ocorra uma mudança de postura.

O controle motor responsável pelo movimento humano vem sendo analisado por muitos estudiosos na tentativa de descrever como o movimento é adquirido, desenvolvido e durante o ato motor como ele é planejado e executado. Para tal, muitas teorias foram elaboradas na tentativa de explicar de que forma os movimentos são controlados, ou seja, como ocorre o controle motor.

Diante das características necessárias para que um determinado músculo seja considerado estabilizador, a pré-ativação muscular tem sido foco de muitos trabalhos (HODGES *et al*, 1996; CRESSWELL *et al*, 1992; MASSION *et al*, 1998). Alguns destes estudos mostram a pré-atividade muscular através da variação da posição angular de um determinado movimento. Segundo Hodges *et al* (1996), durante determinados movimentos dos membros, a atividade dos músculos do tronco geralmente ocorre antecipadamente ao movimento, isto para preparar a coluna vertebral para perturbações resultantes de diferentes movimentos.

Cresswell *et al* (1992) investigou a atividade dos músculos do tronco durante contrações isométricas de flexores e extensores do tronco e observou que, durante as duas tarefas, a atividade do músculo transverso do abdômen permanecia constante enquanto os demais músculos abdominais diminuía sua atividade durante a extensão isométrica. Os autores concluíram que, durante as duas contrações isométricas, o músculo transverso do abdômen mostrou menor alteração de atividade, o que pressupõe uma função estabilizadora do mesmo. Atrasos na ativação muscular do tronco têm sido observados em pacientes com dor lombar, indicando uma condição patológica (WANGE *et al*, 2006). Esta afirmação pode ser confirmada a partir de estudos como o de (Hodges *et al* 1996) que avaliaram a atividade elétrica dos músculos do tronco durante movimentação do braço em sujeitos que apresentavam dor lombar. Eles observaram um atraso na pré-atividade do músculo transverso do abdômen em relação ao músculo deltóide anterior em

diferentes movimentos do ombro. Outros estudos enfatizam que a pré-ativação de músculos estabilizadores está mais relacionada com movimentos do braço ou da perna (HODGES, 1996). No entanto, pouco se sabe sobre o efeito da velocidade de execução do movimento do membro. Os dois estudos encontrados (Horak ; MacPherson, 1996; Haywood, 1986) sugeriram que em velocidades de movimento mais altas dos membros superiores ou dos membros inferiores, ocorre uma maior pré-ativação de músculos estabilizadores do tronco. Diversas formas podem ser utilizadas para se verificar a pré-ativação muscular. Para isso deve-se estabelecer um critério para reconhecer o início o movimento. Segundo Hodges (1996), pouco consenso existe na literatura a respeito dos métodos de determinação do início da atividade eletromiográfica e estes autores concluem que diversas formas podem ser utilizadas para uma determinação acurada do início da atividade EMG. Uma série de estudos analisa o início da atividade através da variação de atividade de um músculo motor primário (HODGES *et al*, 1996; CRESSWELL *et al*, 1992; VICKERS *et al*, 1992). Outra forma de controle de determinados movimentos dos membros é o controle da velocidade angular, e esta pode ser verificada através da utilização de dinamômetros isocinéticos, que fornecem, além desses dados, também os da posição angular e do torque.

Enquanto estudos na área da reabilitação (Richardson, 1999) avaliaram o instante de ativação muscular, outros estudos, na área de controle motor têm estudado o montante de atividade elétrica muscular pré-movimento, e chamado-a de ajuste postural antecipatório (APA). Como os estudos de Krishnamoorthy *et al*, (2003), Krishnamoorthy *et al*, (2004) e Slijper e Latash, (2000), eles partem do pressuposto que a estabilização do corpo é importante para a execução de movimentos e para manutenção do equilíbrio frente a uma perturbação, e esta estabilidade pode ser realizada através do APA, que busca minimizar o deslocamento excessivo do centro de massa visando à estabilidade corporal e o controle da direção do movimento (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Existe uma grande relação entre APA e tempo de ativação muscular já que os dois caracterizam uma ação antecipatória muscular referente a uma determinada perturbação, porém os estudos referentes ao tempo de ativação muscular observam o instante de início da atividade elétrica muscular e o APA avalia a intensidade do sinal EMG.

Outro aspecto importante que os difere é a direção do movimento executado, já que o APA é dependente da direção do movimento, pois o sistema nervoso central prediz o efeito que o movimento terá no corpo e planeja uma seqüência de atividade muscular como resultado da perturbação. Este evento envolve uma construção de informações e experiências construídas ao longo da vida do indivíduo (ARUIN; LATASH, 1995). Já o tempo de ativação de músculos considerados estabilizadores ocorre independentemente da direção do movimento (HODGES, 1996; RICHARDSON, 1999). Em outras palavras, a questão é saber se a atividade muscular que ocorre antes do movimento é mais bem percebida avaliando-se o instante de pré-ativação ou a intensidade do sinal EMG em um período fixo, como utilizado por (KRISHNAMOORTHY *et al* 2004). Para se calcular a intensidade do sinal EMG, utiliza-se o Root Mean Square (RMS) que é um bom indicador da magnitude do sinal. Os valores RMS são calculados pela soma dos valores quadrados do sinal original, e fazendo a raiz quadrada da média desse valor obtido (ARAÚJO, 1998).

Diante da importância da realização de estudos como Fonseca (2006) e Bittencourt (2008) que investigaram a pré-ativação dos músculos estabilizadores da coluna vertebral, surge uma questão metodológica importante: Como o Sistema Nervoso produz um movimento coordenado tem sido um dos principais mistérios não solucionados que desafiam os neurofisiologistas há décadas. Embora tenha havido progresso com relação à resposta da questão básica. Como os humanos planejam e controlam os movimentos voluntários? - Muito ainda se desconhece de tal processo.

Desta forma, o objetivo principal foi analisar a pré-ativação muscular na preparação de um movimento á partir da análise da atividade elétrica dos músculos, reto abdominal (RA), iliocostal (IC), semitendinoso (ST), vasto lateral (VL), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GA). Dessa maneira, foram analisados e comparados os efeitos da restrição visual na fase de preparação para extensão do tronco.

## **5 MATERIAIS E MÉTODOS**

Este trabalho faz parte de uma linha de pesquisa em controle motor, desenvolvida pelos alunos do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica do Laboratório de Controle Motor (LaCoM) da Universidade de Mogi das Cruzes, em parceria com o Laboratório de Movimento do Instituto de Medicina Física e Reabilitação (IMREA) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC/FMUSP), sob orientação do Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso.

Na seqüência serão detalhadas a seleção e composição das amostras, a instrumentação, os procedimentos adotados para a coleta de dados, o pré-processamento dos dados obtidos e análise estatística dos mesmos.

### **5.1 SELEÇÃO E COMPOSIÇÃO DAS AMOSTRAS EXPERIMENTAIS**

A seguir serão descritos os instrumentos utilizados, procedimentos adotados na coleta e processamento dos dados experimentais obtidos.

#### **5.1.1 Critérios de inclusão e exclusão de voluntários**

As amostras foram compostas de indivíduos adultos cuja participação foi voluntária. Os critérios de inclusão baseavam-se nos aspectos:

- faixa etária (a qual deveria ser, em média, de 25 anos);
- sexo masculino;
- peso (em torno de 68 kg);
- altura (aproximadamente 1,70m);
- atividade física moderado.

Foram critérios de exclusão:

- ser esportista ou ter um nível de atividade física intenso;
- histórico de patologias neurológicas ou ósteomusculares nos membros inferiores e coluna lombar;
- ter labirintite ou tonturas ocasionais.

Os critérios de exclusão foram aplicados aos voluntários com alto índice de massa corpórea (IMC), problemas neurológicos associados, desvios posturais significativos, patologias nos membros inferiores, problemas vestibulares, *déficit* visual significativo, fora da faixa etária e alturas acima descritas.

Cada participante foi informado a respeito dos propósitos da pesquisa e dos procedimentos que seriam adotados na coleta de dados, assinando um Termo de Consentimento Livre e Esclarecidos (Anexo 1).

### **5.1.2 Seleção da amostra (grupo com visão preservada e grupo com privação momentânea da visão)**

Compôs a amostra dez indivíduos do sexo masculino com idades de  $25,6 \pm 2,26$  anos, peso  $68,22 \pm 2,71$ kg, altura  $1,69 \pm 0,25$  m (média  $\pm$  desvio padrão), com nível de atividade moderado, sem comprometimento neurológico, osteomuscular ou com histórico significativo de patologias nos membros inferiores e coluna lombar.

Os mesmos dez indivíduos formaram o grupo dos indivíduos que mantiveram a visão preservada (VP) e o grupo com privação momentânea da visão (PMV).

A participação dos sujeitos na pesquisa foi aprovada (Anexos A, B e C) pelo Comitê de Ética em Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (processo CEP: 03/2006; CAAE: 0003.0.273.000-06).

## **5.2 INSTRUMENTAÇÃO**

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos (EMG-s) foram utilizados: um transmissor por telemetria (marca *Noraxon U.S.A., Inc.*) com 8 canais de entrada (Figura 1), um computador com o *software Expert Vision (EVaRT) 5.0*; eletrodos ativos de superfície bipolares, adesivos descartáveis prata/ prata cloretada (Ag/AgCl) da marca *Skintact*, gel condutor adesivo e cabos elétricos de 1,20 m de comprimento, com pré-amplificadores.



Figura 1: Transmissor por telemetria utilizada na coleta de sinais EMG-s.

### 5.2.1 Músculos utilizados na coleta dos dados

Os músculos escolhidos deram-se pela qualidade do sinal apresentado por eles, além de participarem como músculos agonistas da tarefa motora de teste e fazerem parte da musculatura antigravitacional (Figura 2)

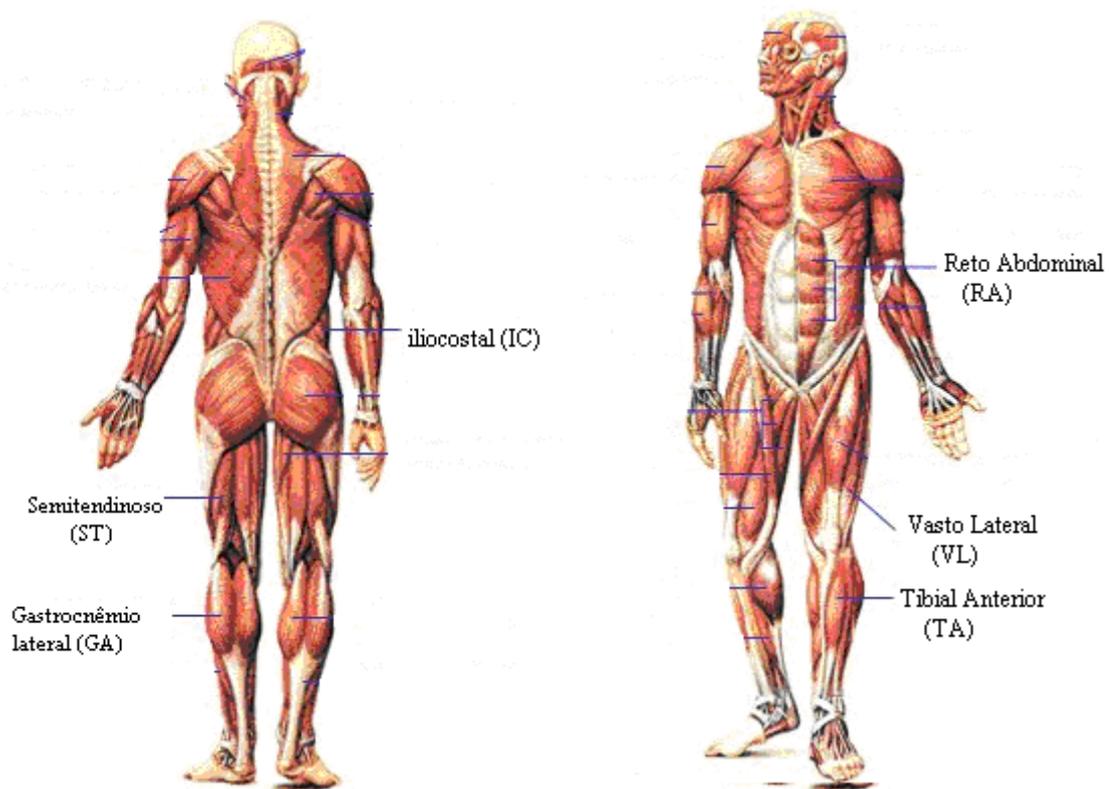


Figura 2: Músculos utilizados na coleta dos dados

### 5.2.2 Colocação dos eletrodos

Para diminuir possíveis interferências na captação dos sinais, foram realizadas a tricotomia com lâmina de barbear e a limpeza da pele do indivíduo com algodão e álcool etílico. Foi solicitado ao mesmo que deitasse na maca em decúbito dorsal para a colocação dos eletrodos nos músculos anteriores e depois em decúbito ventral para a colocação dos eletrodos nos músculos posteriores, ambos os casos do lado direito do corpo. Foi utilizada uma fita métrica, calculadora e lápis dermatográfico para determinar o ponto exato de colocação do eletrodo levando-se em consideração os pontos anatômicos do indivíduo (Figura 3). Os mesmos foram posicionados e fixados de 2 a 3 cm abaixo da marcação ficando separados 20 mm entre si (centro de um eletrodo ao centro de outro eletrodo) no ventre muscular e na direção das fibras musculares, evitando o ponto motor. Sob o ponto de vista da estabilidade do sinal EMG, o ponto motor é um péssimo local para a detecção do sinal EMG, pois nesta região os potenciais de ação se deslocam em ambas as direções, assim, as fases positivas e negativas dos potenciais de ação podem ser subtraídos anulando-os. Amadio (1989) sugere que o eletrodo seja colocado entre o ponto motor e a junção miotendínea do músculo avaliado.

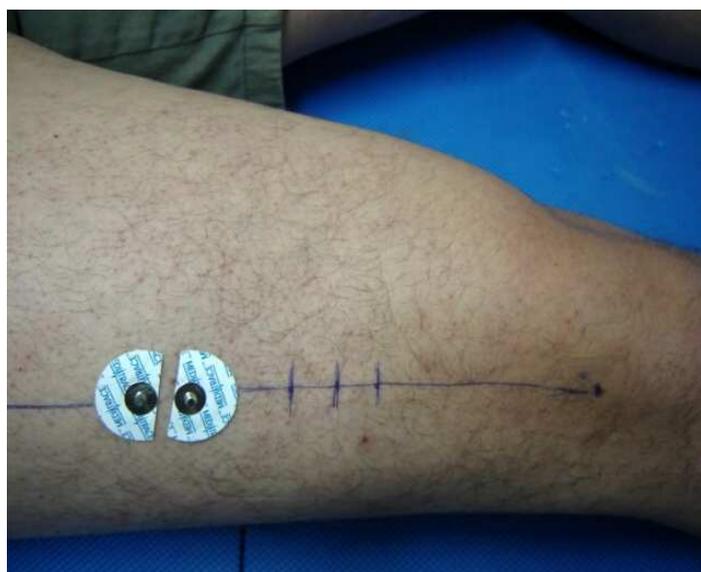


Figura 3: Marcação utilizada para a colocação dos eletrodos.

### 5.2.3 Critério de posicionamento dos eletrodos de captação de atividade mioelétrica

Para que os eletrodos fossem corretamente posicionados nos indivíduos seguiu-se à metodologia proposta por RAINOLDI *et al* (2004). Os eletrodos foram posicionados na direção das fibras musculares entre o ponto motor e a junção miotendínea nos músculos reto abdominal (RA), íleo-costal (IC), vasto lateral (VL), semitendinoso (ST), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GA).

Os eletrodos de captação foram conectados ao eletromiógrafo por meio de botões de pressão, na extremidade de um cabo. O eletrodo de referência foi colocado no processo estilóide (proeminência óssea considerada eletricamente neutra) e foi colocado tão distante quanto possível dos eletrodos de aquisição.

**Tabela 1:** Valores absolutos máximos e mínimos da localização da zona de inervação em relação à qualidade do sinal (adaptado de Rainoldi, 2004).

Músculo	(Máx-Min/2) (mm)	Uniformidade zona de inervação	Qualidade do sinal	Classificação global do músculo
Semitendinoso	15	Bom	excelente	Excelente
Vasto lateral	20	Bom	excelente	Excelente
Gastrocnêmio lateral	25	Regular	Bom	Bom
Tibial anterior	20	Bom	Bom	Bom

Os pontos anatômicos para posicionamento dos eletrodos também seguiram a metodologia proposta por RAINOLDI *et al* (2004). A Tabela 2 mostra as marcas anatômicas e linhas de referência dos músculos com a zona de inervação ao longo da linha.

**Tabela 2:** Marcas anatômicas, linhas de referência e posição da zona de inervação ao longo da linha de referência (adaptado de Rainoldi, 2004).

Músculo	Marcas anatômicas e linha de referência	Posição da zona de inervação ao longo da linha de referência
Semitendinoso	A distância percentual da tuberosidade isquiática até a parte medial da cavidade poplítea	36,3 ± SD 4,0(%)
Vasto lateral	À distância (mm) ao longo de uma linha da parte látero superior da patela até a espinha ilíaca superior	94,0 ± SD 13,2 (mm)
Gastrocnêmio Lateral	A distância percentual da parte lateral do tendão de Aquiles até a parte lateral da cavidade poplítea	61,2 ± SD 5,1 (%)
Tibial anterior	A distância percentual da tuberosidade da tíbia até a linha inter maleolar	15,5 ± SD 4,2 (%)

Para o posicionamento dos eletrodos no músculo RA foi utilizado a metodologia proposta por Pradhan e Taly (1989) que apresenta melhor posicionamento para uma aquisição de sinal de maior qualidade, fixando-os logo acima da cicatriz umbilical, à direita.

Para o posicionamento dos eletrodos no músculo IC utilizou-se como referência a metodologia proposta por Oliver *et al* (1998) para melhor captação de sinal EMG.

Para a aquisição dos sinais de imagens em videogrametria foram utilizadas, oito câmeras de video *Expert Vision*, marca *COHU* (Figura 4), modelo 4915 e marcadores retro-refletivos esféricos adesivos do sistema Hires (Figura 5).



Figura 4: Câmera de vídeo utilizada no sistema de captação de imagens.



Figura 5: Marcadores retro-refletivos para captação por meio de câmeras de infravermelho.

#### **5.2.4 Colocação dos marcadores esféricos para coleta de dados cinemáticos**

Após a colocação dos eletrodos de superfície para coleta de sinais EMG-s, solicitou-se ao indivíduo posicionar-se em pé para a fixação dos marcadores esféricos retro-refletivos (Figura 6) em pontos anatômicos conforme modelo de Dempster (manual do *software Ortho Track 6.2/2004* e manual do *software EVaRT 5.0 / Motion Analysis*).

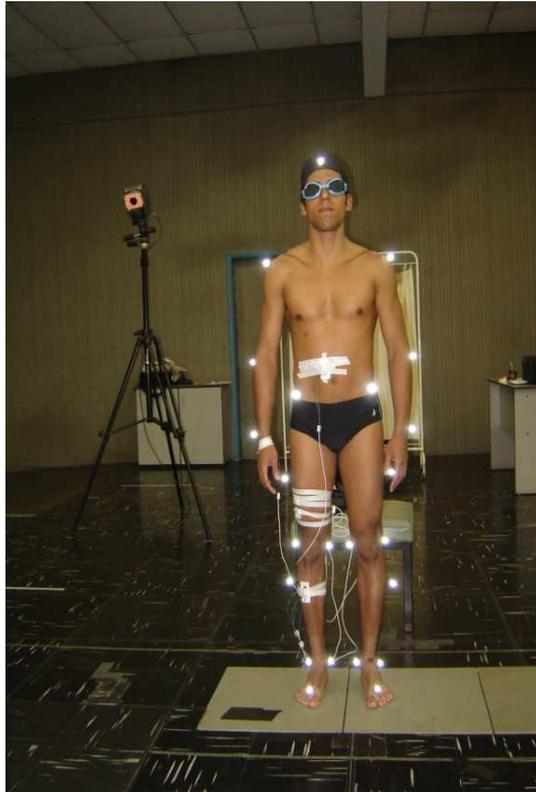


Figura 6: Voluntário devidamente preparado (com 29 marcadores retro-refletivos e eletrodos fixados aos músculos testados com 6 canais de EMG-s) e posicionado para a execução da tarefa de movimento e coleta dos dados.

A fixação foi feita com fita adesiva dupla face sobre a pele. Foram utilizados 29 marcadores para a coleta de dados em posição ortostática (de modo a determinar a linha média do segmento membro inferior direito) e 25 para a coleta da tarefa motora de teste. O posicionamento dos marcadores é visualizado abaixo (Figura 7).

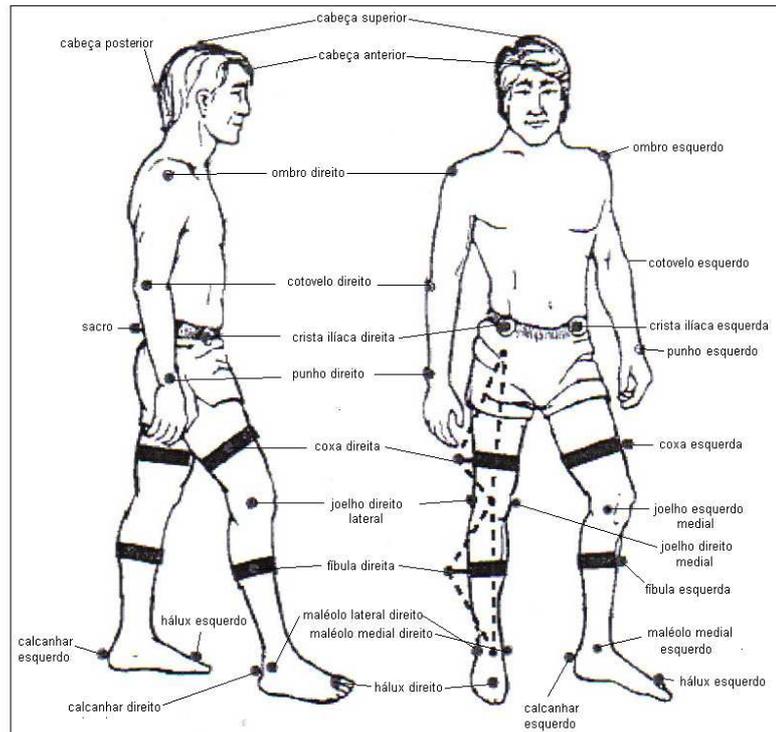


Figura 7: Pontos de posicionamento e fixação de marcadores retro-refletivos para videogrametria.

Depois da colocação dos marcadores e eletrodos, foram conectados cabos elétricos aos eletrodos de superfície através de botões de pressão e fita adesiva para evitar seu deslocamento durante o movimento. A verificação da qualidade do sinal EMG-s foi realizada com o indivíduo em estado de repouso, na posição ortostática e em algumas tarefas voluntárias.

Os dados cinemáticos processados pelo operador foram sincronizados aos dados eletromiográficos através do *software Ortho Track 6.2* (Figura 8), o qual permitiu o monitoramento (visualização da tarefa motora), armazenamento e gerenciamento dos sinais biopotenciais e de instrumentação, tornando possível a visualização dos sinais EMG. As imagens captadas pelas câmeras e as forças foram descarregadas na plataforma de força de maneira simultânea (para a coleta dos dados relacionados ao deslocamento do Centro de Pressão - CDP). Além disso, o *software Ortho Track* realizou via comando, o cálculo do centro de massa dos segmentos e centro de massa total, os quais foram armazenados em um arquivo de dados brutos com a extensão denominada \*TRBCoord.



Figura 8: Tela do software EVaRT 5.0 e tela do software Ortho Track 6.2.

A filtragem, normalização e a visualização dos resultados foram realizadas em rotinas próprias escritas no ambiente de programação *Matlab 2008a* (*Mathworks, Inc.*).

A coleta de dados cinemáticos via sistema de imagens permitiu o cálculo do Centro de Massa (CDM) de cada segmento corporal, através da imagem dos marcadores esféricos retro-refletivos nos pontos articulares (protocolo do modelo antropométrico de Dempster). A luz refletida é captada pelo sistema de câmeras, gerando dados tridimensionais a respeito do deslocamento do CDM dos segmentos e do CDM total em X, Y e Z (Figura 9).

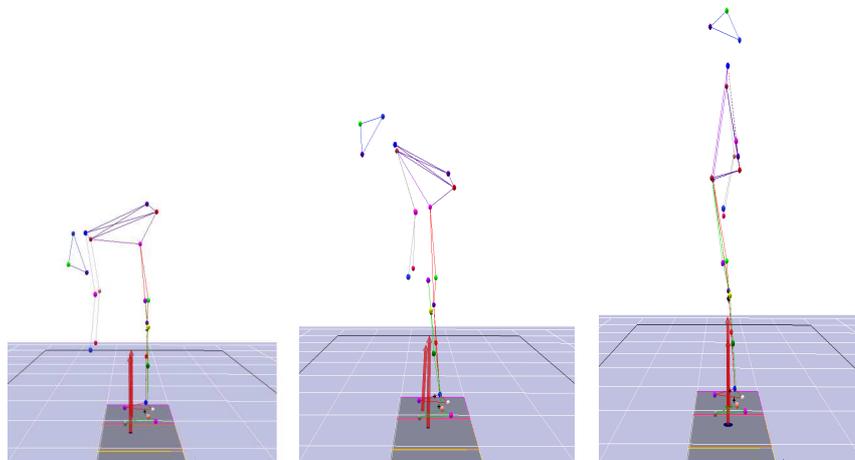


Figura 9: Seqüência do movimento de extensão de tronco processado pelo Sistema de Imagens do Laboratório. (a) posição inicial (flexão de tronco 90°), (b) movimento (auto-perturbação) e (c) postura ereta (estabilização).

O sistema de coleta de dados eletromiográficos de superfície (EMG-s) captou em cada sujeito a atividade mioelétrica de seis músculos os quais agem como agonistas e antagonistas da tarefa motora de teste. Como os sistemas de aquisição de dados estavam integrados, foi possível sincronizar a amplitude do sinal RMS em relação aos períodos da fase preparatória a fim de verificar o recrutamento muscular que prepara o movimento.

### 5.2.5 Calibração do sistema de imagem

A calibração do Sistema de Imagens foi feita através da movimentação suave e rítmica em todo o volume de captura e em diferentes sentidos de uma haste em forma de “T” com marcadores retro-refletivos fixados na mesma em medidas padrão.

O sistema de imagens registra a trajetória da haste com os marcadores relacionando-os ao sistema de referência global, de modo a convergir parâmetros intrínsecos das câmeras como escala efetiva em *pixel/m* e distância focal dos marcadores da haste em relação ao sistema de referência.

As câmeras foram posicionadas de forma estratégica para melhor captação dos dados cinemáticos (Figura 10).

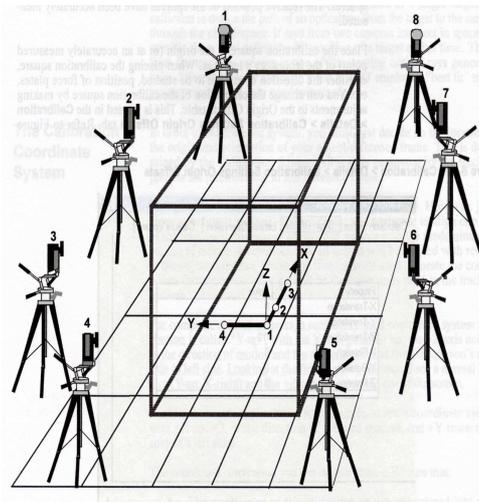


Figura 10: Disposição do sistema de imagem e da plataforma de força no Laboratório de Movimento da DMR/ HCFMUSP

O trabalho utilizou recursos tecnológicos que integraram o sistema de aquisição de imagens e o sistema de captação do sinal eletromiográfico.

A figura 11 descreve o esquema representativo da montagem experimental que identifica o processo utilizado na preparação e captação de dados para este trabalho.

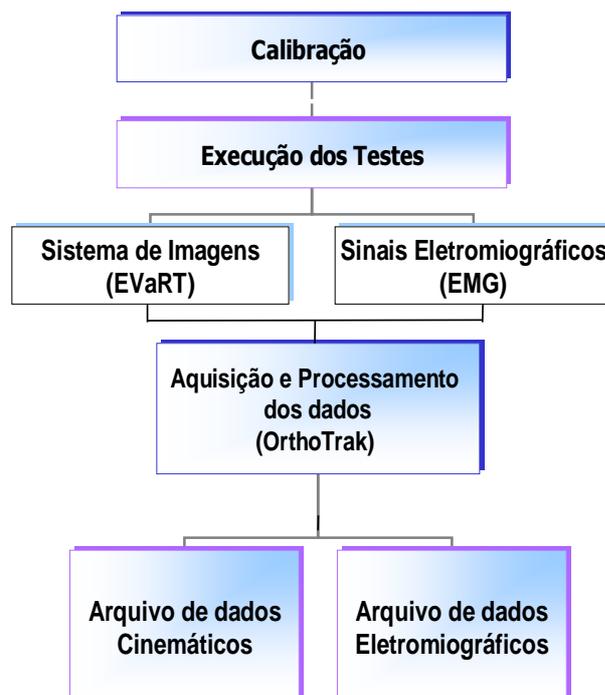


Figura 11: Protocolo utilizado para coleta dos dados.

### 5.3 TAREFA DE MOVIMENTO

O objetivo da tarefa foi à extensão de tronco na maior velocidade possível até a posição ortostática. A posição inicial do indivíduo era de flexão do tronco á 90°, (paralelo ao chão), pernas estendidas, pés confortavelmente paralelos ao corpo (não ultrapassando a largura dos quadris), braços relaxados.

Para estudo da pré-ativação muscular foi utilizado como parâmetro o período que antecede o início do movimento, ou seja, flexão total do tronco (Figura 12).

Os voluntários tiveram duas fases. A primeira fase da tarefa foi realizada com os olhos vendados, permanecendo privado das informações visuais, até que toda a atividade fosse realizada, de maneira que as únicas fontes de informações sensoriais presentes para o voluntário foram de origem auditiva, vestibular e proprioceptiva. A seguir foi realizada a segunda fase, a mesma atividade, porém sem a venda nos olhos. Os indivíduos realizaram três tentativas em ambas as condições visuais. À parte eletromiográfica analisada corresponde à fase de preparação para realizar a extensão de tronco na maior velocidade possível até a posição ortostática. O número de três tentativas executadas em cada condição visual é indicado para que a repetição da tarefa não ocasionasse modificação dos padrões sinérgicos via adaptação motora e não ocorresse fadiga muscular (FUJIWARA *et al*, 2005).

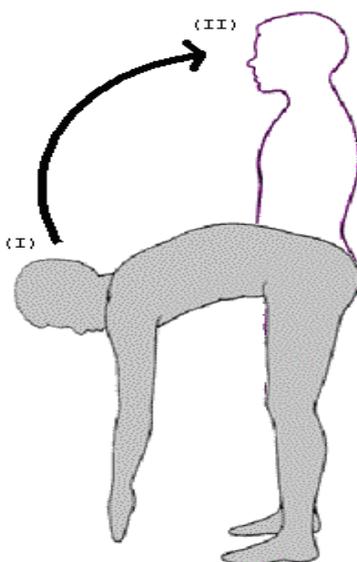


Figura 12: Posição Preparatória  
Fonte:Manual Merck, 2006

### 5.3.1 Vestimenta e acessórios

Foi solicitado aos voluntários que vestissem sunga de natação de modo a permitir melhor colocação e visualização dos movimentos dos marcadores e fixação dos eletrodos. Para a coleta de dados na condição com privação momentânea da visão (PMV), foram utilizados óculos de natação com lentes na cor preta de modo a não permitir a percepção luminosa em ambos os olhos (Figura 13).



Figura 13: Óculos utilizados na privação momentânea da visao.

## 5.4 PRÉ PROCESSAMENTO DOS DADOS

Nos parágrafos a seguir serão elucidados os critérios adotados para o tratamento dos dados, processamento e análise estatística dos mesmos.

### 5.4.1. Filtragem dos sinais eletromiográficos

A captação do sinal foi realizada com uma freqüência de amostragem de 1000 Hz. Durante o processo de captação foi utilizada uma filtragem digital por software tipo passa-baixa de 500 Hz (*Butterworth*,) recursivo de 4ª ordem digital, passa alta com freqüência de corte de 16 Hz. O equipamento conta com uma filtragem interna por hardware tipo filtro *Notch* de 60Hz para minimizar as interferências da rede elétrica.

#### 5.4.2 Filtragem dos dados cinemáticos

Os dados cinemáticos foram adquiridos com frequência de amostragem de 200 Hz. Nos mesmos dados foi aplicado o filtro Butterworth, de 6ª ordem, com frequência de corte de 12 Hz.

#### 5.4.3 Utilização do recurso *Spline* nos dados cinemáticos

Os dados cinemáticos foram submetidos ao recurso *Cubic Spline Interpolant* (em ambiente de programação *Matlab* 2008) e transpostos de 200 Hz para 1000 Hz.

#### 5.4.4 Cálculo dos valores *Root Mean Square* (RMS) a partir do valor RMS

Uma das técnicas que avalia o nível de atividade do sinal EMG é chamado *Root Mean Square* (RMS). Esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado.

Os valores RMS foram calculados a partir de todos os sinais eletromiográficos em tempo real, utilizando-se a equação descrita:

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} EMG^2(t) \cdot dt} \quad (1)$$

Onde “T” é o tempo total da janela temporal e, desta forma, o valor RMS no instante “t” é calculado a partir de amostras do sinal EMG com a janela temporal centrada no instante “t”. A janela temporal típica para o RMS é de 200 ms, que se correlaciona com o tempo de resposta muscular (DE LUCCA, 1997).

### 5.4.5 Seleção do intervalo da atividade EMG

A seleção do intervalo para análise foi realizada antes ao processo de normalização condizente ao intervalo que antecede ao movimento. O ponto inicial do movimento associa ao final da parte preparatória do movimento de extensão do tronco com a coordenada z mínima do centro massa a qual coincide com o módulo da velocidade do centro de massa igual à zero. Para o estabelecimento do ponto inicial associa-se ao mesmo à velocidade igual a zero, no momento que o módulo desta grandeza passa de um valor negativo para outro positivo após da ocorrência do primeiro (Figura 14).

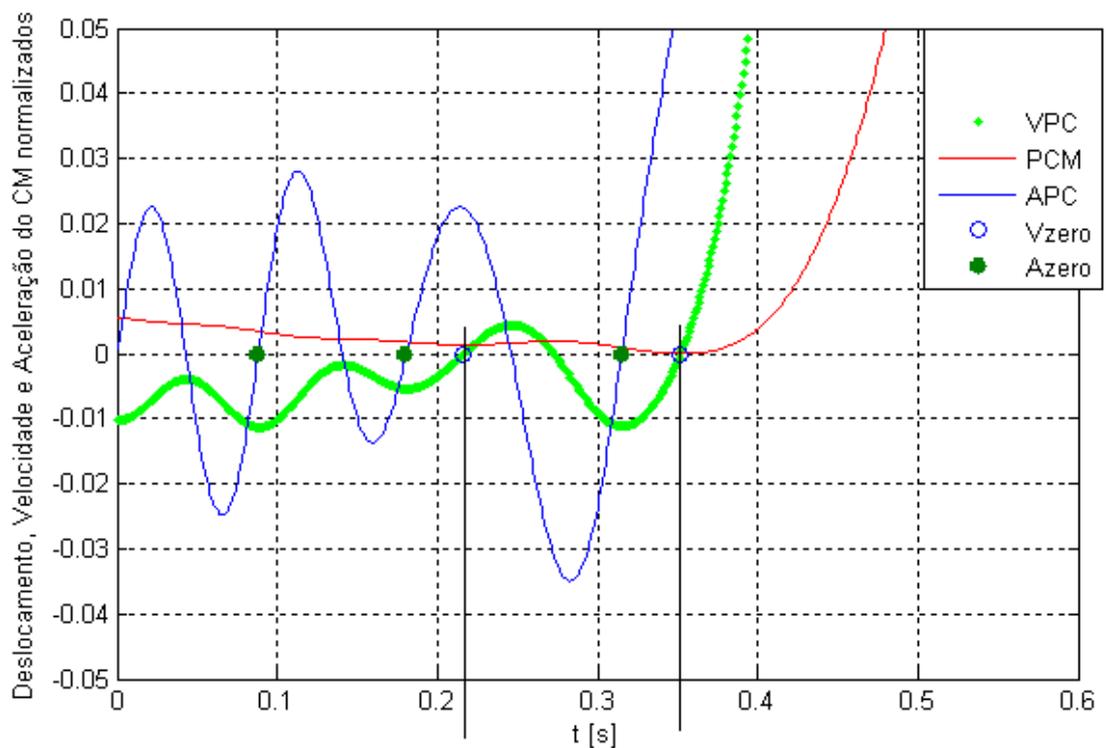


Figura 14: Estabelecimento dos pontos inicial e final da fase preparatória quando da velocidade, velocidade em Z e aceleração do CDM igual a zero.

Para a definição dos pontos inicial e final da preparação da tarefa motora, assim como para o estabelecimento dos intervalos da aceleração 1 (preparação), desaceleração (frenagem do centro de massa) e aceleração 2 (oscilação antero-posterior do CDM) e posteriormente a verificação das amplitudes e durações nos mesmos, foi considerado o deslocamento do CDM total na direção Z (deslocamento vertical) e Y (deslocamento antero-posterior). A Figura 15 mostra o deslocamento do CDM da cabeça, tronco e total de um indivíduo nestas duas direções.

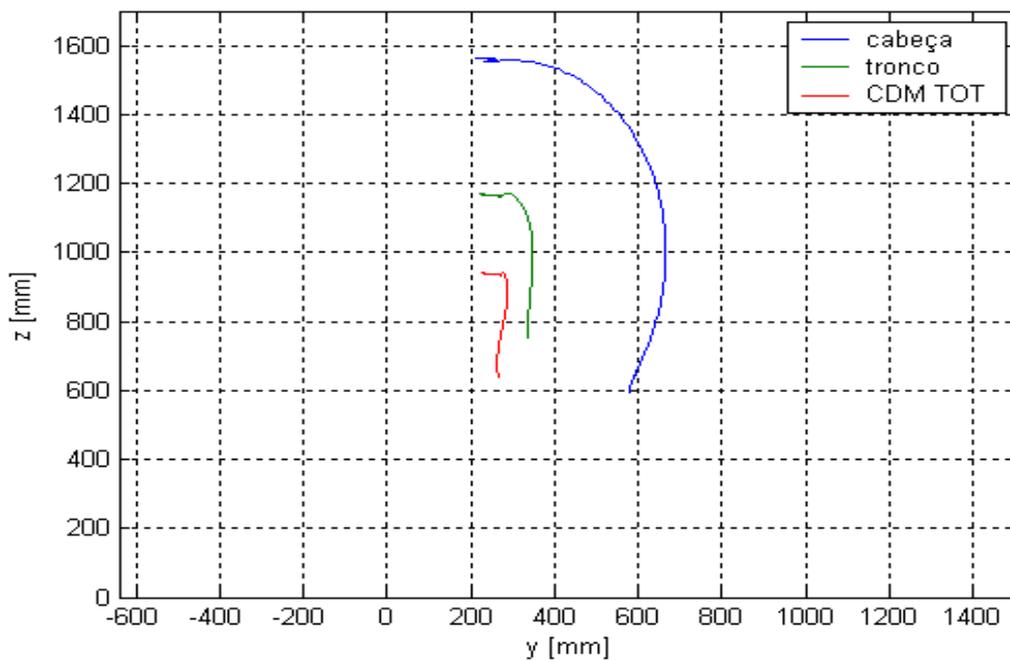


Figura 15: Deslocamento do CDM da cabeça, tronco e CDM total nas direções Y e Z

Além da determinação dos pontos inicial e final através do cálculo da derivada da velocidade, é possível associar o sinal RMS aos intervalos de aceleração e desaceleração do movimento. Desta maneira foi possível dividir o intervalo selecionado do sinal nos três períodos seguintes: aceleração 1 (primeira linha à esquerda em vermelho), desaceleração (linha azul entre as linhas vermelhas) e aceleração 2 (segunda linha vermelha, à direita).

A Figura 16, também apresenta o sinal RMS selecionado segundo os períodos descritos no parágrafo anterior. Com o intuito de apresentar de forma didática os diferentes sinais RMS, eles foram organizados da seguinte forma:

- a coluna direita demonstra os sinais dos músculos agonistas, enquanto a coluna da esquerda os sinais dos músculos antagonistas;
- a primeira linha de sinais RMS refere-se àqueles obtidos dos músculos relacionados à flexão e extensão do tronco (RA e IC);
- a segunda linha de sinais RMS diz respeito aos músculos VL e ST (MMII);
- a última linha corresponde aos músculos TA e GA do sistema perna-pé (MMII).

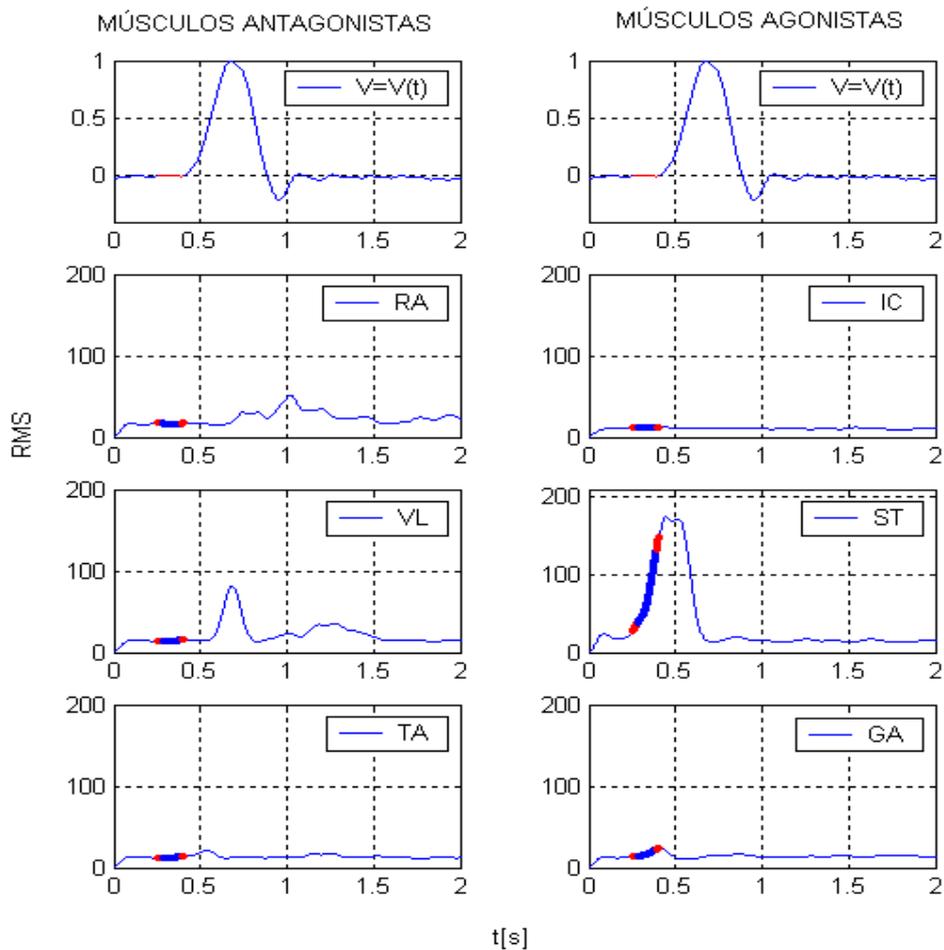


Figura 16: Aceleração 1 (primeira linha à esquerda em vermelho), desaceleração (linha azul entre as linhas vermelhas) e aceleração 2 (segunda linha vermelha, à direita) da preparação da extensão do tronco, sincronizados com o sinal EMG-s dos músculos analisados.

## 5.5 NORMALIZAÇÃO DOS SINAIS RMS

Os sinais de RMS utilizados como referência para normalização foi o valor médio do sinal EMG da fase de pré-movimento. O procedimento é apropriado, pois apresenta menor variabilidade em relação à amplitude (ERVILHA *et al* 1998).

A normalização dos dados das três tentativas com visão preservada (VP) e com privação momentânea da visão (PMV) foi feita em relação à primeira tentativa, relacionando: tentativa 1 com tentativa 1, tentativa 2 com tentativa 1, tentativa 3 com tentativa 1, para cada um dos músculos, em cada uma das condições de teste e em cada intervalo de estudo.

Na Figura 17 (a), pode-se observar a velocidade normalizada do CDM em função do tempo de um indivíduo na primeira tentativa em condição de privação momentânea da visão (PMV), com a delimitação dos intervalos relativos à aceleração 1, à desaceleração e à aceleração 2 do CDM. Na Figura 17 (b), é visualizado o sinal RMS em função do tempo do músculo reto abdominal demarcado nos três intervalos correspondendo com a ação preparatória para a extensão do tronco.

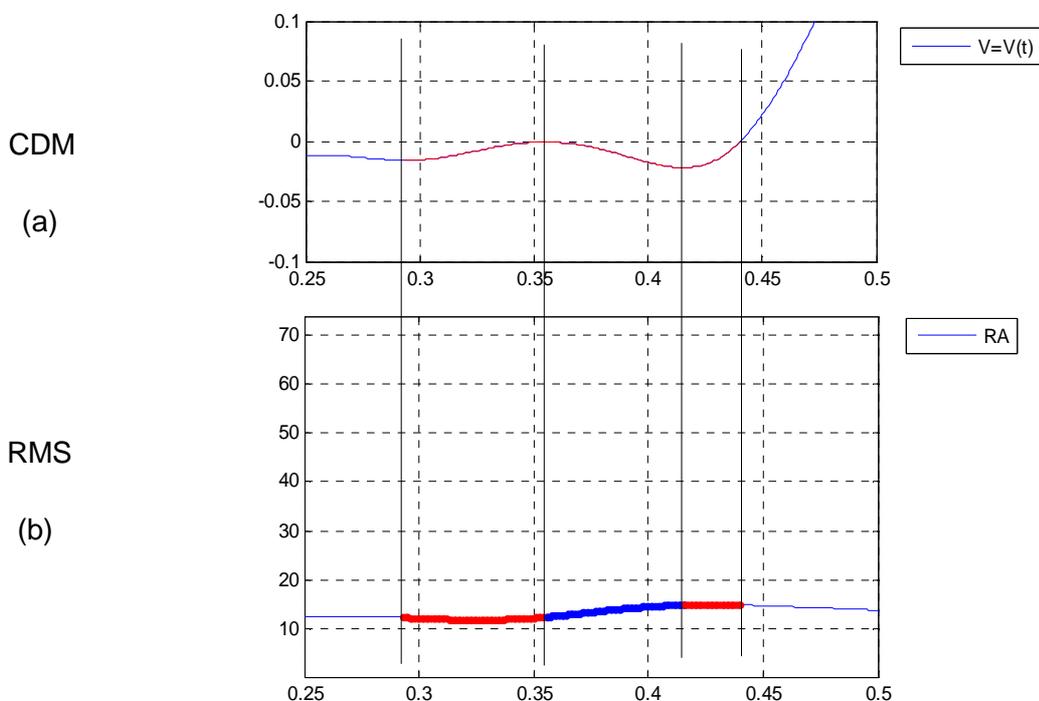


Figura 17: Velocidade normalizada do CDM e sinal RMS em função do tempo no músculo reto abdominal

As equações 1, 2 e 3 foram utilizadas para calcular os valores normalizados do sinal RMS do músculo reto abdominal (*Nor\_RA*), sendo a 1 relativa ao intervalo da aceleração 1, 2 á desaceleração e 3 á aceleração 2. .Portanto, o valor normalizado do sinal RMS do músculo RA equivale ao valor médio do sinal RMS do músculo RA no intervalo  $a_1$  de uma tentativa (de 1 a 3) em condição visual específica (VP ou PMV) dividido pelo valor médio do sinal RMS do músculo RA no intervalo da preparação ( $\Delta t_{ip}$ ) na primeira tentativa em condição PMV.

$$Nor\_RA\_a_1(s, j) = \frac{\overline{RMS\_RA}_{[t_i, t_1]}(s, j)}{\overline{RMS\_RA}_{[t_i, t_f]}(s = 1, j = 1)} \quad (2)$$

Onde  $j=1,2,\dots,3$  equivale ao número da tentativa e “s” à condição visual, sendo  $s=1$  a condição PMV e  $s=2$  a condição VP. O mesmo aplica-se às equações relativas aos intervalos de desaceleração e aceleração 2, descritas a seguir:

$$Nor\_RA\_d(s, j) = \frac{\overline{RMS\_RA}_{[t_1, t_2]}(s, j)}{\overline{RMS\_RA}_{[t_i, t_f]}(s = 1, j = 1)} \quad (3)$$

$$Nor\_RA\_a_2(s, j) = \frac{\overline{RMS\_RA}_{[t_2, t_f]}(s, j)}{\overline{RMS\_RA}_{[t_i, t_f]}(s = 1, j = 1)} \quad (4)$$

Os cálculos supracitados foram realizados para os dez indivíduos, nas duas condições visuais e para os seis músculos analisados. Desta forma foi obtida uma matriz de 10x10 para cada um dos músculos analisados.

Para o cálculo da variação média de pico de amplitude de sinal EMG-s para cada músculo em cada condição visual foi utilizada a seguinte equação:

$$\overline{\Delta A} = \frac{\sum A_{PMV}}{n} - \frac{\sum A_{VP}}{n} \quad (5)$$

Onde  $\overline{\Delta A}$  é a variação média do pico de amplitude do sinal EMG-s de determinado músculo, obtida pelo produto da subtração da somatória do valor RMS em pico na condição PMV ( $\sum A_{PMV}$ ) do valor RMS em pico na condição VP ( $\sum A_{VP}$ ) de cada indivíduo dividido pelo número total ( $n$ ) de indivíduos.

## 5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após o processamento dos dados, os mesmos foram submetidos a testes estatísticos de modo a verificar a existência de diferenças significativas entre as condições visuais empregadas nas tentativas durante a coleta dos dados.

A fase da análise estatística baseou-se na aplicação dos seguintes testes:

- 1) Teste de *Kolmogorov-Smirnov* para a verificação da normalidade dos dados ( $p \leq 0,05$ );
- 2) Teste de *Wilcoxon* para a comparação dos valores médios das amplitudes de sinal entre condições visuais;
- 3) Análise de Variância Unilateral *Kruskal-Wallis* para a comparação da variabilidade de amplitude de sinal entre condições visuais e
- 4) Análise de Variância Bilateral *Friedman* para a comparação da variabilidade de amplitudes de sinal entre condições visuais e tentativas.

Os testes relacionados foram aplicados nos seis músculos analisados dos grupos com VP e PMV.

Os testes foram programados e aplicados em ambiente de programação *Matlab 2008a (Mathworks, Inc)*. A Figura 18 mostra o procedimento adotado para a análise estatística.

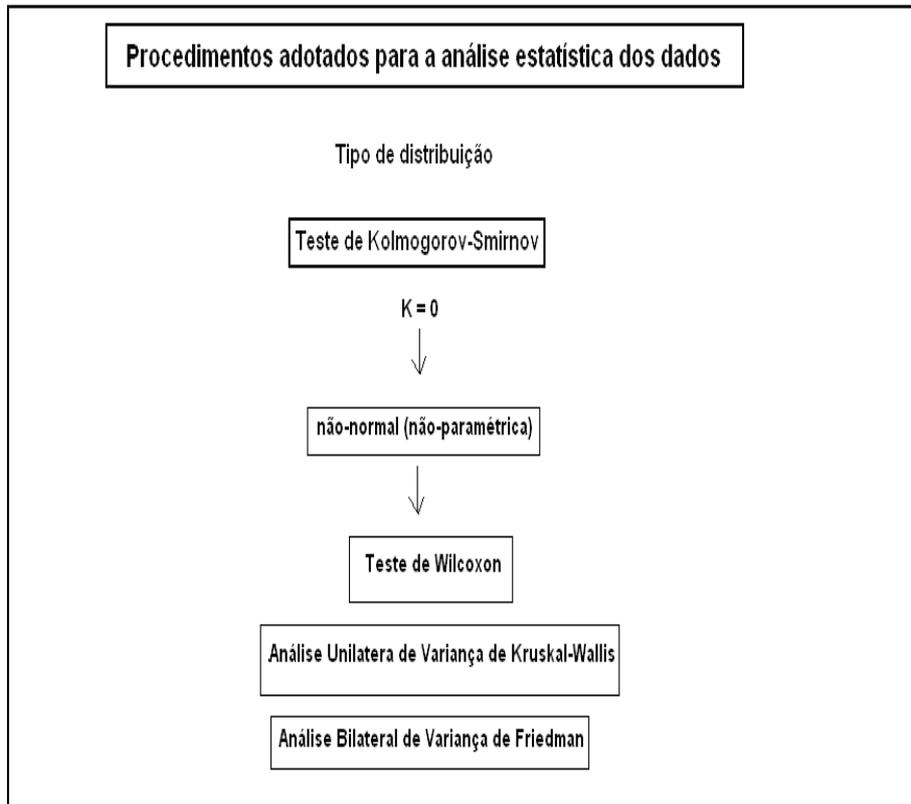


Figura 18: Procedimento adotado para a análise estatística dos dados.

## 6 RESULTADOS

Neste capítulo serão descritos os resultados obtidos por meio da aplicação do método descrito no capítulo anterior.

Foi encontrado com a aplicação do teste estatístico de verificação de normalidade de *Kolmogorov-Smirnov* que os dados não têm distribuição normal sendo que tal resultado conduziu à aplicação de testes para dados não paramétricos. Portanto, a comparação entre os valores médios resultantes da normalização foi realizada através da aplicação do teste estatístico de *Wilcoxon*.

Foram verificadas também as diferenças na posição preparatória para realizar o movimento (ADM) para a extensão do tronco.

### 6.1 Análise das tentativas

Com a aplicação do teste estatístico de *Wilcoxon* (considerando-se  $p \leq 0,05$ ) para comparar a média de todas as tentativas em relação à média da primeira tentativa de cada condição e cada intervalo de aceleração - desaceleração foi encontrado diferença no intervalo de aceleração 1 dos seis músculos analisados, apenas o músculo reto abdominal apresentou diferença significativa na 1ª tentativa (Figura 19).

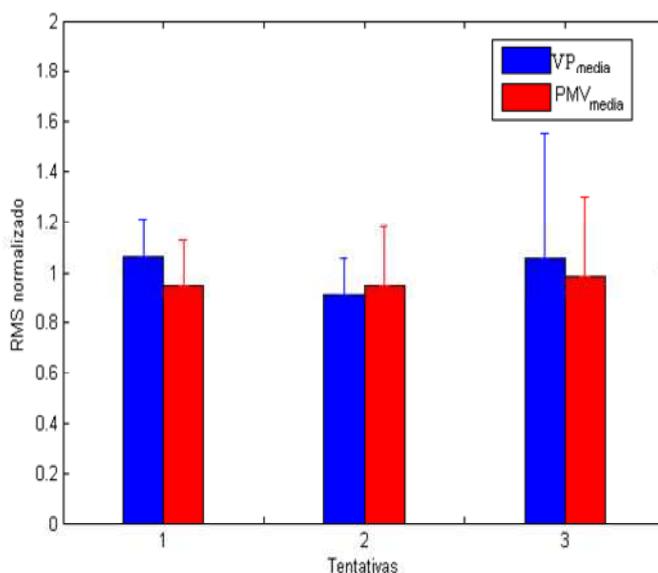


Figura 19: Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio de Teste de Wilcoxon no músculo reto abdominal na aceleração 1.

No intervalo de desaceleração, houve diferença significativa ao serem comparados os dados das condições visão preservada e privação momentânea da visão nas 2ª tentativa no músculo vasto lateral (Figura 20) e para o músculo tibial anterior (Figura 21).

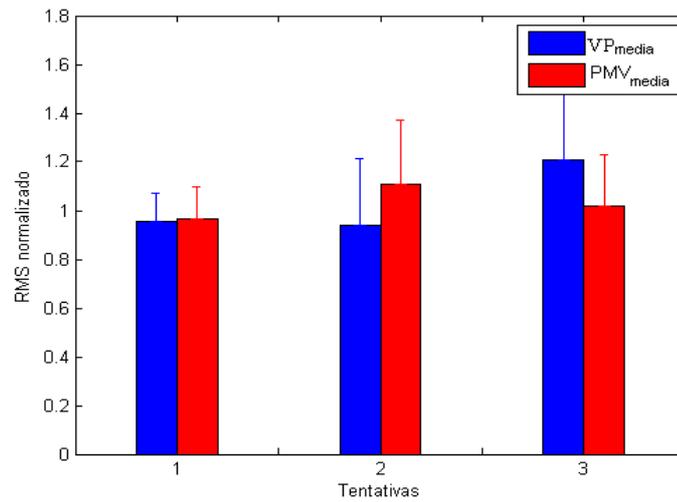


Figura 20: Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio de Teste de Wilcoxon no músculo vasto lateral no intervalo da desaceleração.

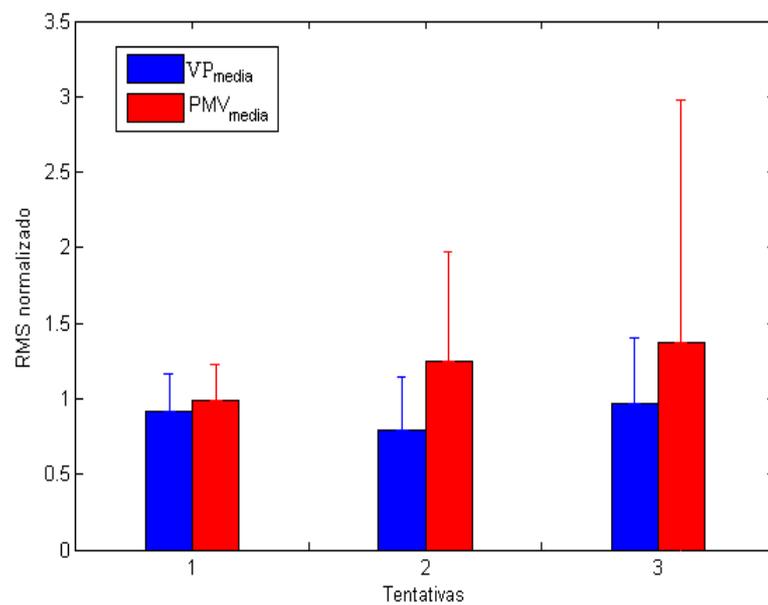


Figura 21: Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio de Teste de Wilcoxon no músculo tibial anterior no intervalo da desaceleração.

No intervalo de aceleração 2, houve diferença significativa ao serem comparados os dados das condições visão preservada e privação momentânea da visão na 2ª tentativa do músculo iliocostal (Figura 22).

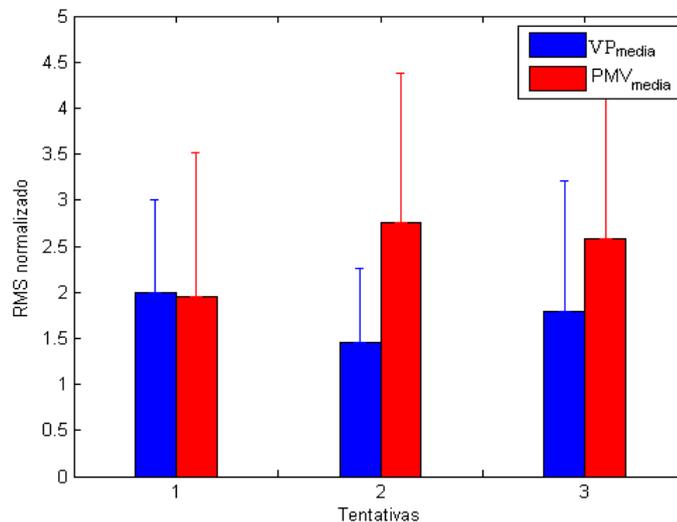


Figura 22: Comparação das médias e desvios padrão entre condições visuais por meio de Teste de Wilcoxon no músculo iliocostal no intervalo da aceleração 2.

Todos os resultados do teste de *Wilcoxon* são apresentados na Tabela 3.

**Tabela 3:** Resultados encontrados com a aplicação do teste de Wilcoxon (intermédias).

Intervalos	Nível de significância	Diferenças na amplitude geral entre condições visuais
Aceleração 1	$p \leq 0,05$	RA maior na 1ª tentativa
Desaceleração	$p \leq 0,05$	TA, VL maior na 2ª tentativa
Aceleração 2	$p \leq 0,05$	IC maior na 2ª tentativa

Com a aplicação do teste de *Kruskal-Wallis* (análise de variância unilateral) foram encontradas diferenças entre as condições visuais apenas no músculo vasto lateral no intervalo de desaceleração do estudo para ( $p \leq 0,05$ ). Por fim, com a aplicação do teste de *Friedman* (análise de variância bilateral), sendo que o último foi aplicado tanto entre tentativas, quanto entre condições visuais.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa apenas no músculo vasto lateral no intervalo de desaceleração para  $p \leq 0,05$ . Os resultados da aplicação do teste de *Friedman* Bilateral entre condições visuais podem ser visualizados na Tabela 4.

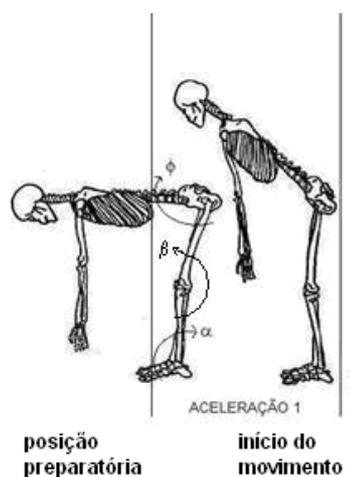
**Tabela 4:** Variância de amplitude EMG-s entre PMV e VP via ANOVA 2 de Friedman.

Intervalos	Nível de significância	Diferenças na amplitude geral entre condições visuais
Aceleração 1	$p \leq 0,05$	GL, TA, ST, VL, IC maior na PMV
Desaceleração	$p \leq 0,05$	VL, RA maior na PMV
Aceleração 2	$p \leq 0,05$	GL, TA, ST, IC maior na PMV

### 6.1.1 Análise da posição preparatória entre indivíduos e sua relação com os picos de amplitude do sinal EMG-s

Foram verificadas diferenças na posição preparatória ou inicial do movimento (ADM) em 9 (nove) indivíduos de acordo com o posicionamento postural de preparação para a realização da tarefa motora. Segundo Bittencourt (2008), 4 (quatro) indivíduos realizou a extensão deixando os fêmures fixos e o quadril móvel em bloco com o tronco, sendo que o movimento partiu da articulação íliaco-femural (extensão do quadril, Figura 23). Por outro lado, 5 (cinco) indivíduos realizaram com pequena amplitude de movimento na articulação íliaco-femural, evidenciando uma diferença significativa na posição de preparação (extensão do tronco, Figura 24).

Um fator que não influenciou na análise da posição preparatória foi à altura dos indivíduos (padronizado para coleta).



Emg e Ângulos (Posição Preparatória)

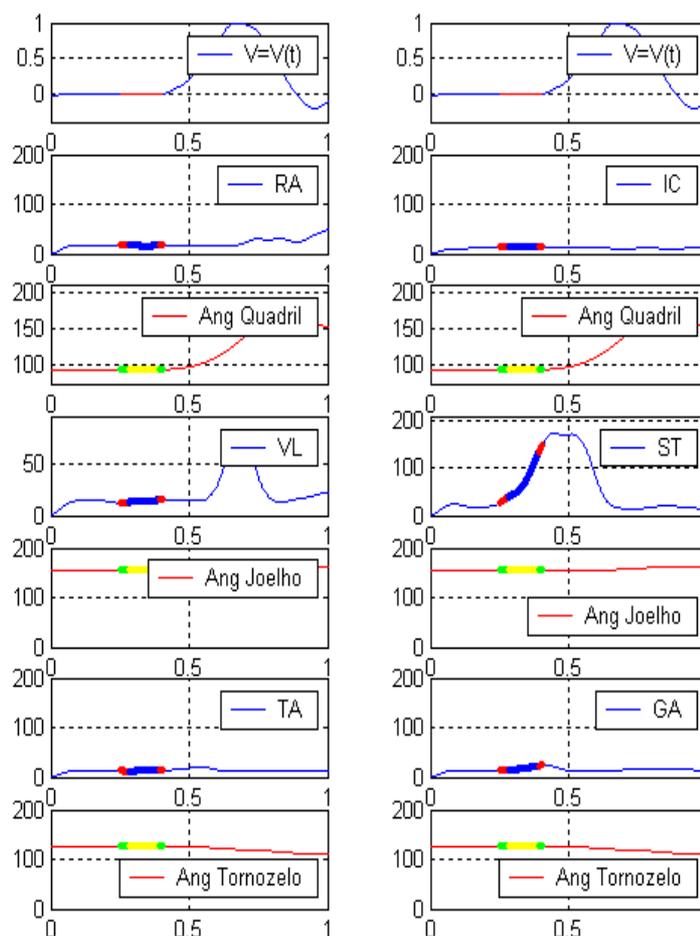


Figura 23: Valores RMS de EMG-s normalizados em função do tempo dos músculos agonistas e antagonistas da extensão do quadril no intervalo de preparação

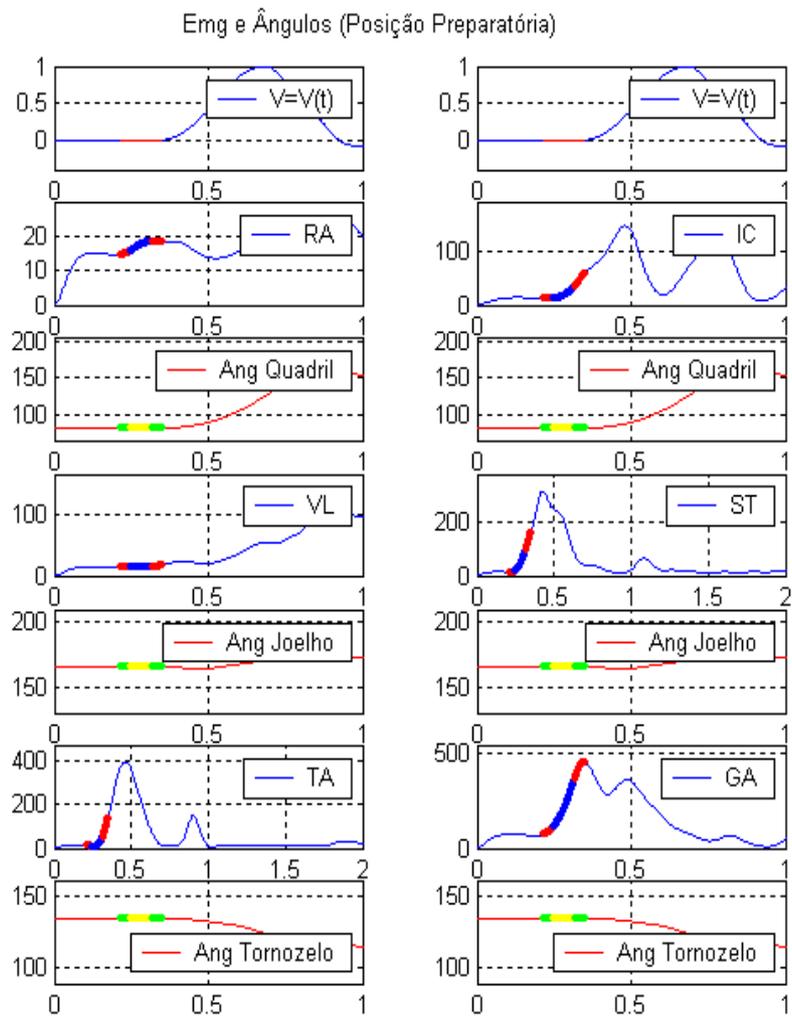
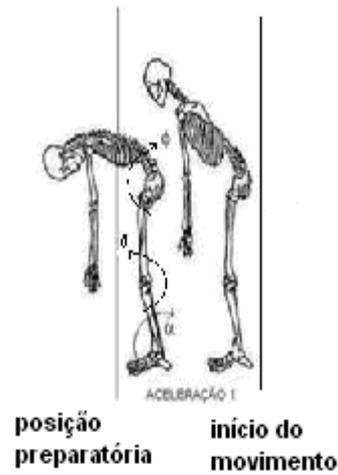


Figura 24: Valores RMS de EMG-s normalizados em função do tempo dos músculos agonistas e antagonistas da extensão do tronco no intervalo de preparação

## 7 DISCUSSÃO

A principal motivação à realização de tais pesquisas parte da necessidade de conhecer e analisar os sistemas de funcionamento e controle do movimento humano e sua estreita relação com os sistemas sensorial, vestibular e somatossensitivo, principalmente em uma população que tem sua expectativa de vida aumentada ou que apresentem alguma deficiência proprioceptiva.

Entre as principais preocupações na saúde dos indivíduos em idade mais avançada estão o declínio qualitativo do controle motor e das informações provenientes dos sistemas visual, auditivo e proprioceptivo, a modificação da postura e a perda de estabilidade corporal, resultando em aumento de queixas funcionais, dores crônicas, quedas e suas conseqüentes fraturas, cirurgias, internações e reabilitação contínua.

Sob outro ponto de vista, nas áreas da reabilitação, o estudo do controle motor e sua interação com os sentidos, visam fornecer dados científicos que possibilitem promover tanto a prevenção de lesões e queixas funcionais para uma reabilitação mais eficiente. Desta forma, na execução de qualquer tarefa motora o sinergismo muscular que acontece entre os agonistas e antagonistas de um movimento são extremamente importantes para executar qualquer tarefa.

## 8 CONCLUSÃO

Pode se afirmar que existem diferenças significativas na pré-ativação muscular no movimento da extensão do tronco para as condições de visão preservada e privação momentânea da visão. Ficou evidente que existem diferenças no recrutamento muscular preparatório quando se é privado da visão na realização desta tarefa motora específica, ou seja, a solicitação muscular foi muito maior devido ao fato da privação da visão causar um desequilíbrio, fazendo com que aumente o recrutamento muscular para estabilizar o corpo, como pode ser visto na tabela 4.

Um fator importante que se deve relevar em relação à posição preparatória selecionada para análise, é que encontramos limitações individuais referentes à posição de início ao movimento, ou seja, cada indivíduo selecionado tem um grau maior ou menor de flexibilidade nos músculos considerados motor primário responsáveis pela extensão do tronco que são: GA, ST e por fim os IC. Porém este fato influenciou na fase pré-movimento ou preparatória. Na posição de início do movimento, um grupo de indivíduos apresentou uma maior flexibilidade dos músculos agonistas, apresentando uma extensão do quadril projetando-o para trás (Figura 22) evidenciando um recrutamento muscular maior do músculo mais estirado, que foi o ST. O outro grupo avaliado apresentou a extensão do tronco, onde os músculos agonistas do movimento apresentaram uma flexibilidade baixa em relação ao outro grupo. Dessa maneira foi possível analisar um maior recrutamento dos músculos IC e GL. Ou seja, foi possível dividir os indivíduos em dois grupos de acordo com o grau de flexibilidade e mostrar que a flexibilidade influenciou na postura da posição preparatória e conseqüente uma diferença no recrutamento muscular.

## REFERÊNCIAS

ACIERNO, S. P. **A practical guide to eletromyography for biomechanists.** Louisiana: State University, 1995.

ALTER, Michael J. **Ciência da Flexibilidade.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

AMADIO, A. C. **Fundamentos da biomecânica do esporte**, considerações sobre análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento. São Paulo, 1989.

ARAÚJO, B. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseada em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, vol.11 n1, 1998.

ARUIN, A. S. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. **Motor Control**, 7: 264 – 277, 2000.

ARUIN, A. S; LATASH M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reaction during fast voluntary arm movement. **Experimental Brain Research**; 103: 323-332. ASPEDEN RM, 1995.

BARELA, J. A. **Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway.** 1997. 352f. Tese (Doctor of Philosophy) - College Park, University of Maryland, Maryland, 1997.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: Ciclo percepção-ação no control e postural. **Revista Paulista de Educação Física.** São Paulo, suplemento 3, p. 79-88, 2000.

BASMAJIAN, J. V. **Electro-fisiologia de la acción muscular.** Buenos Aires, Médica Panamericana S.A., 1976.

BASMAJIAN, J. V.; De LUCCA, C.J. **Muscle alive.** 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 118 – 134, 1985.

BIENFANT, M. **Bases Elementares Técnicas da Terapia Manual e Osteopatia.** 2. edição, Manole, 2000.

BITTENCOURT, D., Goroso, D.G., Fernandes, J. A. L., “**EMG amplitude on the trunk extension performed with different visual conditions**”. Anais 5ta. Conferência Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente, Santiago, Cuba, Julho, 2008

CASTRO PCG, Costa RMCL, Lopes JAF, Goroso DG. **Muscular work for trunk's extension in erect posture in people with momentary absence vision**. Anais Progress in Motor Control VI – Brasil. Motor Control the International Journal for the Multidisciplinary Study of Voluntary Movement. Volume 11. Supplement, 2008

COSTA, R.M.C.L., Castro, P.C.G., Goroso, D.G., Fernandes, J. A. L., “**Criterion to identify the interval autoperturbation in quiet position**”. Anais 5ta. Conferencia Internacional de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Oriente, Santiago, Cuba, Julho, 2008.

CRESSWELL A. G. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. **Journal of Physiology**, London, v. 437, p. 635-653, 1992.

CRESSWELL A. G.; THORSTENSSON A. Perturbed arm movement cause short-latency postural responses in trunk muscles. **Experimental Brain Research**; 138:243-245, 2001.

DE LUCCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, 13 (2), p. 135-163,1997.

DEMPSTER, W.T. **Space Requirements of the Seated Operator**. Geometrical Kinematic, and Mechanical Aspects of the Body with Special Reference to the Limbs, WADC Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, OH, p. 55-159, 1955.

ERVILHA, U. F. **Estudos sobre procedimentos de normalização da intensidade do sinal eletromiográfico durante o movimento humano**. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6. 1997, Campinas. Anais. Campinas, Nova Gráfica, p. 169-74, 1997

FONSECA, S. T. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de contração muscular. **Journal of Applied Biomechanics**,2006.

FUJIWARA K, TOYAMA H, KIYOTA T, MAEDA K. Postural Brasileira de Ciência e Movimento 9 (3): p. 23-30, 2008. Muscle activity patterns during standing at rest and on an oscillating floor. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 16: 448-457, 2006.

GARCIN, R. Coordination of voluntary movement. In: VINKEN P. J. BRUYN G. W. (Ed.), **Handbook of Clinical Neurology**, Amsterdam: North Holland, 1969.

GIBSON, J. **The ecological approach to visual perception**. 2. ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1969.

GUYTON, C. A.; HALL, J. E, **Tratado de Fisiologia Médica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2000.

HAYWOOD K. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. 3. ed. Porto Alegre, Artmed, 1986.

HAMILL, J. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo, ed. Manole, 1999.

HODGES, P. W. Delayed postural contraction of transverses abdominis in low back pain associated with movement of the lower limbs. **Journal of Spine Disorders**, 11: 46-56, 1996

HORAK, F. B; MACPHERSON, J. M. Postural Orientation and Equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPHERD, J. T. **Handbook of Physiology**, New York: Oxford University Press, p. 255-292, 1996

JUNIOR, A. Exercícios de alongamento. **Anatomia e fisiologia**. São Paulo, Manole, 2002.

KADABA, M. P. Measurent of lower Extremity Kinematics During Level Walking: **Journal of Orthopaedic Research**. 8:383-392 Raven Press, Ltd., New York, 1985.

KISNER, C. COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas**. São Paulo, 3. ed. Manole, 1998.

KRISHNAMOORTHY V. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. **Biol. Cybern.** 89: 152–161, 2003

KRISHNAMOORTHY, V. Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. **Experimental Brain Research**, v.157, nº. 1, 2004.

LEE, D. N. ARONSON, E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Perception and Psychophysics**, Austin, v.15, n.3, p.529-532, 1974.

LE BOULCH, J. **O desenvolvimento psicomotor**: do nascimento aos 6 anos, 7. ed, Porto Alegre, Artes Médicas, 1991.

LEDERMAN, E. **Fundamentos da terapia Manual**: fisiologia, neurologia, psicologia, Barueri, Manole, 2001.

LEE, T. D. Motor Control and Learning: a behavioral emphasis. Champaign. **Human Kinetics**, 1999, 423 p.

LEHMKUHL, L. D. SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4. ed. São Paulo, Manole, 1989.

LISHMAN, J.R. LEE, D.N. The autonomy of visual kinaesthesia. **Posture**, Amsterdam, v.2, p.287-294, 1973.

MAGILL, R. A. **Aprendizagem Motora**: conceitos e aplicações. São Paulo. Edgard Blücher, 369 p, 2000.

MANUAL EvaRT 5.0. **Motion Analysis Corporation**, Santa Rosa CA USA, capítulo 2-10, 2006

MARQUES, A.P. **Cadeias Musculares**, um programa para ensinar: avaliação fisioterapêutica global. São Paulo, Manole, 2000.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, Oxford, v.38, p.35-56, 1998.

MERCK, S. Manual Merck, s. 23, c. 269. **Distúrbios músculo esqueléticos**. Brasil Merck & Co.Inc., USA, 2006.

MOCHIZUKI L; AMADIO AC. Sensory information for posture. **Fisioterapia em Movimento**. 19: 11-18, 2006.

NEWELL, K. M. **Constraints on the development of coordination**. In: M.G. Wade & H.T.A. Whiting, Motor development in children: aspects of coordination and control. Boston, MA: Marint Nighoff, 1986, p.341-360, 1986

NICOLA, Mônica. **Psicomotricidade**: manual básico. Rio de Janeiro, Revinter, 2004.

OLIVEIRA, G. **Psicomotricidade**: educação e reeducação num enfoque psicopedagógico, Petrópolis, 5. Vozes, 2001.

OLIVER, J. MIDDLEITCH, A. **Anatomia funcional da coluna vertebral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

ORTHOTRAK 6.2 (Manual), **Motion Analysis Corporation**, Santa Rosa, USA, 2004.

PRADHAN, S. & TALY, A. Intercostal nerve conduction study in man. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, London, v.52, n. 6 p.763 – 766, 1989.

RAINOLDI, A; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG records in lower limb muscles. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 134, nº. 1, p. 37 - 43, 2004.

RICHARDSON, J. **Control of human voluntary movement**. 2. ed. London: Chapman & Hall, 1999.

SAGE, G. H. **Motor Learning and Control**, Dubuque: Wm C. Brown. 229 p, 1984

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. Principles of simple movement. In: (Ed.). **Motor control and Learning**. Champaign: Human Kinetics, p. 171-203, 1999

SCHMIDT, R. A. **Aprendizagem e Performance Motora**: dos princípios à prática. São Paulo: Movimento, p. 303, 1992

SCHMUCKLER, M. A. **Changes in gait in response to impaired optical flow and visually-guided locomotion**. Scarborough College, Toronto, v. 18, p. 1 – 42, 1992.

SHUMWAY, COOK. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. **Am J Phys Med.** 62: 287–299, 2003.

SLIJPER H, LATASH M. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. **Exp Brain Res.** 2000.

STOFFREGEN, T. A. Use of central and peripheral optical flow in stance and locomotion in young walkers. **Perception.** Ithaca, v. 16, p. 113 –119, 1987.

THELEN, E. **Grounded in the world:** developmental origins of embodied mind. *Infancy*, Mahwah, v.1, nº.1, p.3-28, 2000.

VICKERS, J. N. Gaze control in putting. **Perception.** Calgary, v. 21, p. 117 – 132, 1992.

WANGE, D A. **Biomechanics and motor control of human movement.** John Wiley & Son, New Jersey, 2006

WINTER, D. A. **Human balance and posture control during standing and walking.** *Gait & Posture*, Amsterdam, v. 3, p. 193-214, 1987.

WOOLLACOTT, M. H. Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journal of Gerontology.** Washington, v. 48, n. 2, p. M64-70, 1992

WOOLLACOTT, M. H; SHUMWAY-COOK, A. **Controle Motor:** teoria e aplicações Práticas, 2. ed. Manole: São Paulo, 2003.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; WILLIAMS, H. G. **The development of posture and balance control in children.** Columbia: University of South Carolina, p. 78 – 96, 1990

YACK, J. F. Learning a throwing task is associated with differential changes in the use of motor abundance. **Exp Brain Res.** Jan 19; E pub PM ID: 15657, 1987.

**APÊNDICE A - Termo de compromisso para participação na  
pesquisa "ATIVIDADE MUSCULAR PREPARATÓRIA NA EXTENSÃO  
DO TRONCO EM ÍNDIVIDUOS COM DIFERENTES CONDIÇÕES  
VISUAIS"**

## Termo de Compromisso

Eu, \_\_\_\_\_, portador do RG \_\_\_\_\_, estou ciente e de pleno acordo em participar voluntariamente da pesquisa referente à “AJUSTE POSTURAL NO PROCESSO DE EQUILÍRIO PÓS PERTURBAÇÃO AUTO GERADA EM INDIVIDUOS COM PRIVAÇÃO MOMENTÂNEA DA VISÃO”, a ser realizada no período de março/2006 a dezembro/2006, na DMR (Divisão de Medicina e Reabilitação) no Laboratório de marcha (HC-FMUSP), sabendo que os resultados obtidos farão parte da Dissertação do Mestrado de Engenharia Biomédica, bem como a divulgação de todos os resultados obtidos, sob a orientação do Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso.

Mogi das Cruzes, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_.

\_\_\_\_\_  
Voluntário:

RG: \_\_\_\_\_

## **APÊNDICE B - Anamnese**

## Anamnese

### Universidade Mogi das Cruzes – UMC

### NÚCLEO DE PESQUISAS TECNOLÓGICAS – NPT

HCFMUSP - FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

#### Dados pessoais:

Data: \_\_\_\_\_ Horário: \_\_\_\_\_ Pesquisa número: \_\_\_\_\_ Nome do arquivo: \_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Dominância: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ Tamanho do pé: \_\_\_\_\_ Largura do pé: \_\_\_\_\_

Pratica ou já praticou atividade física? Sim  Não  Já praticou

Qual? \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_ Frequência: \_\_\_\_\_

Obs: \_\_\_\_\_

Possui algum problema de saúde? Sim ( ) Não ( )

Qual (ais)? \_\_\_\_\_

Já teve algum tipo de lesão grave ou alguma patologia na coluna ou em MMII (Membros Inferiores)?

Sim  Não  Qual? \_\_\_\_\_

Faz uso de algum tipo de medicamento? Sim  Não

Qual (ais)? \_\_\_\_\_

Teve algum tipo de dor na coluna ou nos MMII nos últimos 03 meses?

---

**ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisas  
Envolvendo Seres Humanos/UMC**

**Título:** ANÁLISE BIOMECÂNICA EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA

**Área de conhecimento:** 3.13 – Engenharia Biomédica

**Responsável pelo projeto:** Prof. Daniel Gustavo Goroso

**Alutores:** Pedro Cláudio Gonsales de Castro

Regina Maria Carvalho Leme Costa

Tânia Dora Anastácio Fonseca

Msc Eng. José Augusto Fernandes Lopes

**Processo CEP:** 110/06

**CAAE:** 0111.0.237.000-06

Em reunião de 29 de agosto de 2006 o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos aprovou o parecer que segue aqui descrito.

#### Resumo

Trata-se de trabalho de análise biomecânica de sujeitos com deficiência visual que dá continuidade a trabalho anterior de análise eletromiográfica.

Novamente, a metodologia não oferece qualquer incomodo aos sujeitos pois apenas requer movimentos simples para a análise biomecânica. Adicionalmente, o trabalho está bem escrito e embasado cientificamente, além de conter Termo de Consentimento adequado.

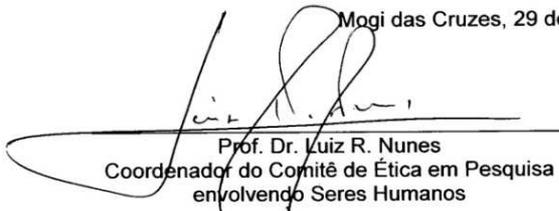
#### Parecer

Tendo em vista os benefícios da análise Biomecânica complementar à análise eletromiográfica, o parecer é favorável à aprovação do projeto.

#### Conclusão

Projeto aprovado de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde..

Mogi das Cruzes, 29 de agosto de 2006.



Prof. Dr. Luiz R. Nunes  
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa  
envolvendo Seres Humanos

**ANEXO B: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo  
Seres Humanos da DMR – HC/FMUSP**



## APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 12/03/2008, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0069/08**, intitulado: **"ANÁLISE BIOMECÂNICA EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA"** apresentado pelo Departamento de **MEDICINA LEGAL, ÉTICA MÉDICA E MEDICINA DO TRABALHO**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **José Augusto Fernandes Lopes**  
Pesquisadores Executantes: **Pedro Claudio Gonsales de Castro,**  
**Regina Maria Carvalho Leme Costa, Tânia Dora Anastácio Fonseca**  
Orientador: **Prof. Dr. Daniel Gustavo Goroso**

CAPPesq, 17 de Março de 2008

Prof. Dr. Eduardo Massad  
**Presidente da Comissão  
de Ética para Análise de  
Projetos de Pesquisa**

**ANEXO C: Aprovação do processo 03/2006; CAAE:0003.0.237.000-  
06**

**UMC**

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

**CEP**

**Título:** CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS COM DEFICIÊNCIA VISUAL DURANTE ATIVIDADE MOTORA ESPECÍFICA

**Área do Conhecimento:** 3.13 – Engenharia Biomédica

**Responsável pelo projeto:** Prof. Daniel Gustavo Goroso

**Aluna:** Tânia Dora Anastácio Fonseca

**Processo CEP:** 03/2006

**CAAE:** 0003.0.237.000-06

Em reunião de 25 de abril de 2006, o Comitê de Ética aprovou a realização do projeto posto que não fere os princípios da ética em pesquisa (Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde).

Mogi das Cruzes, 25 de abril de 2006.



Prof. Dr. Luiz Roberto Nunes  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa  
envolvendo Seres Humanos

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)