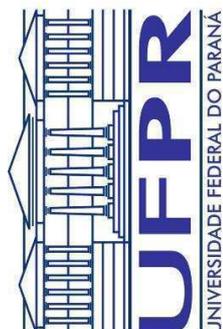
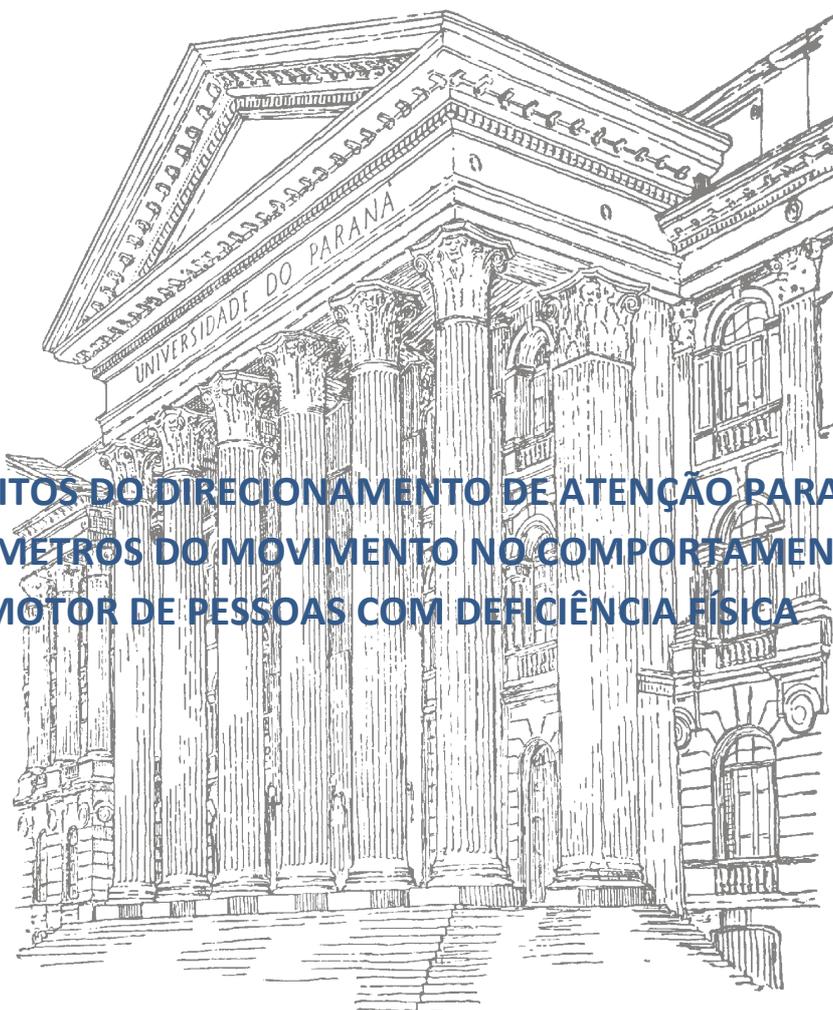


ANDRÉA LÚCIA SÉRIO BERTOLDI

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

EFEITOS DO DIRECIONAMENTO DE ATENÇÃO PARA  
PARÂMETROS DO MOVIMENTO NO COMPORTAMENTO  
MOTOR DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA FÍSICA



CURITIBA

2012

**ANDRÉA LÚCIA SÉRIO BERTOLDI**

**EFEITOS DO DIRECIONAMENTO DE ATENÇÃO PARA  
PARÂMETROS DO MOVIMENTO NO COMPORTAMENTO  
MOTOR DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA FÍSICA**

**Tese apresentada como requisito  
parcial para a obtenção do Título  
de Doutora em Educação Física do  
Programa de Pós-Graduação em  
Educação Física, do Setor de  
Ciências Biológicas da  
Universidade Federal do Paraná.**

Orientador: PROF. IVERSON LADEWIG, PhD.



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Programa de Pós Graduação em  
Educação Física



## TERMO DE APROVAÇÃO

**ANDREA LUCIA SERIO BERTOLDI**

### **“Efeitos do Direcionamento da Atenção Para Parâmetros do Movimento no Comportamento Motor de Pessoas com Deficiência Física”**

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Comportamento Motor, do Programa de Doutorado em Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

Prof.<sup>o</sup> Dr. Iverson Ladewig  
(Orientador)

Prof.<sup>a</sup>. Dra. Inara Marques  
Membro Externo

Prof. Dr. Go Tani  
membro Externo

Prof.<sup>a</sup>. Dra. Vera Lucia Israel  
Membro Interno

Prof.<sup>a</sup>. Dra. Cristina Carta Cardoso de Medeiros  
Membro Interno

Curitiba, 21 de Setembro de 2012.

Campus Jardim Botânico—CEP: 80.215-370 – Curitiba/PR  
Telefone: (41) 3362-8745 Fax (41) 3360-4336  
email: [mestrado\\_edf@ufpr.br](mailto:mestrado_edf@ufpr.br) [danieldias@ufpr.br](mailto:danieldias@ufpr.br)

[www.edf.ufpr.br](http://www.edf.ufpr.br)

A todos que foram desafiados ao perderem seus movimentos,  
em especial a você, Claudia Fantin,  
minha primeira paciente, bailarina, hoje grande amiga...  
Você moveu em mim muito mais  
do que algum dia eu pude te ajudar a mover...  
Jamais poderei retribuir...

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pela oportunidade de vida aprendendo;

Ao meu marido Marcelo, pelo amor que temos sido capazes de continuar reinventando, mesmo nos momentos mais difíceis... Obrigada pelos dias em que você foi pai e mãe das crianças... e das minhas ansiedades...

Aos meus filhos Matheus, Vitor e Giovana, por me ensinarem que algumas coisas da vida não podem ser adiadas...estou aprendendo... Obrigada Matheus, pela paciência com que você me ajudou transportando aquela jarra de água por incontáveis vezes, mesmo sem entender muito bem o porquê. Jamais esquecerei filho!

Aos meus pais, pelo que enfrentamos juntos. Obrigada pai, por você ter lutado e sobrevivido... você me ajudou a colocar minhas dificuldades em um lugar bem mais realista diante do valor da vida.

Ao meu orientador, Professor Iverson Ladewig, pela relação de confiança que desenvolvemos ao longo de dez anos de trabalho juntos. Obrigada por acreditar em mim. Seu respeito me deu a rara oportunidade de desenvolver autonomia para correr riscos. Esse é o verdadeiro ganho...

À minha amiga Vera, por acompanhar minha trajetória, porto seguro redirecionando meus caminhos com suas palavras, seu exemplo profissional e pessoal.

Aos profissionais Ana Tereza Bittencourt Guimarães, que elaborou a análise estatística deste estudo, Ricardo Martins de Souza, que contribuiu com a criação do modelo biomecânico e Dra. Taísa Gonçalves de Resende, por avaliar e colocar-se à disposição dos participantes deste estudo.

Aos membros da banca pela generosidade com que disponibilizaram seu tempo em reuniões comigo, e pela importância de suas contribuições para este trabalho e para a construção do meu pensamento.

Aos professores e colegas do laboratório CECOM, pela troca tão rica, cada um com sua área de conhecimento, ajudando somente pelo prazer de ajudar com “pequenas dicas” que fizeram toda a diferença naqueles dias em que a única lei que parecia existir era a de “Murphy”...

Aos funcionários da UFPR, que cuidaram de nosso espaço de trabalho e muitas vezes de mim com um sorriso, um café... Obrigada Daniel, por ter me ajudado com a burocracia institucional... a necessária e a desnecessária também...

Aos diretores, fisioterapeutas, médicos e demais profissionais da Unidade de Reabilitação da Associação dos Deficientes Físicos do Paraná pela colaboração com a realização desta pesquisa.

E a todas as pessoas com lesão medular, voluntários deste estudo, que doaram seu tempo e esforço sem nenhuma expectativa de recompensa...

*Arte e Ciência permeiam minha vida desde sempre...*

*Por anos vivi inquieta imaginando que deveria fazer uma escolha...*

*não consegui...*

*Finalmente percebi que para almejar a complexidade é mais necessário relacionar  
pensamentos que fazer escolhas...*

*Enquanto a ciência cria possibilidades para compreendermos o que se entende  
por realidade, a arte expande a nossa compreensão, criando possibilidades do  
real... Não escolher pode ser um bom caminho para nos mantermos coerentes  
com a inquietude que nos desestabiliza e mantém em movimento.*

*Esta tese é um momento transitório de organização de um pensamento científico,  
resultante das relações que pude fazer entre teoria e prática como fisioterapeuta e  
artista da dança...sinto-me desafiada a mantê-la viva  
para além deste momento!*

*Andréa Lúcia Sérgio Bertoldi*

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xi
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	xvi
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS.....	xviii
RESUMO.....	xix
ABSTRACT.....	xx
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>21</b>
1.1 OBJETIVOS.....	24
1.1.1 Objetivo Geral.....	24
1.1.2 Objetivos Específicos.....	24
1.2 QUESTÕES DE ESTUDO.....	25
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>26</b>
2.1 PARADIGMA SISTÊMICO E A ADAPTABILIDADE DO COMPORTAMENTO MOTOR HUMANO.....	26
2.2 LESÃO MEDULAR E MODELOS DE INTERVENÇÃO PARA A RECUPERAÇÃO NEUROFUNCIONAL.....	34
2.2.1 Características da Lesão Medular.....	34
2.2.2 Modelos de Intervenção: Teoria e Prática na Recuperação Neurofuncional.....	48
2.3 O ESTUDO DA ATENÇÃO: ENTRE LIMITE E RESTRIÇÃO.....	52
<b>3 MÉTODOS.....</b>	<b>66</b>
3.1 DESENHO DO ESTUDO.....	66
3.1.1 Variáveis Dependentes.....	67
3.1.2 Variáveis Independentes.....	68
3.2 SUJEITOS.....	68
3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS.....	70
3.3.1 Procedimento Experimental.....	70
3.3.2 Descrição da Intervenção.....	72
3.3.3 Avaliação Cinemática.....	82
3.3.4 Avaliação Eletromiográfica.....	86
3.4 ANÁLISE DOS DADOS.....	89

<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>90</b>
4.1	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.....	90
4.1.1	Excursão Angular.....	90
4.1.1.1	Excursão Angular na Condição C1: Coluna Cervical e Toracolombar.....	90
4.1.1.2	Excursão Angular na Condição C1: Membro Superior Dominante.....	91
4.1.1.3	Excursão Angular na Condição C2: Coluna Cervical e Toracolombar.....	93
4.1.1.4	Excursão Angular na Condição C2: Membro Superior Dominante.....	95
4.1.2	Pico de Velocidade Angular.....	97
4.1.2.1	Pico de Velocidade Angular na Condição C1: Tronco.....	97
4.1.2.2	Pico de Velocidade Angular na Condição C1: Membro Superior Dominante.....	99
4.1.2.3	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Tronco na Condição C1.....	100
4.1.2.4	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Tronco na Condição C1.....	102
4.1.2.5	Pico de Velocidade Angular na Condição C2: Tronco.....	104
4.1.2.6	Pico de Velocidade Angular na Condição C2: Membro Superior Dominante.....	105
4.1.2.7	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Tronco na CondiçãoC2.....	106
4.1.2.8	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante na Condição C2.....	108
4.1.3	Pico de Velocidade Linear do Punho.....	110
4.1.3.1	Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C1.....	110
4.1.3.2	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C1.....	112
4.1.3.3	Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C2.....	114

4.1.3.4	Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C2.....	115
4.1.4	Tempo Total de Movimento.....	118
4.1.4.1	Tempo Total de Movimento na Condição C1.....	118
4.1.4.2	Tempo Total de Movimento na Condição C2.....	119
4.2	Variáveis Eletromiográficas.....	120
4.2.1	Instante da Ativação Muscular.....	120
4.2.1.1	Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Estabilizadores do Tronco.....	120
4.2.1.2	Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Flexores e Abdutores do ombro.....	121
4.2.1.3	Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Flexores e Extensores do Cotovelo.....	123
4.2.1.4	Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Estabilizadores do Tronco.....	125
4.2.1.5	Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Flexores e Abdutores do Ombro.....	126
4.2.1.6	Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Flexores e Extensores do Cotovelo.....	128
4.2.2	Duração da Ativação Muscular.....	131
4.2.2.1	Duração da Ativação Muscular na Condição C1.....	131
4.2.2.2	Duração da Ativação Muscular na Condição C2.....	134
4.2.3	Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular.....	139
4.2.3.1	Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular na Condição C1.....	139
4.2.3.2	Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular na Condição C2.....	141
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>143</b>
5.1	COMPORTAMENTO DOS GRUPOS SLM E LM ANTES DA INTERVENÇÃO: O ORGANISMO COMO FATOR DE RESTRIÇÃO.....	145
5.1.1	Variáveis Cinemáticas.....	145
5.1.1.1	Excursão Angular.....	145

5.1.1.2	Pico de Velocidade Angular e Tempo Percentual do Pico de Velocidade Angular.....	149
5.1.1.3	Pico de Velocidade Linear do Punho e Tempo Percentual do Pico de Velocidade Linear do Punho.....	152
5.1.1.4	Tempo Total de Movimento.....	155
5.1.2	Variáveis Eletromiográficas.....	156
5.1.2.1	Instante de Ativação Muscular: Ativação-Prévia e Latência.....	156
5.1.2.2	Duração da Ativação Muscular.....	160
5.1.2.3	Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação Muscular.....	162
5.2	COMPORTAMENTO DOS GRUPOS SLM E LM APÓS A INTERVENÇÃO: ATENÇÃO E VARIABILIDADE NA ORGANIZAÇÃO DO MOVIMENTO.....	165
5.2.1	Variáveis Cinemáticas.....	167
5.2.1.1	Excursão Angular.....	167
5.2.1.2	Pico de Velocidade Angular.....	168
5.2.1.3	Pico de Velocidade Linear do Punho.....	170
5.2.1.4	Tempo Total de Movimento.....	172
5.2.2	Variáveis Eletromiográficas.....	173
5.2.2.1	Instante da ativação Muscular: Ativação Prévia e Latência.....	173
5.2.2.2	Duração da Ativação Muscular.....	176
5.2.2.3	Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação Muscular.....	177
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>183</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>186</b>
	<b>ANEXOS</b> .....	<b>208</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1</b>	Representação Esquemática dos Sistemas de Memória.....	55
<b>FIGURA 2</b>	Emergência de Comportamentos Coordenados na Abordagem da Teoria dos Sistemas Dinâmicos.....	59
<b>FIGURA 3</b>	Delineamento do Estudo.....	66
<b>FIGURA 4</b>	Posição Inicial de Teste.....	71
<b>FIGURA 5</b>	Exercícios Não Locomotores Estáveis: Mobilização do Tronco.....	74
<b>FIGURA 6</b>	Exercícios Não Locomotores Estáveis: Mobilização do Tronco e Membros Superiores.....	75
<b>FIGURA 7</b>	Exercícios Não Locomotores Instáveis: Manipulação do Corpo.....	75
<b>FIGURA 8</b>	Exercícios Não Locomotores Instáveis: Mudanças de Posição 1.....	76
<b>FIGURA 9</b>	Exercícios Não Locomotores Instáveis: Mudanças de Posição 2.....	76
<b>FIGURA 10</b>	Exercícios Não Locomotores Instáveis: Manipulação de Objetos.....	77
<b>FIGURA 11</b>	Exercícios Locomotores com Manipulação do Corpo.....	77
<b>FIGURA 12</b>	Exercícios Locomotores com Manipulação de Objetos.....	78
<b>FIGURA 13</b>	Volta à Calma.....	78
<b>FIGURA 14</b>	Câmeras de Captura Óptica MX-13 Vicon (1-3) e Objeto de Referência para Calibração (4).....	82
<b>FIGURA 15</b>	Modelo Biomecânico: Vista Lateral.....	83
<b>FIGURA 16</b>	Modelo Biomecânico: Vista Posterior.....	84
<b>FIGURA 17</b>	Controle do Posicionamento do Eletrodo com Tinta <i>Henna</i> .....	87
<b>FIGURA 18</b>	Colocação dos Eletrodos: Tricotomia.....	87
<b>FIGURA 19</b>	Colocação dos Eletrodos: Raspagem da Pele.....	88
<b>FIGURA 20</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	93
<b>FIGURA 21</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) da Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	94
<b>FIGURA 22</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	94
<b>FIGURA 23</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão do	

	Cotovelo Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	95
<b>FIGURA 24</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) da Abdução-Adução do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	96
<b>FIGURA 25</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	96
<b>FIGURA 26</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico De Velocidade Angular da Rotação Do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	98
<b>FIGURA 27</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	98
<b>FIGURA 28</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Rotação de Tronco dos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	101
<b>FIGURA 29</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de velocidade Angular de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	101
<b>FIGURA 30</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	103
<b>FIGURA 31</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Cotovelo Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	103
<b>FIGURA 32</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular de Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	105
<b>FIGURA 33</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	105
<b>FIGURA 34</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do	

	Pico de Velocidade Angular da Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	107
<b>FIGURA 35</b>	Média e Intervalo De Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	108
<b>FIGURA 36</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	109
<b>FIGURA 37</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Cotovelo Dominante dos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	110
<b>FIGURA 38</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo X nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	113
<b>FIGURA 39</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Y nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	113
<b>FIGURA 40</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Z nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	114
<b>FIGURA 41</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo X nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	116
<b>FIGURA 42</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Y nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	117
<b>FIGURA 43</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Z nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	117
<b>FIGURA 44</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Tempo Total de Movimento nos grupos LM e SLM nos períodos experimentais em C1.....	118
<b>FIGURA 45</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Tempo Total de Movimento nos grupos LM e SLM nos períodos experimentais em	

	C2.....	119
<b>FIGURA 46</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	120
<b>FIGURA 47</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	121
<b>FIGURA 48</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Médio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	122
<b>FIGURA 49</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Anterior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	122
<b>FIGURA 50</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Peitoral Maior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	123
<b>FIGURA 51</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Bíceps nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	124
<b>FIGURA 52</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Tríceps Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	124
<b>FIGURA 53</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	125
<b>FIGURA 54</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Trapézio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	126
<b>FIGURA 55</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante de Ativação do Músculo Deltoide Médio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	127
<b>FIGURA 56</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Anterior Nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	127
<b>FIGURA 57</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Peitoral Maior nos Grupos LM e SLM nos Períodos	

	Experimentais em C2.....	128
<b>FIGURA 58</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Bíceps nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	129
<b>FIGURA 59</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Tríceps Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	129
<b>FIGURA 60</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores do Instante de Ativação Muscular do Músculo Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C1.....	130
<b>FIGURA 61</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores do Instante de Ativação Muscular do Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C2.....	131
<b>FIGURA 62</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Duração da Ativação Muscular do Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C1.....	138
<b>FIGURA 63</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Duração da Ativação Muscular do Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C2.....	139
<b>FIGURA 64</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo antes do Pico da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	140
<b>FIGURA 65</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.....	141
<b>FIGURA 66</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	142
<b>FIGURA 67</b>	Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.....	142

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

<b>QUADRO 1</b>	Síntese de Divergência entre a Teoria Motora e a da Ação.....	60
<b>QUADRO 2</b>	Caracterização da Amostra.....	69
<b>QUADRO 3</b>	Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 1 a 5.....	79
<b>QUADRO 4</b>	Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 6 a 10.....	80
<b>QUADRO 5</b>	Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 11 a 15.....	81
<b>TABELA 1</b>	Descrição dos Níveis de Acometimento Neurológico da ASIA.....	35
<b>TABELA 2</b>	Descrição dos Escores da Medida de Independência Funcional....	36
<b>TABELA 3</b>	Áreas de Avaliação da Medida de Independência Funcional.....	37
<b>TABELA 4</b>	Estatísticas Descritivas da Excursão Angular da Coluna Cervical e Toracolombar dos Grupos SLM e LM na Condição C1.....	91
<b>TABELA 5</b>	Estatísticas Descritivas da Excursão Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM na condição C1.....	92
<b>TABELA 6</b>	Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1.....	99
<b>TABELA 7</b>	Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2.....	106
<b>TABELA 8</b>	Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Linear do Punho nos Eixos X, Y e Z dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1.....	111
<b>TABELA 9</b>	Estatísticas Descritivas do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho nos Eixos X, Y e Z dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2.....	115
<b>TABELA 10</b>	Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Estabilizadores do Tronco dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1.....	132
<b>TABELA 11</b>	Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Abdutores do Ombro Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1.....	133
<b>TABELA 12</b>	Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Extensores do Cotovelo Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1.....	134

<b>TABELA 13</b>	Estatísticas Descritivas das Medidas de Duração da Ativação dos Músculos Estabilizadores do Tronco dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2.....	135
<b>TABELA 14</b>	Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Abdutores do Ombro Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2.....	136
<b>TABELA 15</b>	Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Extensores do Cotovelo Dominante Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2.....	137

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

ADFP –	Associação dos Deficientes Físicos do Paraná
ADM –	Amplitude Articular do Movimento
ANOVA–	Análise de Variância Multivariada
ASIA –	American Spinal Injury Association
EMG –	Eletromiografia
HAM-D –	Escala de Hamilton para Depressão
LM –	Lesão Medula
MIF –	Medida de Independência Funcional
RMS –	Root Mean Square
SLM –	Sem Lesão Medular
SNC –	Sistema Nervoso Central
TDC –	Transtorno de Desenvolvimento da Coordenação
TVP–	Trombose Venosa Profunda

## RESUMO

Pessoas com lesão medular apresentam dificuldades em adaptar seus movimentos às demandas do ambiente. Diferentes estudos têm demonstrado o papel do direcionamento da atenção como facilitador das relações entre indivíduo/ambiente no processo de aprendizagem motora. O objetivo do estudo foi investigar os efeitos da prática de exercícios com direcionamento de atenção para a variabilidade de parâmetros de amplitude, velocidade e tensão na organização motora de pessoas com lesão medular, durante a realização de uma ação de membro superior. Foram avaliados 20 sujeitos, 10 adultos hígidos (SLM), e 10 adultos com lesão medular torácica (grupo LM), por meio de cinemática tridimensional sincronizada com eletromiografia, realizando o transporte de uma jarra contendo 1L de água, nas condições experimentais: C1 (para longe e frente) e C2 (para longe e cima). A normalidade de distribuição dos dados foi validada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados foram comparados utilizando-se Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas com nível de significância  $p \leq 0,05$ . Foi aplicado o teste de acompanhamento de *Dunnnett*, comparando-se os dados entre os grupos LM e SLM e o teste *post hoc Tukey* para  $n$  iguais, comparando-se todos os períodos pré e pós-intervenção intragrupo LM. Os principais efeitos da intervenção sobre o grupo LM foram: diminuição da excursão na extensão cervical; diminuição dos tempos de movimento; aumento dos valores de pico de velocidade de todos os ângulos estudados; aumento dos picos de velocidade linear do punho e diminuição das durações de ativação muscular. Houve antecipação do pico de velocidade angular de flexão do tronco; alteração da ordem dos picos de velocidade angular de flexão e rotação do tronco; foi verificada a antecipação dos picos de ativação muscular dos estabilizadores do tronco e a diminuição dos tempos de latência muscular. A intervenção adotada promoveu uma perturbação no grupo LM capaz de alterar o movimento estudado com tendência a produzir equivalências entre os grupos no padrão da ação (macroestrutura) e gerar aproximações no comportamento dos parâmetros variáveis da ação (microestrutura), mantendo, porém, diferenças na microestrutura da ação. Concluiu-se que a organização dos movimentos dos grupos LM e SLM está sujeita às restrições do organismo, no entanto, há a possibilidade de reorganização da ação por meio do direcionamento da atenção para variabilidade de parâmetros dos movimentos, assumindo-se a aprendizagem motora como um processo além da estabilização. A importância desses resultados está no reconhecimento de que o estímulo à adaptabilidade de movimentos não se encerra na diminuição do erro e na formação de padrões iniciais de consistência de ações funcionais. Ao contrário disso, este é um processo dinâmico que pressupõe uma visão sistêmica de autonomia motora, ainda em construção.

**Palavras-chave:** Atenção. Lesão Medular. Extremidade Superior. Biomecânica. Comportamento Motor.

## ABSTRACT

People with spinal cord injury have difficulties in adapting their movements to the environment demands. Different studies have demonstrated the role of directed attention as a facilitator of relationships between subject/environment on the motor learning process. The aim of this study was to investigate the effects of exercise with attention directed to the variability of amplitude, speed and tension parameters, on the motor organization of people with spinal cord injury. 20 subjects were evaluated, 10 healthy adults without spinal cord injury (SLM group), and 10 adults with thoracic spinal cord injury (LM group), using three-dimensional kinematics synchronized with electromyography, while performing the transport of a jug containing 1L of water under the experimental conditions: C1 (away and ahead) and C2 (up and away). The normal distribution of data was validated by the Shapiro-Wilk test. Data were compared using Analysis of Variance (ANOVA) for repeated measures with significance level  $p \leq 0,05$ . Dunnet follow-up test was applied comparing data from LM and SLM groups, and post hoc Tukey test for n equal was used to compare all periods, pre and post intervention, intragroup LM. The main effects of the intervention in LM group were: decreased angular excursion in cervical extension; reduced movement times; increase in peak angular speed values from all angles studied; an increase in peak linear speed of wrist and decreased duration on muscle activation. There was anticipation of peak angular speed of trunk flexion; changing the order of peak angular speed of trunk flexion and trunk rotation; was verified anticipation of peak muscle activation of the trunk stabilizers and decreased muscle latency times. The intervention promoted a disturbance in LM group with tendency to produce equivalences between the groups in the pattern of action (macrostructure), generating approximations in the behavior of variable movement parameters (microstructure) keeping, however, differences in the microstructure. It was concluded that the movement organization of LM and SLM groups is related to the organism constraints, however, there is the possibility of movement reorganization by directing attention to the variability of parameters, assuming motor learning as a process beyond stabilization. The importance of these results is the recognition that the stimulus to the movement adaptability does not end in the error reduction and in the consistency of early patterning of functional actions. On the contrary, this is a dynamic process that requires a systemic view of motor autonomy, still under construction.

**Keywords:** Attention. Spinal Cord Injury. Upper Extremity. Biomechanics. Motor Behavior.

## INTRODUÇÃO

O estudo do comportamento motor tem sofrido alterações em função das mudanças ocorridas nos fundamentos conceituais da ciência clássica para a contemporânea (KUHN, 1970). Paradigmas científicos atuais assumem o pressuposto da complexidade do comportamento motor e adotam uma abordagem sistêmica para explicar o movimento humano (BERTALANFFY, 1977). Nesta abordagem, todo organismo vivo é considerado um sistema aberto porque estabelece relações dinâmicas com o ambiente, adaptando-se continuamente para evoluir em direção a estados mais complexos de organização (MORIN, 1990; PRIGOGINE, 1996; TANI et al., 2005). Neste contexto, ações cotidianas como alcançar, pegar, transportar objetos, entre outras realizadas inúmeras vezes por dia, devem ser analisadas sob o ponto de vista de sua adaptabilidade funcional, isto é, de como são organizadas para permitirem o alcance do objetivo proposto (RICKEN; SAVELSBERGH; BENNET, 2004; BERTHOUZE; LUNGARELLA, 2004; ISRAEL; BERTOLDI, 2010), considerando a coexistência entre estabilidade e variabilidade no processo de adaptação do movimento (TANI, 2005).

A adaptação funcional de uma ação motora é influenciada pela habilidade do indivíduo organizar parâmetros de movimento tais como, a amplitude, velocidade e tensão em estruturas efetoras da ação. Esta organização ocorre através da cooperação dos subsistemas orgânicos entre si com o objetivo de reduzir a redundância do sistema por meio do congelamento de graus de liberdade, determinando acoplamentos entre percepção e ação (TURVEY, 1977; SAVELSBERGH et al., 2003). O ciclo percepção/ação atua na formação das sinergias funcionais promovendo a ativação sequencial de grupos de músculos com parâmetros percebidos como mais adequados a uma determinada tarefa (BARELLA, 1997). Estas sinergias podem ser reajustadas na medida em que o ambiente age sobre o sistema em estado de organização, provocando alterações nos parâmetros de controle do movimento (TANI et al, 2005). Os parâmetros são, portanto, agentes geradores de desordem e variabilidade, atuando como um ruído que desestabiliza a organização motora existente e motiva a emergência de um novo estado de equilíbrio (TANI et al., 2004).

A elaboração de respostas motoras funcionais é diretamente influenciada pela percepção dos recursos disponíveis ao organismo em relação às informações do ambiente (LABAN, 1978; NEWELL, 1986; 2003;). Entretanto, embora o organismo apresente uma organização que naturalmente emerge no momento em que interage com o meio, nem sempre esta organização ocorre de maneira eficiente sob o ponto de vista da funcionalidade motora (WU; TROMBLY; LIN, 2000). A dificuldade de formulação de estratégias motoras funcionais está relacionada à inabilidade perceptiva do sistema, isto é, à dificuldade de reconhecimento das possibilidades de utilização coerente dos parâmetros variáveis do movimento, disponíveis em um dado contexto ambiental (VOLPE; KREBS; HOGAN, 2000; ASHFORD; BENNETT; DAVIDS, 2006).

Entre os diferentes fatores que podem dificultar a habilidade perceptiva de um sistema, destacam-se as desordens neuromotoras como, por exemplo, a lesão medular traumática. Este tipo de lesão é caracterizado pela interrupção abrupta parcial ou total da condução de sinais motores e sensitivos, alterando as vias de comunicação da rede neural (BENNETT; KARNES, 1998). No caso da pessoa com lesão medular torácica, há diminuição ou perda da função motora e/ou sensitiva dos segmentos torácicos, lombares ou sacrais no cordão medular, secundária à lesão de elementos neurais dentro do canal medular.

As restrições orgânicas ocorridas em consequência da lesão medular torácica modificam as relações de acoplamento entre percepção e ação (NEWSAM et al., 2003), alterando a auto-organização do comportamento coordenativo do sistema como um todo, com implicações para a emergência das sinergias funcionais tanto das ações realizadas com os membros inferiores, diretamente afetados pela lesão, como para as ações realizadas com os membros superiores, que passam a assumir um papel decisivo na independência funcional do indivíduo (UMPHRED; CARLSON, 2007). Diante disso, a pessoa com lesão medular necessita encontrar caminhos para potencializar o reconhecimento de novos acoplamentos entre percepção e ação, no sentido de facilitar a adaptabilidade do movimento e a emergência de soluções motoras funcionais.

A atenção, sob o ponto de vista sistêmico, é entendida como um agente mediador entre a captação das informações ambientais e a realização do movimento (LADEWIG, 2000; MCNEVIN; WULF; CARLSON, 2000; MICHAELS et al., 2001; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2007; BERTOLDI; ISRAEL; LADEWIG,

2008). Ela age como um potencializador das relações entre percepção e ação promovendo o reconhecimento dos recursos disponíveis ao organismo para a realização de uma tarefa motora. Seu direcionamento para a variação de parâmetros do movimento pode flexibilizar a organização motora existente para que novos comportamentos possam emergir (BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011).

O potencial organizador da seletividade da atenção na detecção e utilização coerente das informações sensoriais tem indicado diferentes possibilidades de investigação sobre os seus efeitos no comportamento motor de pessoas com lesão neurológica. Diversos estudos têm demonstrado evidências da relação entre direcionamento de atenção e adaptabilidade motora tanto em crianças (COURT et al., 2005; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2007; MEDINA et al., 2008), como em adultos com diferentes tipos de alteração neuromotora (LANDERS et al., 2005; ZACHRY et al., 2005; BERTOLDI; ISRAEL; LADEWIG, 2008; WULF et al., 2009). Porém, entre os estudos encontrados, a maioria tem centrado a análise de seus resultados em relação aos efeitos da atenção como um fator de diminuição do erro e promotor de estabilidade do comportamento motor estudado. Dessa forma, é preciso aprofundar a investigação dos efeitos da atenção como um agente promotor de adaptabilidade funcional via processos de instabilidade e variabilidade motora, sobretudo com pessoas com lesão medular.

É necessário compreender melhor como a alteração de sensibilidade e movimento ativo dos membros inferiores e do tronco interferem na organização dos movimentos em ações funcionais realizadas com os membros superiores, e, de que maneira o organismo com lesão medular se adapta a estratégias de direcionamento de atenção para a variabilidade de parâmetros de movimento em intervenções práticas. Além disso, o aprofundamento do estudo de ações de membros superiores requer uma quantidade maior de estudos que utilizem instrumentos sensíveis a pequenas alterações do comportamento coordenativo.

Estudos cinemáticos e eletromiográficos de ações de membro superior têm demonstrado alterações nas características espaciais e temporais dessas ações em função de diferentes restrições do organismo e da tarefa (RICKEN; SAVELSBERGH; BENNETT, 2004; KNIKOU, 2007; SCOTT, 2007; SILVA et al., 2009; VAN DER BERGHE et al., 2010; BUTLER et al., 2010; LOUIS; GORCE, 2010; PANDY; YU; MARCUS, 2011). No entanto, ainda não são claros os efeitos

das restrições do organismo com lesão medular torácica na coordenação espaço-temporal e no *timing* das ações musculares durante o transporte de objetos com diferentes restrições da tarefa.

Diante disso, este estudo tem como proposta investigar por meio de medidas biomecânicas, o efeito de exercícios com direcionamento de atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento no comportamento coordenativo de uma tarefa funcional de membro superior realizada por pessoas com lesão medular. A investigação destes fatores contribuirá para o aprofundamento do estudo das características de adaptabilidade motora frente às desordens neuromotoras advindas da lesão medular e ampliará a compreensão dos efeitos da atenção no comportamento motor humano.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Investigar os efeitos da prática de exercícios com direcionamento de atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento na organização motora de pessoas com lesão medular torácica durante a realização de uma ação funcional de membro superior.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

Descrever características cinemáticas espaciais e temporais (excursão angular, pico de velocidade angular, tempo percentual do pico de velocidade angular, pico de velocidade linear, tempo percentual do pico de velocidade linear e tempo total do movimento) do tronco e membro superior dominante, comparando o comportamento apresentado entre adultos com lesão medular torácica (LM) e sem lesão medular (SLM), durante a realização da tarefa de transportar um objeto em duas condições experimentais: (C1) para longe e para frente e (C2) para longe e para cima.

Descrever características do *timing* da ação muscular (instante da ativação muscular, duração da ativação muscular e percentual do tempo antes do pico da ativação muscular) de músculos do tronco e membro superior dominante, comparando o comportamento apresentado entre adultos com lesão medular torácica (LM) e sem lesão medular (SLM) durante a realização da tarefa funcional estudada nas condições C1 e C2.

Avaliar os efeitos da prática de exercícios de equilíbrio, manipulação e locomoção com direcionamento de atenção para a variabilidade de parâmetros de amplitude, velocidade e tensão dos movimentos no comportamento do tronco e membro superior dominante de pessoas com lesão medular torácica (LM) comparando-o com o comportamento apresentado por pessoas sem lesão medular (SLM) durante a realização da tarefa funcional estudada nas condições C1 e C2.

## 1.2 QUESTÕES DE ESTUDO

Em função do número reduzido de estudos com a temática abordada nesta tese, optou-se pela formulação de questões de estudo ao invés da descrição de hipóteses estatísticas.

Questão 1 - Como as alterações do organismo com lesão medular torácica interferem no comportamento coordenativo do tronco e membro superior dominante, durante a realização da ação de transportar um objeto para longe do corpo nas direções frente e cima?

Questão 2 - Como a prática de exercícios com atenção direcionada para a variabilidade de parâmetros de velocidade, amplitude e tensão muscular, interfere na organização motora do tronco e membro superior dominante de pessoas com lesão medular torácica, durante a realização da ação funcional estudada?

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 PARADIGMA SISTÊMICO E A ADAPTABILIDADE DO COMPORTAMENTO MOTOR HUMANO

O estudo do comportamento motor está sujeito aos modelos teóricos ou, paradigmas (KUHN, 1970), adotados pela ciência em diferentes momentos históricos. No início do século XX houve uma mudança marcada principalmente pelo contraste entre a ciência clássica e a contemporânea (HORGAN, 1998) com um profundo impacto nas abordagens conceituais que fundamentam a compreensão do movimento humano em diferentes áreas de conhecimento (TANI et al., 2005; CARR; SHEPHERD, 2006; KLAPP; JAGACINSK, 2011).

A ciência clássica estava apoiada na concepção de simplicidade e objetividade, o que gerou a crença de que, se os fenômenos estudados fossem separados em partes, seria possível compreender o todo. Havia uma ideia de construção do conhecimento baseada em uma relação de estabilidade, previsibilidade, linearidade e em relações de causa e efeito (WIENER, 1984). Já a ciência contemporânea fundamenta-se no reconhecimento da construção do conhecimento pela interdependência das partes que compõem o todo. Esta visão reconhece a subjetividade, instabilidade, criatividade e a complexidade como pressupostos básicos de uma nova visão de mundo denominada paradigma sistêmico (BERTALANFFY, 1952; 1977).

Um sistema pode ser definido como um conjunto de partes inter-relacionadas que cooperam entre si para preservar sua estrutura, com a tendência de se restabelecer após perturbações (WEISS, 1971; VIEIRA, 2006). Organismos vivos são considerados sistemas abertos porque utilizam, obtêm e trocam matéria e informação com o meio externo. Estas trocas com o ambiente produzem instabilidade e desigualdade a todo instante e, por este motivo, seres vivos mostram a tendência de se afastarem do equilíbrio para alterarem sua estrutura e evoluírem para estados de organização mais complexos (BERTALANFFY, 1977).

Seres humanos trocam energia constantemente com o meio por uma questão básica de sobrevivência, dessa forma, nunca estamos em estado total de equilíbrio termodinâmico (FORD; LERNER, 1992). Agimos no mundo a partir de alguma distância do equilíbrio e criamos funções para manter a estabilidade por algum tempo. Quebras de organização e estabilidade são propriedades da vida e esta característica dos sistemas vivos requer o entendimento da complementaridade entre comportamentos estáveis e instáveis, entre o todo e suas partes (MORIN, 1990; PRIGOGINE, 1996; TANI et al., 2005). Dessa forma, o estudo da organização do movimento humano pressupõe a análise do modo como cada organismo se adapta ao relacionar-se em ambientes em constante mudança.

Durante muito tempo foi postulado o conceito de controle dos movimentos baseado na ideia de hierarquia tradicional do Sistema Nervoso Central (SNC), com a concepção de que os centros superiores comandam centros inferiores. No paradigma sistêmico, esta ideia de hierarquia com estruturas superiores controlando os níveis subordinados não é negada, contudo, o controle não é mais visto de maneira rígida, mas, como uma restrição desses níveis subordinados (CARR; SHEPHERD, 2006). Essa restrição não é uma ordem inflexível, uma vez que proporciona autonomia e permite diversas formas de interação entre as partes de uma hierarquia, chamadas de hólons (CAPRA, 1982; VIEIRA, 2006). Os hólons são governados por um conjunto de regras, porém, apresentam estratégias de ação flexíveis. As regras determinam as propriedades do sistema que não variam como, por exemplo, o padrão de movimento utilizado para pegarmos um copo ou para caminharmos, denominadas de macroestrutura, ao passo que a seleção das estratégias entre as diversas opções possíveis, como a amplitude, a velocidade e o nível de tensão utilizada, é orientada pelas demandas do ambiente. Estas estratégias flexíveis são chamadas de microestrutura do movimento. Cada hólón tem a tendência de funcionar como uma parte integrada do todo e essa tendência integrativa é inerente à perspectiva sistêmica de hierarquia, sendo considerada uma característica da vida (TANI et al., 2005).

Existem duas formas de preservar a organização da estrutura de um sistema vivo: a primeira refere-se à manutenção da estabilidade existente por meio do afastamento de perturbações, ou por meio de sua reestruturação após a perturbação. A segunda diz respeito à possibilidade de utilização da instabilidade

ou desordem para criar uma nova organização (BERTALANFFY, 1977; MORIN, 1990; MORIN; LE MOIGNE, 2000). A manutenção da estabilidade é possibilitada pelo processo de *feedback* negativo, ou de neutralização do desvio, que atua no sentido de diminuir as discrepâncias e manter a ordem. Já a aquisição de um novo estado de equilíbrio envolve o uso de *feedback* positivo produzindo instabilidades com aumento da desorganização, e, por esse motivo, pode tornar-se fonte de mudanças (MARUYAMA, 1963).

Ao longo do tempo, diferentes ênfases foram dadas ao uso destes dois tipos de *feedback*. No campo de estudo da Aprendizagem Motora, por exemplo, é possível notar a utilização de teorias que foram elaboradas sob influência de modelos de autorregulação e controle (*feedback* negativo) utilizadas principalmente na primeira metade do século XX. É o caso da teoria do Circuito Fechado (ADAMS, 1971) e da teoria do Esquema (SCHMIDT, 1975), as quais serão abordadas nos próximos capítulos. Nessas teorias sobre aquisição de habilidades motoras, a aprendizagem é considerada concluída com a automatização do movimento, ou seja, com a padronização da habilidade alcançada por meio da diminuição do erro e da variabilidade mediante *feedback* negativo (TANI et al., 2004). Entretanto, como foi descrito anteriormente, a capacidade de atingir novos estados de organização a partir da quebra de estabilidade da organização existente é uma característica de sistemas abertos. Dessa forma, o aumento de complexidade pode ocorrer por meio de inter-relações de *feedback* positivo e negativo (MARUYAMA, 1963; TANI et al., 2005). O paradigma sistêmico assume que um determinado tipo de ordem pode surgir de um processo que produz desordem, isto é, por meio de um ruído que promove perturbações em uma estrutura (KUHN, 1970; KELSO; ZANONE, 2002).

A ordem produzida a partir da ordem foi amplamente estudada pela biologia molecular e apresenta limitações para explicar comportamentos complexos (RODIS-LEWIS, 1978; MADDOX, 1999). Atualmente a questão da ordem a partir do ruído volta a ser foco de interesse científico (SCHNEIDER; KAY, 1997; CAPRA, 1982). A ideia do ruído como fonte de ordem foi proposta por Von Foester (1960) que demonstrou o estabelecimento de uma forma de organização posterior à desordem a partir de um experimento no qual inseria cubos com lados cobertos por ímãs em uma caixa e promovia uma agitação, isto é, produzia uma

fonte de desordem via energia não direcional. Apesar disso, os cubos atingiam uma arquitetura bem organizada (VON FOESTER, 1960).

Quando um sistema em equilíbrio termodinâmico é perturbado, ele reage, porém, a reação pode não ser suficiente para afastá-lo do seu estado atrativo (aquele de sua preferência) o que, com o tempo, é responsável por provocar a sua própria destruição por falta de flexibilidade e adaptação (PRIGOGINE; STANGERS, 1984). Trocas com o ambiente permitem fugas do estado de equilíbrio e podem desencadear um processo de reestruturação no qual seja possível evoluir para um nível de maior complexidade (MORIN, 1990, ATLAN, 1992). Entretanto, não basta a perturbação para haver capacidade de evolução. O sistema deve encontrar-se em um determinado nível de organização no qual a perturbação possa causar alguma resposta adaptativa (GLEICK, 1990).

A teoria do Caos estabelece relações entre os níveis de organização de um sistema e a sua pré-disposição para a evolução. De acordo com essa teoria, o sistema pode estar em regime estável, cíclico e/ou caótico. No regime estável, ele mantém suas características inalteradas e nenhuma mudança é gerada; no cíclico, há uma oscilação entre dois padrões preferenciais que se alternam de forma contínua, mas, previsível. Já no regime caótico, o sistema é caracterizado pela imprevisibilidade do comportamento com a simultânea emergência de novos estados de ordem (LI; YORKE, 1975; RUELE, 1993). Dessa forma, informações novas vão ganhando contornos que as caracterizem como reconhecíveis a partir de fenômenos aparentemente desordenados. Esta característica do estado caótico está presente em inúmeros sistemas abertos como em redes de neurônios, incluindo processos mentais de atenção, consciência, aprendizagem entre outros (RIFKIN, 1980; TANI et al., 2005).

Outro conceito abordado pela teoria do Caos é a bifurcação (LORENZ, 1996), no qual é analisado o nível de perturbação para determinar respostas prováveis do sistema. O conceito de bifurcação considera que diante de uma pequena perturbação as necessidades de ajustes serão igualmente pequenas, neste caso o sistema não é exposto a riscos, porém, não se altera. Por outro lado, quando se trata de uma grande perturbação, o limite do sistema pode ser ultrapassado gerando um colapso em sua estrutura. Somente com uma perturbação adequada é que o sistema defronta-se com uma bifurcação,

fenômeno caracterizado por um salto qualitativo que permite a evolução da estrutura para níveis mais complexos de organização (KELSO; HAKEN, 1997).

Além de uma perturbação adequada, para que o sistema seja capaz de se estabelecer em um estado superior de complexidade é preciso ainda que esteja pronto para mudar. A prontidão para mudanças de comportamento é identificada como um estado crítico. Este estado ocorre no limite do caos, entre ordem e desordem, e apresenta características de consistência e flexibilidade simultaneamente (LASZLO, 1972). Constantes interações perceptivas com o meio têm sido sugeridas como uma das portas para estimular este estado em diferentes sistemas na natureza (LEWIN, 1994).

As explicações sobre a evolução de comportamentos para níveis superiores de complexidade a partir de perturbações dos componentes de um sistema evidenciam aspectos complementares da teoria do Caos e da Complexidade (HORGAN, 1998). De acordo com Morin (1990), a questão da complexidade surge da conciliação de três desafios: o primeiro trata da ideia de tessitura comum, própria do termo *complexus* (o que é tecido junto) e propõe um pensamento não dicotomizado entre as partes que compõe o todo; o segundo é o reconhecimento da imprevisibilidade, do acaso e da incerteza como fator de aumento de complexidade; o terceiro relaciona-se com o problema de uma nova noção de razão, e propõe a adoção da ideia de racionalização aberta. Este novo conceito de racionalização privilegia a coexistência entre consistência e inconsistência, estabilidade e instabilidade própria de sistemas abertos, em oposição à idéia de racionalização fechada que privilegia a estabilidade.

A teoria da Complexidade assume que um sistema complexo é formado pela interação de suas partes de maneira a emergir uma estrutura global reguladora de suas ações por auto-organização (LEWIN, 1994; MORIN, 1990). Esta teoria admite que o fenômeno da auto-organização explique a maneira como seres vivos se adaptam às instabilidades do meio. Assim, quanto maior a complexidade do sistema, maior será sua flexibilidade e capacidade de adaptação.

Laban (1978), já havia considerado a característica indissociável dos subsistemas orgânicos para o estudo da adaptabilidade do movimento humano, enfatizando a importância da compreensão da ação de uma parte do corpo em relação às propriedades tangíveis e intangíveis de todo o sistema orgânico em

contato com o ambiente (RANGEL, 2008). Sua abordagem teórica, denominada *Effort-Shape* (LABAN; LAWRENCE, 1947), tem influenciado o estudo do movimento em diferentes áreas, como a Psicologia, Educação e, em especial, na área da Dança (MOMMENSON; PETRELLA, 2006). Este sistema de análise do movimento evidencia a convivência entre estabilidade e instabilidade, ordem e desordem, nos contrastes e oposições inerentes aos fatores de espaço, tempo, fluxo e peso (LABAN; LAWRENCE, 1947; LAMB, 1965). O instrumento principal desta análise é a determinação das relações entre os segmentos corporais, ou “o que” se move; o espaço, ou “onde” o movimento ocorre, e a sua qualidade, isto é, “como” o corpo se move. No contexto desta teoria, o uso das polaridades qualitativas dos fatores de movimento (FERNANDES, 2006) ampliam a complexidade do sistema e, conseqüentemente, a sua adaptabilidade.

Segundo Tani (2005), adaptação é um conceito amplo, relacionada aos estudos sobre o surgimento da vida e evolução, porém, sua ocorrência depende de uma condição comum, qual seja, a existência de mudanças que perturbem o sistema desafiando sua estabilidade. A capacidade do ser humano responder adequadamente a essas perturbações é o que caracteriza sua adaptabilidade. De acordo com o paradigma sistêmico, mudanças necessárias à evolução e adaptação podem ser geradas pela transformação de fatores de instabilidade como a incerteza, entropia e aleatoriedade em fatores de estabilidade como informação, entropia negativa e ordem (MILLER, 1978; RIFKIN, 1980), portanto, a aprendizagem de movimentos pode ser mais bem caracterizada por um processo contínuo de instabilidade-estabilidade-instabilidade (TANI, 2005). Nesse contexto, Tani (1989; 1992) e Choshi (2000), têm proposto uma concepção de aprendizagem motora além da estabilidade e automatização, considerando o modelo teórico de não-equilíbrio, que se preocupa em explicar a coexistência dos processos de estabilização e adaptação, isto é, entre a padronização da estrutura do movimento e os mecanismos pelo qual o organismo se reestrutura frente às perturbações.

De acordo com Tani (2005), o processo adaptativo exige modificações na estrutura de uma habilidade já adquirida, portanto, pressupõe certo nível de estabilidade estrutural. Quando o padrão ou estrutura formada é perturbado, haverá uma reorganização do movimento com um nível de complexidade maior. Este processo pode ocorrer por meio de adaptabilidade passiva, na qual há

mudança de parâmetros motores e a adaptação ocorre pela flexibilidade da estrutura adquirida, ou, pela mudança da própria estrutura que resulta na evolução qualitativa do sistema.

Diversos estudos fundamentados no modelo de nãoequilíbrio (TANI, 1989; MANOEL, 1993; MANOEL; CONNOLLY, 1997; BENDA, 2001; UGRINOWITSCH, 2003; UGRINOWITSCH; CORRÊA; TANI, 2005) têm investigado a influência de diferentes graus de perturbação no processo adaptativo do movimento e têm apontado caminhos sobre o papel construtivo da variabilidade para a organização de soluções motoras em diferentes tarefas e populações. Entretanto, poucos estudos têm investigado processos adaptativos de organização de movimentos de pessoas com lesão medular. A perspectiva da aprendizagem motora para além da estabilização evidencia o dinamismo da auto-organização do comportamento motor humano e estabelece novas perspectivas de compreensão da convivência entre aspectos aparentemente contraditórios como ordem e desordem na elaboração de soluções para problemas motores enfrentados diariamente por pessoas com lesão medular.

Para Newell (1986), a solução de problemas ou desafios motores ocorre em função do relacionamento entre as restrições do indivíduo, tarefa e ambiente. Uma mudança nas restrições que não seja percebida pelo sistema pode gerar dificuldades na formulação de estratégias de organização motora. Restrições ambientais são definidas como aquelas externas ao organismo como, por exemplo, a luminosidade de um local; as restrições da tarefa são impostas pelo objetivo, as regras da tarefa, bem como os materiais utilizados como, por exemplo, a forma ou o peso de um objeto a ser transportado, e as restrições do organismo dizem respeito às funções orgânicas como, por exemplo, as características anatômicas, psicológicas e cognitivas do indivíduo (NEWELL, 1986; GAUTHIER, 2008).

Diversos fatores podem contribuir para alterar o processo de organização de uma ação. Por exemplo, durante as fases do desenvolvimento motor, as restrições do organismo podem mudar muito rapidamente e, por esse motivo, elas podem ser associadas a alterações abruptas na coordenação (THELEN; FISHER, 1982). Outros fatores como as desordens neurológicas podem modificar características de restrição do organismo interferindo na percepção das informações disponíveis no próprio corpo e no ambiente. Segundo Louis e Gorce

(2010), a natureza das diferentes restrições determina a informação perceptiva disponível em um sistema. Por exemplo, um objeto em movimento fornecerá uma quantidade maior de informações sobre propriedades espaciais e temporais da relação indivíduo/ambiente, quando comparado a um objeto estacionário. Da mesma maneira, uma pessoa com sensibilidade diminuída para obter informações sobre posição e pressão em membros inferiores, como no caso de pessoas com lesão medular torácica, terá menos informações perceptivas disponíveis e, provavelmente, maiores dificuldades em encontrar soluções motoras funcionais.

Sob o ponto de vista sistêmico, as desordens neuromotoras são consideradas restrições impostas ao organismo (CARR; SHEPERD, 2006), e a emergência dos movimentos preferenciais para a solução de um desafio motor é uma forma de auto-organização percebida pelo sistema (NEWELL et al., 2003). Esta abordagem implica no reconhecimento de que movimentos pouco funcionais, comumente observados após uma lesão neurológica como, por exemplo a lesão medular, não são apenas o resultado da perda de tecido neural, mas, das tentativas possíveis de organização dos subsistemas remanescentes (ASHFORD, BENNETT; DAVIDS, 2006), provocando estados transitórios de equilíbrio, passíveis de adaptação funcional.

Diante disso, é necessário considerar a perspectiva de investigação da organização de movimentos de pessoas com lesão medular, não mais sob o enfoque do estabelecimento de predições lineares e estáveis de causa e efeito entre alterações orgânicas e funcionalidade motora, mas, no sentido de relacionar o conhecimento das partes ou hólons, considerando o problema da convivência entre ordem e desordem na adaptabilidade do comportamento motor para níveis mais complexos de organização.

No capítulo 2.2 são apresentadas as principais características da lesão medular traumática, com ênfase nas alterações dos subsistemas orgânicos mais comuns a esse tipo de lesão, as quais caracterizam a população do presente estudo, bem como os modelos de intervenção utilizados no processo de recuperação neurofuncional dessa população.

## 2.2 LESÃO MEDULAR E MODELOS DE INTERVENÇÃO PARA A RECUPERAÇÃO NEUROFUNCIONAL

### 2.2.1 Características da Lesão Medular

A lesão medular (LM) é definida pela *American Spinal Injury Association* (ASIA) (2001), como uma diminuição ou perda da função motora e/ou sensorial, podendo ser classificada como lesão completa ou parcial em função da característica do trauma dos elementos neuronais dentro do canal vertebral (UMPHRED, 2004). É considerada uma das formas mais graves dentre as síndromes incapacitantes, pois a medula espinhal é uma via de comunicação entre subsistemas orgânicos e o cérebro, além de ser um centro regulador de importantes funções como a respiração, a circulação, a micção, a temperatura corpórea entre outras. A gravidade do quadro depende do local acometido e do grau de destruição das vias medulares aferentes e eferentes (GIANINI; CHAMINLIAN; ARAKAKI, 2006).

Saraiva et al. (1995) classificam a lesão medular quanto à etiologia em lesões traumáticas e não traumáticas. As lesões traumáticas ocorrem devido a fraturas, luxações e outras causas que produzam secção ou compressão medular, e as não traumáticas são classificadas em tumorais, infecciosas, vasculares, degenerativas entre outras. As lesões traumáticas compõem 80% do total das lesões medulares, ocorrem em cerca de 15 a 20% das fraturas da coluna vertebral e a incidência desse tipo de lesão apresenta variações nos diferentes países. Estatísticas internacionais estimam uma ocorrência de 40 a 50 novos casos por milhão de habitantes/ano, o equivalente no Brasil a 6000 novos casos por ano (UMPHRED; CARLSON, 2007).

Lesões medulares traumáticas acometem principalmente aos homens (65%), com média de idade de 25 anos (VAN DEN BERG et al., 2010). As causas mais comuns são acidentes com veículos motorizados (41%), seguida por quedas e atos de violência, principalmente acidentes com projéteis de arma de fogo. Nos últimos 25 anos, a proporção de lesões associadas à colisão de veículos e atividades de lazer ou esportivas diminuiu, enquanto aquelas relacionadas a quedas têm aumentado (UMPHRED; CARLSON, 2007).

O nível neurológico, a sensibilidade e a força muscular da pessoa com lesão medular podem ser determinadas de acordo com os escores motores e sensitivos da ASIA (2001), descritos na Tabela 1.

**TABELA1** – Descrição dos Níveis de Acometimento Neurológico da ASIA

ESCORE	DESCRIÇÃO
A	Perdas motoras e sensitivas completas.
B	Perdas motoras completas e sensitivas incompletas.
C	Perdas motoras e sensitivas incompletas com menos de 50% dos músculos com graduação de força suficiente para vencer a ação da gravidade e/ou resistência externa.
D	Perdas motoras e sensitivas incompletas com mais de 50% dos músculos com graduação de força suficiente para vencer a ação da gravidade e/ou resistência externa.
E	Funções motoras e sensitivas preservadas.

Fonte: American Spinal Injury Association (2001, p.9).

Quanto aos níveis, as lesões podem ser classificadas em tetraplegia ou paraplegia (BORGES, 2005). Paraplegia refere-se à deficiência ou perda de função motora e/ou sensorial nos segmentos torácico, lombar ou sacral da medula espinhal. A função dos membros superiores é preservada, mas o tronco, os membros inferiores e os órgãos pélvicos podem ficar comprometidos (OLGIVE; BOWKER; ROWLEY, 1993; STOKES, 2000). O termo tetraplegia refere-se à perda da função motora e/ou sensitiva nos segmentos cervicais da medula

espinhal devido à lesão dos elementos neuronais no interior do canal vertebral e resulta em alteração das funções dos membros superiores, tronco, membros inferiores e órgãos pélvicos, não sendo incluídas nessa categoria de lesão, as lesões do plexo braquial e nervos periféricos fora do canal vertebral (MENEZES, 1999). A independência funcional da pessoa com lesão medular pode ser qualitativamente avaliada por diferentes escalas que determinam níveis de independência em diferentes áreas como, por exemplo, a higiene pessoal, locomoção, cognição e memória, entre outros (ANDRADE; GONÇALVES, 2007). Nas Tabelas 2 e 3 estão descritos os critérios para determinação do escore (1 a 7 pontos) e os 18 itens que compõem esta avaliação funcional, de forma que o menor escore de avaliação da Medida de Independência Funcional (MIF) seja 18 pontos e o maior 126 pontos. O estudo de Riberto et al. (2004) concluiu que a versão brasileira da MIF é uma medida eficiente para avaliar funcionalmente pacientes subagudos e crônicos no Brasil.

**TABELA 2 – Descrição dos Escores da Medida de Independência Funcional**

ESCORE	DESCRIÇÃO
1	Ajuda total (indivíduo=0%)
2	Ajuda máxima (indivíduo >=25%)
3	Ajuda moderada (indivíduo >=50%)
4	Ajuda mínima (indivíduo >=75%)
5	Supervisão
6	Independência moderada (ajuda de uso de materiais ou órteses)
7	Independência completa

**TABELA 3 – Áreas de Avaliação da Medida de Independência Funcional**

ÁREA DE AVALIAÇÃO	ITENS AVALIADOS
<b>1. Autocuidados</b>	<p>A. Alimentação</p> <p>B. Higiene pessoal</p> <p>C. Banho</p> <p>D. Vestir metade superior</p> <p>E. Vestir metade inferior</p> <p>F. Utilização do vaso sanitário</p>
<b>2. Controle de esfíncteres</b>	<p>G. Controle da urina</p> <p>H. Controle das fezes</p>
<b>3. Mobilidade</b>	<p>I. Transferências para leito/cadeira de rodas</p> <p>J. Vaso sanitário</p> <p>K. Banheira/chuveiro</p>
<b>4. Locomoção</b>	<p>L. Marcha/cadeira de rodas</p> <p>M. Escadas</p>
<b>5. Comunicação</b>	<p>N. Compreensão</p> <p>O. Expressão</p>
<b>6. Cognição Social</b>	<p>P. Interação social</p> <p>Q. Resolução de problemas</p> <p>R. Memória</p>

Fonte: Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação (2006, p.6)

Diferentes mecanismos, geralmente em combinação, produzem lesões da medula espinhal. A lesão medular traumática ocorre com maior frequência devido a forças indiretas produzidas pelo movimento da cabeça e do tronco. Mecanismos comuns incluem flexão, compressão, hiperextensão e flexão-rotação, resultando em fraturas e/ou luxação das vértebras (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). A lesão medular é classificada como incompleta quando há alguma função motora ou sensitiva abaixo do nível da lesão, e é definida como completa quando não existe função motora ou sensorial identificável abaixo do nível da lesão (MAROTA, 1997).

Conceitualmente, nível neurológico é o primeiro seguimento da medula espinhal abaixo do qual as funções motoras e sensitivas estarão preservadas. O escore motor gradua a força muscular em grupos musculares de (C5-T1) nos membros superiores e de (L2-S1) nos membros inferiores. O escore sensitivo gradua a sensibilidade ao toque leve em 28 dermatômos (DUMONT; OKONKWO; VERMAN, 2001).

Anatomicamente, a medula espinhal é representada por um segmento cilíndrico levemente achatado no sentido ântero-posterior, com aproximadamente 45 cm de comprimento, e se estende da medula oblonga até o nível vertebral L1, L2, na área do cone medular (STOKES, 2000). Trinta e um pares de nervos espinhais originam-se da medula espinhal: 8 cervicais, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e 1 coccígeo. Cada raiz nervosa recebe informações sensitivas de áreas da pele denominadas de dermatômos e cada raiz nervosa inerva um grupo de músculos denominados de miótomos (DELFINO; HELTON, 2006). A coluna cervical e a junção toracolombar têm o maior nível de mobilidade e estão mais sujeitas a ocorrência de uma lesão medular traumática (DIETZ, 2000).

Cortes transversais da medula espinhal revelam uma figura central com o formato da letra H, que corresponde à substância cinzenta formada pelo corpo celular dos neurônios. Essa substância é circundada por tratos ascendentes e descendentes compostos por axônios neuronais que formam a substância branca da medula espinhal. Entre os tratos presentes na medula espinhal, destaca-se o trato da coluna posterior, formada pelos fascículos grácil e cuneiforme responsáveis pelo tato epicrítico, pela sensação vibratória e a propriocepção. O trato corticoespinhal de posição pósterolateral, responsável pela motricidade e o trato espinotalâmico de posição anterolateral com fibras responsáveis pela

transmissão da dor, do toque leve e da sensação térmica e de pressão (UMPHRED; CARLSON, 2007).

Uma artéria anterior e duas posteriores conferem o suprimento sanguíneo da medula espinhal. A artéria anterior supre os dois terços ventrais na medula espinhal, sendo o restante suprido pelos dois vasos posteriores. O fluxo sanguíneo na medula espinhal tem as mesmas características do fluxo sanguíneo cerebral, ou seja, uma autorregulação com a pressão arterial média variando entre 60 e 150 mmHg e um aumento do fluxo em condições de hipercapnia ou uma severa hipoxemia. Assim como no traumatismo crânio encefálico, na lesão medular acontece a perda desses mecanismos de autorregulação (CUSTÓDIO; CARNEIRO, 2009).

A fisiopatologia da lesão medular traumática inicia-se de forma aguda e é seguida de acometimentos secundários como comprometimento vascular, alterações inflamatórias e disfunção celular. Uma das consequências destas alterações fisiopatológicas secundárias é o edema da medula espinhal, repercutindo em uma deterioração neurológica. O edema medular tem seu pico em três a seis dias após a lesão e regride em semanas (ANDRADE; GONÇALVES, 2007).

Entre os tipos de lesão traumática estão o choque medular, no qual há ausência total de sensibilidade nos dermatômos inferiores ao processo, assim como da motricidade voluntária dos grupos musculares inervados por nervos espinhais situados caudalmente. O quadro de choque medular pode ocorrer em alguns traumatismos raquimedulares sem transecção medular. Nestes casos, após o período inicial a pessoa apresenta uma recuperação das alterações clínicas (MENESES, 1999). Entre as formas clínicas da lesão medular traumática destacam-se:

1. Síndrome de secção total, na qual ocorre perda total da sensibilidade e motricidade abaixo do nível da lesão (SARAIVA et al., 1995);
2. Síndrome da cauda equina, que acontece por lesão das raízes nervosas lombossacras no canal vertebral causando lesão motora com arreflexia (UMPHRED, 2004);
3. Secção medular posterior, extremamente rara, na qual é preservada a função motora, sensação de dor e toque leve, com perda de propriocepção e sensações epicríticas como, por exemplo, a

discriminação entre dois pontos, abaixo do nível da lesão (SARAIVA et al., 1995);

4. Secção medular anterior (Síndrome de Kahn), na qual é preservada a sensibilidade profunda abaixo da lesão (SARAIVA et al., 1995) porque os tratos mais dorsais que são responsáveis pela propriocepção se mantêm preservados, enquanto os anteriores, responsáveis pela função motora, são afetados de forma variável (UMPHRED; CARLSON, 2007). Geralmente a propriocepção, cinestesia e percepção vibratória ficam preservadas (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004);
5. Secção centro medular (Síndrome de Schneider), caracterizada por uma destruição da parte central da substância cinzenta. Ocorrem graus variáveis de comprometimento sensorial sendo menos grave que os déficits motores (SARAIVA et al., 1995);
6. Hemissecção lateral (Síndrome de Brown-Séquard), lesões produtoras de secção de uma metade da medula. Os sintomas resultantes da secção dos tratos que não se cruzam na medula aparecem do mesmo lado da lesão e dos tratos cruzados aparecem do lado oposto. No mesmo lado da lesão, há uma perda de sensibilidade do dermatomo correspondente ao nível da lesão, diminuição de reflexos, ausência de reflexos superficiais, Babinski positivo, perda de propriocepção, cinestesia e percepção vibratória. No lado contralateral à lesão haverá perda da sensação de dor e temperatura (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Embora o quadro clínico varie de pessoa para pessoa, dependendo do nível e da extensão da lesão, algumas características são bastante comuns, como por exemplo, a perda motora, perda sensorial, disfunção intestinal, vesical e sexual, disreflexia ou hiperreflexia e dor (UMPHRED, 2004). Especificamente nas lesões medulares torácicas, que caracterizam a população do presente estudo, de T1-T9 há uma variabilidade no controle de tronco de acordo com a altura da lesão e, em lesões entre T10-T11 pode haver alguma contração dos músculos da coxa o que pode permitir a marcha com órteses longas de coxa (UMPHRED;

CARLSON, 2007). Entre as complicações mais frequentes da lesão medular traumática destacam-se:

1. Úlceras de pressão, causadas por alteração vascular tecidual podendo desencadear necrose tecidual e processos infecciosos que podem levar a óbito (RODRIGUES; HERRERA, 2004);
2. Espasticidade, definida como uma resistência ao alongamento muscular passivo com velocidade dependente, devido à ativação exacerbada dos reflexos de estiramento tônicos (LANCE, 1980). Associado à espasticidade, a pessoa com lesão medular apresenta hiperreflexia, espasmos musculares involuntários e contratura muscular (DIETZ, 2000);
3. Osteopenia, ou perda óssea causada por desmineralização com causa ainda não esclarecida. Ocorre no primeiro ano após a lesão com pico no quarto ao sexto mês de lesão, acometendo as regiões proximais e distais dos ossos, primeiro na camada trabecular e depois na camada compacta (RODRIGUES; HERRERA, 2004);
4. Trombose venosa profunda (TVP), classificada como grave alteração vascular causada pela perda do mecanismo “bombeador” da contração ativa da musculatura dos membros inferiores (O’SULLIVAN; SCHMITZ, 2004);
5. Disfunções sexuais, descritas como alterações decorrentes do trauma medular que podem desencadear uma desorganização no complexo mecanismo neuro-psico-endócrino-vascular (PEIXOTO, 2003). A lesão medular não danifica necessariamente o impulso sexual, porém pode dificultá-lo ao até impedi-lo em função do desequilíbrio emocional proveniente da lesão (ALVES; GUEDES; ALVES, 1999);
6. Hipotensão postural, definida como uma queda na pressão sanguínea que ocorre quando a pessoa é deslocada da posição horizontal para vertical. É provocada pela perda do controle simpático de vasoconstrição, podendo haver diminuição do fluxo sanguíneo cerebral e cardíaco (O’SULLIVAN; SCHMITZ, 2004);

7. Ossificação heterotópica, caracterizada pelo processo de formação óssea anormal de etiologia multifatorial (RODRIGUES; HERRERA, 2004).

O traumatismo da coluna vertebral que gera a lesão medular danifica uma rede neural complexa implicada na transmissão, modificação e coordenação motora e sensorial, além do controle autônomo de sistemas e órgãos (MAROTA, 1997). O impacto destas alterações orgânicas para a funcionalidade motora da pessoa com lesão medular é considerado um tema relevante de investigação científica, entretanto há ainda um número bastante reduzido de estudos com esta população, sobretudo em relação a ações de membro superior.

Como foi descrito anteriormente, a coordenação e controle de ações funcionais pressupõem ajustes entre a manutenção dos aspectos estáveis do movimento, responsáveis pela determinação do seu padrão, denominados de macroestrutura, e a flexibilização dos parâmetros variáveis do movimento, que permitem a sua adaptação às demandas do ambiente, conhecidos como microestrutura (TANI et al. 2005). A identificação dessas estruturas em diferentes ações de membros superiores tem sido realizada por meio de medidas cinemáticas e eletromiográficas (BARAN; MILLER, 2007; BOJANIC et al., 2011, LANDERS et al., 2000; THELEN et al., 2000; COURT et al., 2005; ZACHRY et al., 2005; WULF et al., 2009).

Embora haja uma tendência crescente de estudos interdisciplinares unindo perspectivas de análise do comportamento motor a resultados de medidas biomecânicas como a cinemática tridimensional e a eletromiografia, a maioria dos estudos prévios que avaliaram parâmetros cinemáticos em ações de membro superior com adultos com lesão neurológica tem sido realizada com pessoas com hemiplegias ou hemiparesias decorrentes de lesões como Paralisia Cerebral e Acidade Vasculare Encefálica, comparando o membro superior afetado em relação ao não afetado pela lesão. Diversos estudos com população hemiplégica (LEVIN, 1996; VAN DER WEEL; VAN DER MEER; LEE, 1996; CIRSTEAN; LEWIN, 2000; WU; TROMBLY; LIN, 2000; LEVIN et al., 2002; STEENBERGEN; MELENBROEK; ROSENBAUM, 2004; MIICHAELSEN; LEVIN, 2004; SAVELSBERGH et al., 2005; RICKEN; SAVELSBERGH; BENNET, 2004; RICKEN, 2005; SCHAEFER, 2012) demonstraram diferenças de acoplamento entre percepção e ação em ações de

interceptação de objetos. Foram verificadas maiores excursões angulares no cotovelo e ombro e maior envolvimento do tronco para a realização de ações de alcançar e pegar um objeto com o lado hemiplégico comparado ao lado não acometido pela lesão (STEENBERGEN et al., 2000). Van Thiel e Steenbergen (2001) estudaram os movimentos de ombro e tronco de adultos hemiplégicos e também encontraram maior excursão angular do ombro e do tronco para a tarefa de alcance de um objeto, quando comparados a adultos sem lesão neurológica.

Entre os estudos que descreveram padrões cinemáticos e eletromiográficos de ações de membros superiores com indivíduos com lesão medular (POPOVIC; POPOVIC, 1994; LAFFONT et al., 2000; BEEKHUIZEN; FIELD-FOTE, 2005), a maioria tem avaliado as relações entre as restrições do organismo em tarefas de manipulação da cadeira de rodas (BEDNARCZYK; SANDERSON, 1994; JENSEN; HOFFMAN; CARDENA, 2005; MERCER et al., 2006; DESROCHES; SISTO; LANDRANA, 2009). Louis e Gorce (2010) verificaram, por meio de registro eletromiográfico, que a ordem e o nível da ativação de músculos dos membros superiores são alterados em função da configuração da cadeira de rodas. Gagnon et al. (2008) compararam a excursão angular e o pico de velocidade de movimentos angulares do tronco e membros superiores em relação a diferentes alturas na transferência de pivô, a partir da posição inicial sentada em uma altura de 50cm. Os autores verificaram aumento das medidas angulares e de velocidade do movimento na transferência para a maior altura (60 cm) em relação à menor (40 cm).

A excursão angular da coluna cervical e dos membros superiores durante a transferência da cadeira de rodas realizada por pessoas com paraplegia foi comparada em relação ao lado dominante e não dominante por Alonso et al. (2011). Foi observado o aumento da inclinação lateral da cabeça para o lado oposto e a diminuição da excursão do ombro quando o movimento foi executado para o lado não dominante. Gagnon et al. (2009) analisaram o comportamento muscular de pessoas com lesão medular durante a realização da ação de transporte da cadeira de rodas e verificaram a redundância do sistema muscular com a observação da ativação de músculos diferentes entre si quando o transporte era feito para o lado dominante comparando ao não dominante.

Alterações eletromiográficas também foram verificadas em um estudo que investigou a influência do nível da lesão medular na ativação dos músculos do

ombro durante a manobra de *push up*. Eletrodos intramusculares registraram a atividade eletromiográfica (EMG) de doze músculos do ombro de pessoas com lesão medular torácica (paraplegia) e cervical (tetraplegia). Os resultados mostram que adultos tetraplégicos tiveram a atividade no músculo deltoide anterior significativamente maior para realizar a manobra, quando comparados aos paraplégicos (NEWSAM et al., 2003).

Em relação à função de alcance de objetos, Do, Buisset e Moynot (1985) e Reft e Hasan (2002) avaliaram padrões cinemáticos desta ação realizada por pessoas com lesão medular e foi observado o aumento do tempo total de movimento e uma alteração significativa de coordenação entre tronco, escápula e membro superior, quando comparados às pessoas sem lesão medular. Koshland, Galloway e Farley (2005) encontraram evidências de equivalência motora em tarefas de alcance de objetos realizada por pessoas com e sem lesão medular cervical, demonstrando que os sujeitos com e sem lesão medular utilizam diferentes músculos, porém, mantêm as mesmas excursões angulares para realizar a tarefa de alcance com o membro superior. A redundância do sistema muscular de pessoas com lesão medular foi observada mesmo considerando a análise de músculos preservados do acometimento direto da lesão.

Rand et al. (2012) consideram o controle de tronco um pré-requisito funcional para aquisição de movimentos de membros superiores. Alguns estudos têm demonstrado a importância da relação tronco-membro superior em ações funcionais realizadas por pessoas com lesão medular na posição sentada (KAMINSKI; BLOCK; GENTILE, 1995; DEAN; SHEPHERD; ADAMS, 1999). O estudo de Tyler e Hasan (1995) verificou que o controle do tronco de pessoas com lesão medular é influenciado pela atividade antecipatória realizada pelos músculos eretores da coluna em tarefas de alcance.

Poucos estudos avaliaram a ação de transportar objetos na posição sentada com pessoas com lesão medular. Murphy et al. (2006) e Reyes-Guzmán et al. (2010) descreveram análises cinemáticas da fase de transporte de um objeto (copo com água) em estudos que investigaram a ação funcional de “beber em um copo” na posição sentada. Foram descritos os padrões de comportamento cinemático tridimensional do tronco e membro superior dominante de adultos hígidos (MURPHY et al., 2006) e foram comparadas as estratégias coordenativas desenvolvidas em função das restrições do organismo de adultos com dois níveis

de lesão medular cervical e com pessoas sem lesão medular (REYES-GUZMÁN et al., 2010). Os resultados demonstraram diferenças de comportamento entre os grupos, com maior tempo total da ação, maior excursão angular da extremidade do membro superior dominante e menores picos de velocidades da fase de transporte do objeto no grupo com lesão medular mais alta, entretanto, houve a manutenção de um forte acoplamento entre os movimentos do ombro e do cotovelo nos três grupos estudados.

Nos estudos de Murphy et al. (2005) e de Reyes-Guzmán et al. (2010), as características coordenativas do transporte do objeto apresentadas foram descritas a partir de uma tarefa experimental que adotou a posição sentada para o transporte do objeto e determinou o local de seu apoio em uma distância próxima do sujeito, de maneira que o tronco permanecesse artificialmente em contato com o apoio da cadeira durante todo o movimento. Se por um lado essa posição do tronco permite a realização da ação por pessoas com lesão medular cervical, por outro, ela limita análises coordenativas das características do acoplamento entre tronco e membros superiores de pessoas com lesão medulares mais baixas, como as lesões torácicas.

Há necessidade de se compreender melhor como as alterações de sensibilidade de parte do tronco e membros inferiores causados pela lesão medular torácica interferem na organização motora de segmentos corporais não afetados diretamente pela lesão, como é o caso dos membros superiores, bem como, na sua relação coordenativa com o tronco em demandas mais próximas de ambientes naturais, por exemplo, durante o transporte do objeto para uma distância longe do corpo e em diferentes direções, permitindo maior liberdade de movimentos do tronco.

Além disso, entre os estudos que analisam a coordenação e controle dos movimentos de transporte de objetos realizados por pessoas com lesão medular, há uma supremacia do uso de medidas cinemáticas quando comparadas ao uso de medidas eletromiográficas. Dessa forma, ainda não são claros os efeitos de restrições do organismo com lesão medular na coordenação espaço temporal do tronco e membro superior relacionada ao *timing* de ações musculares envolvidas nestes segmentos corporais durante a realização da ação de transportar objetos. Para além de concepções reducionistas sobre um modelo ideal a ser seguido para a realização desta ação, a análise do comportamento de variáveis

biomecânicas, sob a ótica do paradigma sistêmico, pode fornecer subsídios para a compreensão de processos adaptativos de pessoas com e sem lesão medular, o que fundamenta a proposição da primeira questão do presente estudo.

De acordo com Gimenez e Manoel (2005) a busca pela adaptação dos movimentos de pessoas com desordens neurológicas parece ser guiada por uma sensação de conforto do indivíduo. Segundo os autores, o conforto é identificado pela percepção de segurança do sistema, permitindo uma atuação com economia. Neste contexto, é importante compreender como se dá a interação entre esses fatores (segurança e economia) diante das restrições do organismo com lesão medular durante a realização de tarefas funcionais de membro superior.

Os efeitos das diferentes informações perceptivas para organização da ação têm sido pesquisados entre sujeitos com e sem deficiências. Tunick et al. (2003), compararam a coordenação entre tronco e braço entre dois sujeitos submetidos à deafferentação e doze sujeitos hígidos, que realizaram ações de membro superior com e sem *feedback* visual. Os autores concluíram que os maiores déficits de controle motor observado nos sujeitos com deafferentação foram influenciados conjuntamente pelas informações proprioceptivas e visuais. Outro estudo de Tunick et al. (2004), demonstrou maiores dificuldades de pessoas com doença de Parkinson em produzirem respostas adaptativas a diferentes perturbações de movimentos do tronco. Pigeon et al., (2000), observaram que o envolvimento do tronco em ações de apontar com os membros superiores foi menor na ausência de *feedback* visual.

Sabe-se que as alterações proprioceptivas provenientes da lesão medular predis põem a uma maior dificuldade de elaboração de soluções para problemas motores o que, em tese, poderia justificar a preferência do sistema por organizações que garantam a percepção de segurança. Porém, a abordagem sistêmica do movimento humano assume a relação entre funcionalidade motora e plasticidade neural, isto é, a capacidade de desenvolvimento da adaptabilidade de respostas do sistema neuromotor (HEBB, 1949; LIEPERT; UHDE; GRAF, 2001; IVANERO, POPPELE; LACQUANITI, 2009; MOLINARI, 2009).

A ideia de plasticidade do sistema pressupõe a prerrogativa teórica de que muitos movimentos não são totalmente dependentes de padrões pré-planejados de estímulo e resposta (HEBB, 1949) e que o movimento humano

intencional nada mais é que o resultado de estados provisórios de estabilidade que se estabelecem por meio de relações indissociáveis entre percepção e ação (CALANCIE, MOLANO; BROTOU, 2000; GAUTHIER, 2008; MOLINARI, 2009; GERA et al., 2010).

Como foi descrito no capítulo anterior, essa visão sistêmica de transitoriedade da estabilidade do comportamento motor implica no reconhecimento de que a evolução para estados mais complexos de organização pode ser estimulada por processos de perturbação da estabilidade, os quais promovem a adaptabilidade. Neste contexto, para que processos adaptativos de organização do movimento sejam estimulados, há necessidade da contínua aproximação entre as alterações de paradigmas teóricos e as práticas que objetivam promover a independência funcional de pessoas com lesão medular.

### 2.2.2 Modelos de Intervenção: Teoria e Prática na Recuperação Neurofuncional

Ao longo do tempo, diferentes procedimentos práticos têm sido propostos com objetivo de estimular a funcionalidade e a autonomia motora de pessoas com lesão medular. Sob o ponto de vista da Neurofisiologia, tais procedimentos são fundamentados em abordagens teóricas sobre como o Sistema Nervoso Central (SNC) controla os movimentos (BENNET; KARNS, 1998; CARR; SHEPHERD, 2006).

De acordo com Israel (2000), a evolução conceitual sobre as intervenções utilizadas para promover a recuperação neurofuncional pode ser dividida em três momentos. Inicialmente, houve a supremacia de uma visão periférica e musculoesquelética sobre os demais sistemas orgânicos, o que gerou uma ênfase na recuperação motora pelo estabelecimento de técnicas de reeducação muscular dos segmentos corporais acometidos pela lesão. Neste primeiro momento o indivíduo não era considerado um agente interativo da intervenção. Havia, portanto, uma ideia de passividade sobre a pessoa com deficiência.

Num segundo momento, como uma reação à abordagem muscular, foi adotada uma concepção central, com prioridade de explicação neurofisiológica para as alterações motoras. Esta visão conceitual fundamentou o

desenvolvimento de métodos de facilitação neurológica como modelos de intervenção junto a pessoas com desordens neuromotoras, elaborados a partir da visão de hierarquia tradicional de comando rígido dos centros superiores do SNC sobre os inferiores, estabelecendo relações estáveis de padrões de estímulo e resposta motora (FASOLI et al., 2002; CARR; SHEPHERD, 2006). Estas abordagens terapêuticas propuseram metodologias distintas sob o ponto de vista de suas técnicas, porém, assumiram o objetivo comum de enfatizar o conhecimento do desenvolvimento motor normal como ponto de partida para a estimulação da reorganização motora, promovendo a inibição de padrões patológicos para facilitar a emergência de padrões de movimento considerados normais (BOBATH; BOBATH, 1989; EDWARDS, 1999).

Entretanto, o conceito de que pessoas com lesão neurológica aprendem movimentos pela repetição de padrões de estimulação que desencadeiam movimentos normais, fundamentados na psicologia behaviorista tradicional, apresentou limitações para fundamentar a promoção da flexibilidade necessária à adaptabilidade do movimento humano (GORDON, 2000), sendo identificada a necessidade do desenvolvimento das estratégias de intervenção que considerassem a estimulação da capacidade do sistema resolver desafios motores em ambientes abertos, isto é, sujeitos a variações (SALBACH; MAYO; WOOD-DAUPHINEE, 2004; LIN et al., 2007).

A partir desta necessidade foi iniciado um terceiro momento de reorientação conceitual, motivado principalmente pela aproximação entre as áreas da Neurofisiologia e do Comportamento Motor no início da década de 80 (ISRAEL; BERTOLDI, 2010). Esta aproximação resultou no desenvolvimento de intervenções práticas com abordagens orientadas para a tarefa funcional (UMPHRED; CARLSON, 2007). Um dos fatores que contribuiu para o surgimento dessas abordagens foi o desafio da transferência funcional ou equivalência motora, isto é, a possibilidade do indivíduo desenvolver autonomia para adaptar-se a diferentes demandas ambientais, ainda não solucionado pelas intervenções fundamentadas na concepção de organização hierárquica tradicional do SNC (CARR; SHEPHERD, 2006; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011). Com este objetivo, diferentes métodos vêm sendo desenvolvidos com ênfase em abordagens sistêmicas ou ecológicas, fundamentados na explicação do fenômeno da auto-organização motora a partir de interações heterárquicas entre os centros

superiores e inferiores do sistema orgânico, considerando as relações entre o indivíduo e o ambiente no estabelecimento de estratégias de controle motor (CARR; SHEPHERD, 2006). Estas abordagens teóricas estimularam o desenvolvimento de intervenções práticas que reconhecem o papel ativo e não apenas reativo da organização motora do indivíduo em relação ao ambiente, reorientando a antiga concepção estática da deficiência (UMPHRED; CARLSON, 2007).

Entretanto, em que pese o avanço da aproximação entre teoria e prática que as intervenções orientadas para a tarefa funcional têm promovido, sob o ponto de vista dos modelos de aprendizagem motora adotados, verifica-se uma supremacia da perspectiva de estabilidade na aquisição de tarefas motoras, com uma concepção de autonomia de movimento com foco na automatização de um conjunto de ações funcionais consideradas importantes para a independência do indivíduo (ARES; CASALIS, 2001; ISRAEL; BERTOLDI, 2010; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011).

Neste contexto, é necessário aproximar conceitos contemporâneos de ciência, que fundamentam o processo de aprendizagem motora para além da estabilização, e intervenções práticas realizadas com pessoas com lesão medular. (GORDON, 2000; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011). Há uma percepção crescente da necessidade do desenvolvimento de procedimentos menos apoiados na reprodução estável de soluções motoras, com maior ênfase na estimulação da adaptabilidade dos movimentos dessa população (EDWARDS, 1999). Admite-se que, embora a especificidade da prática seja um pré-requisito importante para a aprendizagem de uma tarefa motora, ela deve considerar o desenvolvimento de diferentes estratégias de controle dos parâmetros variáveis dos movimentos (CARR; SHEPHERD, 2006). Como foi descrito anteriormente, a estabilidade é necessária para a padronização espacial e temporal do movimento e, portanto, para a formação de sua estrutura. Porém, a prática da variabilidade de parâmetros motores estabelece níveis de ruído e desordem que possibilitam processos adaptativos do movimento (TANI et al. 2004; 2005).

Quando uma pessoa com lesão medular aprende a solucionar um problema motor apenas por meio da repetição de um conjunto de ações funcionais que lhe são ensinadas, ela reforça estados atratores do sistema que nem sempre favorecem a adaptabilidade destas ações em situações ambientais

diferentes. Por exemplo, é muito comum pessoas com lesão medular serem capazes de realizar ações funcionais em ambientes específicos de consultórios, serem avaliadas como independentes por seu desempenho neste contexto, e relatarem que não são capazes de encontrar soluções funcionais para diferentes ações se houver qualquer mudança no ambiente, o que lhes confere pouca autonomia tendo em vista que a maioria dos ambientes é aberta e requer adaptabilidade constante. Para Bernstein (1967), a aprendizagem bem sucedida de uma ação não consiste na repetição da solução de um problema motor, mas, no processo de solucioná-lo repetidas vezes.

Embora a revolução paradigmática da ciência contemporânea tenha permitido uma reorientação conceitual dos processos de aprendizagem motora para além da estabilização, a questão da diminuição das lacunas ainda existentes entre teoria e prática nas intervenções que visam estimular a independência funcional de pessoas com lesão medular depara-se com o problema do processo de construção de uma cultura de prática, tradicionalmente apoiada na aprendizagem motora como um processo de estabilidade (CARR; SHEPHERD, 2006).

Pessoas com lesão medular são avaliadas como independentes em função da maior ou menor necessidade de ajuda para realizar ações funcionais (RIBEIRO et al., 2004) e, dessa forma, a autonomia motora tem sido vinculada à consistência do desempenho nestas ações (ANDRADE; GONÇALVES, 2007). Esta concepção de autonomia admite que o papel da intervenção se encerra com a automatização de ações funcionais, e assume que o processo de adaptabilidade possa ser desenvolvido com as oportunidades de prática que a pessoa com lesão medular supostamente terá na sua vida diária. Portanto, o investimento na variabilidade, na instabilidade do comportamento motor não tem sido considerado o foco central das intervenções que objetivam estimular a autonomia motora dessa população.

Sabe-se que a aprendizagem motora é um processo que se estabelece com a prática (MAGILL, 1989), entretanto, se a prática das atividades cotidianas fosse suficiente para estimular adequadamente sua flexibilização e adaptação, não seria ela própria a garantia de autonomia para ações funcionais repetidas inúmeras vezes por dia? Pessoas com lesão medular torácica são desafiadas a realizarem ações com os membros superiores como, por exemplo, o transporte de

objetos, com uma grande variabilidade de interferência contextual, isto é, diferentes pesos dos objetos, diferentes distâncias, entre outros. O que justificaria então a permanência de dificuldades de adaptabilidade motora relatadas por esta população?

É preciso considerar que ações cotidianas de interceptação como alcançar, pegar, transportar objetos, entre outras realizadas diariamente, embora pareçam fáceis, envolvem uma complexa coordenação dos sistemas musculoesquelético e neural (VAN DER BERGHE et al., 2010; VETTE et al., 2011). Como descrito anteriormente, a adaptabilidade destas ações será construída a partir da convivência entre ordem e desordem na organização da macro e da microestrutura da ação (TANI et al., 2004). Estará sujeita, portanto, à percepção do indivíduo sobre os recursos disponíveis aos subsistemas na relação entre os aspectos estáveis e os flexíveis do organismo para ajustar a ação a uma demanda funcional específica.

Quando um indivíduo tem a oportunidade de flexibilizar a microestrutura da ação como, por exemplo, os parâmetros de amplitude, velocidade e tensão de movimentos, ele amplia as possibilidades de explorar recursos disponíveis no organismo em relação ao ambiente e de obter informações mais eficientes para auto-organizar e coordenar seus movimentos com um contínuo acoplamento do ciclo percepção/ação (BARELLA, 1997). Diante disso, a questão que surge é: como procedimentos práticos podem ampliar a percepção de tais recursos, assumindo a convivência entre estabilidade e variabilidade, macroordem e microdesordem na adaptabilidade motora de pessoas com lesão medular?

A perspectiva teórica da atenção entendida como um potencializador do ciclo percepção/ação é apresentada na literatura como um agente promotor da organização do movimento, com possibilidade de facilitar sua adaptação (PELLEGRINI, 2001; MICHAELS, 2001; COURT et al., 2005; WULF et al., 2009). Diferentes abordagens teóricas sobre o papel da atenção no comportamento motor vêm sendo contruídas ao longo do tempo e, atualmente, um número crescente de estudos têm investigado os efeitos da seletividade da atenção na organização do movimento com diferentes populações com lesões neuromotoras, incluindo pessoas com lesão medular.

No capítulo 2.3 são apresentadas as principais abordagens conceituais sobre o direcionamento da atenção em processos de organização motora, bem

como sua estreita relação com os paradigmas conceituais adotados ao longo do tempo para fundamentar os campos de estudo da aprendizagem e controle motor.

### 2.3 O ESTUDO DA ATENÇÃO: ENTRE LIMITE E RESTRIÇÃO

Os estudos da atenção surgiram na área da Psicologia, no final do século XIX. Porém, a crescente relação entre homem e máquina observada no século XX, resultaram no surgimento de teorias sobre a atenção em diferentes áreas (LADEWIG; CIDADE; LADEWIG, 2001). As primeiras teorias fundamentaram-se na existência de um canal único com um mecanismo do tipo filtro, com capacidade fixa, processando as informações ambientais de maneira seriada (SCHIMDT; LEE, 1999). Welford (1952) e Broadbent (1958) assumiram que o filtro estaria no início do processo de seleção de informações. Para Treisman (1969), Norman (1969) e Keele (1973) o filtro encontrava-se dentro do processo de informações. As teorias que sustentavam essa abordagem diferenciavam-se apenas na localização do filtro, porém, concordavam que antes de chegar ao filtro o processamento das informações aconteceria em paralelo e, após encontrar-se com o filtro, o processamento ocorreria de forma seriada sendo necessário o direcionamento da atenção.

Outra perspectiva teórica para os estudo da atenção foi a abordagem da “Capacidade Flexível” desenvolvida por Kahneman (1973) e o conceito da “Automatização” proposto por Schiffrrin e Schneider (1977). A abordagem da “Capacidade Flexível” adotava a ideia de que o processamento em paralelo pode ocorrer em qualquer fase com variação apenas na quantidade de atenção despendia em cada fase do processamento de informações. Já na abordagem da “Automatização”, a atenção estaria relacionada ao processo de automatização de um comportamento, dividido em duas categorias: processo controlado, caracterizado pela necessidade de grande demanda de atenção na realização da atividade e processo automático, que não requer atenção para a execução da ação.

De acordo com Schmidt e Lee (1999), além dessas abordagens, as teorias da atenção têm assumido que a interferência entre tarefas ocorre não

porque a atenção seja requisitada em diferentes fases do processamento de informações, mas, porque uma ação foi selecionada intencionalmente e a intenção da ação seria mais importante que a noção de capacidade adotada nas teorias anteriores. Independente das diferentes abordagens, o pressuposto básico para a fundamentação da maioria das teorias que surgiram naquele momento foi a existência, no cérebro, de um “sistema atencional” com capacidade limitada, responsável por todos os processos cognitivos que exigem atenção, entre eles, a aprendizagem e o controle de ações motoras (LADEWIG; GALLAGHER; CAMPOS, 1995; GALLAGHER, 1995; LADEWIG; CAMPOS; GALLAGHER, 1996; LADEWIG, 2000; LADEWIG; CIDADE; LADEWIG, 2001).

A aprendizagem motora é definida como um conjunto de alterações relativamente permanentes no comportamento motor influenciadas pela prática e experiência, sendo interno, isto é, não observável (MAGILL, 1989). Já o controle motor é descrito como o processo de organização do SNC de maneira que os movimentos de músculos e articulações tornem-se coordenados e controlados (TURVEY, 1990; KELSO, 1995; SALVESBERGH et al., 2003). O papel da atenção tem sido vinculado a diferentes pontos de vista utilizados para explicar estes campos de estudo do Comportamento Motor, dentre eles destacou-se no início da década de 1970, a divergência entre a perspectiva da teoria do Circuito Fechado (ADAMS, 1971; ABERNETHY, 1993) e a do Circuito Aberto (KEELE, 1968; SCHMIDT, 1988).

Na perspectiva da teoria do Circuito Fechado, a eficiência do movimento é explicada pela detecção do erro através de receptores sensoriais que fornecem o *feedback* para a correção da ação, ou seja, é assumida a possibilidade de uma avaliação do movimento realizado. Assim, parte-se do princípio da existência de uma referência sensorial para que o movimento seja corrigido quando necessário (ADAMS, 1971). Já para a teoria do Circuito Aberto, essa referência sensorial de detecção de erros não seria necessária, porque os movimentos seriam controlados por um mecanismo central, no qual estariam contidas todas as informações necessárias para a realização de cada movimento. Nesta perspectiva, haveria um programa motor para cada ação, denominado de programa motor simples (KEELE, 1968).

O conceito de programa motor simples apresentou limitações como o problema da armazenagem, isto é, a dificuldade de explicação sobre o

processamento e armazenamento de uma grande quantidade de informações no SNC, além da dificuldade em explicar como movimentos novos são realizados, caracterizando o problema da novidade (SCHMIDT; WRISBERG, 2001). Essas limitações teóricas impulsionaram o surgimento do conceito de programa motor generalizado, o qual assumiu que o mesmo programa motor seria utilizado para controlar conjuntos de movimentos ao invés de haver um programa para cada ação específica. Nesta concepção foi admitida ainda a possibilidade de ajustes do programa durante a execução do movimento, realizados em função da prática. Estas alterações de abordagem foram propostas como uma solução para os problemas da armazenagem e da novidade (SCHMIDT, 1975; TANI, 2005).

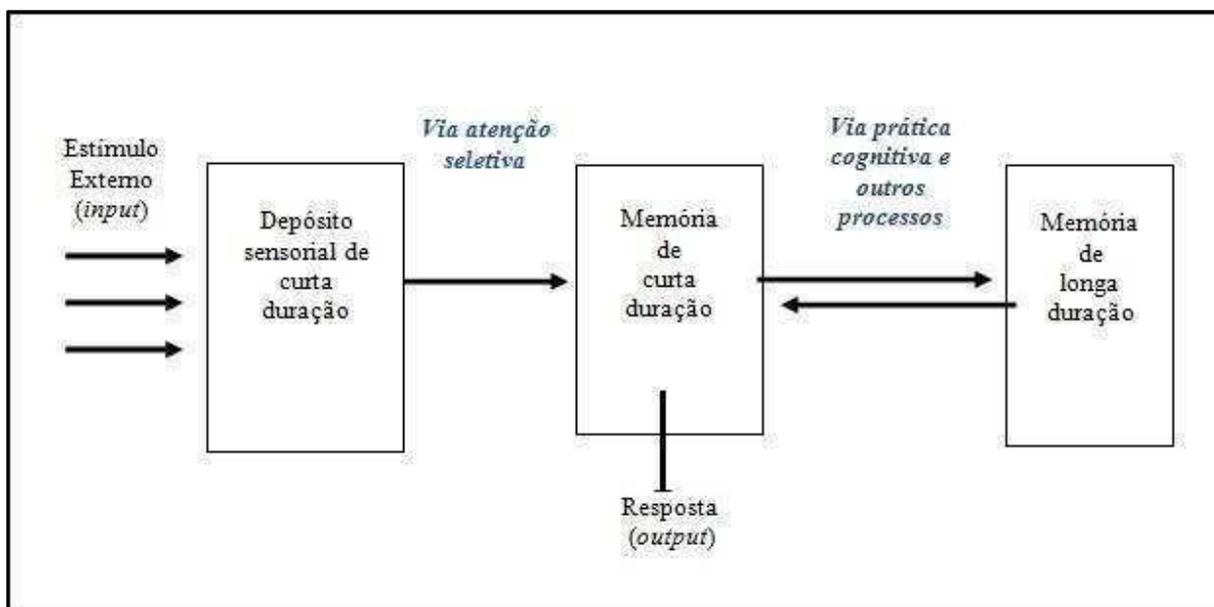
A divergência teórica sobre o papel do *feedback* para o movimento humano foi solucionada com a influência da teoria do Esquema (SCHMIDT, 1975; 1988) que contribuiu para integrar as visões de circuito fechado e aberto pelo reconhecimento de que, dependendo da tarefa a ser realizada, haveria uma ênfase de explicação na teoria do Circuito Fechado, como, por exemplo, em movimentos lentos, ou do Circuito Aberto, como em movimentos muito rápidos ou balísticos. No entanto, no início dos anos 80, houve um novo embate de abordagens teóricas denominado de controvérsia entre a teoria Motora e da Ação. A teoria Motora é representada pela abordagem da teoria do Processamento de Informações e a teoria da Ação, pela abordagem da teoria dos Sistemas Dinâmicos (TANI et al., 2004).

A teoria do Processamento de Informações enfatiza as atividades cognitivas precedentes ao movimento (LADEWIG, 1994). Ela assume a existência de um sistema de processamento central de informações captadas pelo indivíduo no ambiente. Tais informações são processadas em três estágios: no primeiro, as informações são captadas e seu conteúdo é analisado; no segundo, chamado de “seleção da resposta”, a análise da informação ambiental gera a seleção de uma dentre as diferentes respostas possíveis àquele estímulo; e no terceiro estágio, chamado de “programação da resposta”, o sistema motor é organizado para que a resposta desejada seja produzida (ADAMS, 1971; SCHMIDT, 1988).

Na perspectiva desta teoria, as informações são processadas e armazenadas em três diferentes sistemas de memória localizados centralmente: 1) depósito sensorial de curta duração; 2) memória de curta duração; 3) memória de longa duração. O primeiro armazena um grande número de informações

literais por aproximadamente um segundo; o segundo é capaz de codificar um número menor de informações, em torno de sete itens, por um tempo um pouco maior de aproximadamente 30 segundos; já o terceiro, armazena um grande número de informações por tempo indeterminado e seus processos ganham eficiência com a prática (LADEWIG, 2000; SCHMIDT; WRISBERG, 2001). A experiência da prática cognitiva como, por exemplo, os processos de associação de informações, promovem maior eficiência nas estratégias de controle motor adquirido ao longo da vida, facilitando a aprendizagem de estratégias de movimento que causam mudanças no comportamento motor (LADEWIG; CIDADE; LADEWIG, 2001). A Figura 1, a seguir, ilustra estes sistemas de memória.

**FIGURA 1** - Representação Esquemática dos Sistemas de Memória



Fonte: Adaptado de Schmidt e Wrisberg (2001, p. 97).

Na medida em que a aprendizagem motora é definida como um processo interno, verificado por meio da manutenção da alteração de um comportamento motor, está relacionada tanto com a aquisição do comportamento quanto com sua retenção, isto é, a permanência da alteração do comportamento motor (MAGILL, 1989). Neste contexto, a retenção da aprendizagem indica que a informação foi armazenada na memória de longa duração por meio do desenvolvimento de

estratégias de atenção seletiva capazes de captar as informações mais relevantes do ambiente e contribuir com a estabilidade do comportamento motor.

Entre as informações disponíveis no ambiente, o ser humano desenvolve a habilidade de dirigir a atenção a um ponto particular. Esta habilidade é definida como atenção seletiva que atua determinando o que é percebido e codificado na memória, facilitando a recuperação da informação quando necessário, como por exemplo, durante a realização de um movimento (ROSS, 1976; JANELLE et al., 2003). De acordo com a perspectiva da teoria do Processamento de Informações, o controle e a aprendizagem motora dependem da capacidade desenvolvida em selecionar informações relevantes do ambiente, descartando as irrelevantes para otimizar o sistema atencional, uma vez que possui capacidade limitada em processar informações (LADEWIG; CAMPOS; GALLAGHER, 1996). À medida que ocorre a aprendizagem motora, há um menor envolvimento cognitivo para a realização da ação e, conseqüentemente, um aumento da capacidade de detecção de erros (KEELE, 1968; LADEWIG, 2000).

Esta diminuição de envolvimento cognitivo ocorre, gradativamente, em três fases: fase cognitiva, na qual é necessária uma grande demanda de atenção para a realização da ação; fase associativa, na qual a demanda de atenção é reduzida e o foco torna-se o aperfeiçoamento do movimento; e a fase autônoma, caracterizada por uma redução mais significativa de atenção para a realização da ação, quando ocorre a automatização do movimento. Quanto maior a facilidade em desenvolver estratégias de seletividade de atenção para fatores relevantes de uma tarefa motora, maior será a facilidade em alterar e manter o seu controle, o que caracterizaria um processo de aprendizagem motora (SCHMIDT, 1988; SCHMIDT; WRISBERG, 2001). Observa-se nesta abordagem uma explicação para o fenômeno da aprendizagem motora fundamentada no aumento gradativo da consistência e estabilidade do movimento via processos de representação central nos sistemas de memória.

Como uma reação a esta ênfase cognitiva e à ideia de representação central do movimento postulada na teoria Motora, surge no início da década de 80 a abordagem da teoria da Ação, representada pela teoria dos Sistemas Dinâmicos (Tani et al., 2004). Esta abordagem foi originada das proposições de Gibson (1966) sobre percepção, e da visão de Bernstein (1967) sobre coordenação, para explicar como a organização motora emerge de múltiplos

graus de liberdade do sistema musculoesquelético e perceptivo, e como são estabelecidos acoplamentos entre informação e ação (KUGLER; KELSO; TURVEY, 1982).

Diferentemente da abordagem da teoria Motora, na teoria dos Sistemas Dinâmicos o movimento é explicado como uma alteração auto-organizada, independente de estruturas como memória ou programas motores localizados e organizados centralmente no sistema nervoso. No contexto desta teoria, a auto-organização do movimento ocorre durante a realização da ação (KELSO, 1995; TURVEY, 1990; BARELA, 1997). Esta perspectiva teórica assume que o controle dos movimentos ocorre por meio da cooperação dos subsistemas corporais, atuando em conjunto para selecionar as opções percebidas pelo organismo como as mais adequadas para uma ação entre um infinito número de graus de liberdade possíveis (KELSO et al., 1980).

O grande número de possibilidades de combinações dos movimentos é reduzido a um conjunto maleável de agrupamentos musculares, o qual pode executar movimentos coordenados, mesmo sem comandos neurais detalhados vindos do SNC (BERNSTEIN, 1967; BERTHOUSE; LUNGARELLA, 2004). De acordo com Turvey (1977) e Decety e Grezes (1999) os músculos, articulações e segmentos corporais são controlados como um todo pelo sistema na realização da tarefa e são chamados de estruturas coordenativas, que atuam como sinergias funcionais definindo estratégias neurais de acoplamento dos movimentos em articulações multissegmentares. Vários pesquisadores (VEREIJKEN et al., 1992; STEENBERGEN; MARTENIUK; KALBFLEISCH, 1995; SAVELSBERGH; VAN DER KAMP, 2000) têm demonstrado evidências da existência de três estágios de coordenação do movimento com respeito aos graus de liberdade musculoesqueléticos e perceptivos, denominados *freezing*, *freeing* e *exploiting*. Estes estágios evoluem no sentido da diminuição do congelamento inicial (*freezing*) e do desenvolvimento de uma coordenação mais apropriada, isto é, com maior fluência e adaptabilidade às demandas de diferentes tarefas e um grande repertório de acoplamentos entre percepção e ação (KUGLER; KELSO; TURVEY, 1980; KELSO; ZANONNE, 2002).

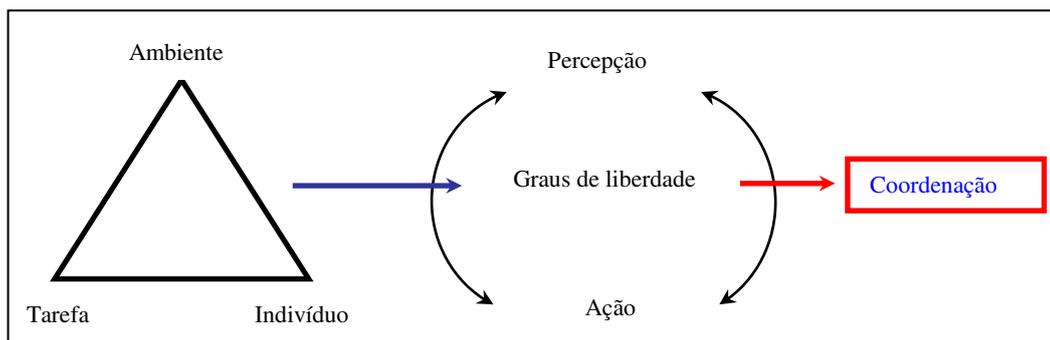
Segundo Salvesbergh et al. (2003), no estágio de *freezing* ou congelamento da redundância dos graus de liberdade, os movimentos articulares tornam-se temporariamente pouco fluídos e a coordenação emerge, em primeiro

lugar, para satisfazer o objetivo da tarefa. Conforme a aquisição do movimento progride, os graus de liberdade tornam-se gradualmente mais livres e surge uma coordenação mais fluente com a apropriação de vantagens de forças passivas como, por exemplo, a força da gravidade. No último estágio, o movimento torna-se mais coordenado e controlado por meio do desenvolvimento de um repertório mais amplo de acoplamentos entre as informações e as estratégias de movimento, permitindo um ajuste mais específico entre a utilização de graus de liberdade e de parâmetros de movimento para atender a diferentes demandas das tarefas.

De acordo com esta perspectiva, o congelamento dos graus de liberdade e o comportamento coordenativo resultante são auto-organizados em função das interações de fatores restritores do próprio organismo, das alterações do ambiente e da tarefa a ser realizada de um contexto específico (NEWELL, 1986; VEREIJKEN; BONGAARDT, 1992; MANOEL; CONNOLLY, 1995). Por exemplo, quando um copo cheio de água tem que ser deslocado em uma dada direção espacial (restrição da tarefa), os graus de liberdade do ombro e cotovelo tornam-se congelados, enquanto os graus de liberdade do tronco são flexibilizados para atender a demanda de suavizar o movimento sem que o conteúdo do copo seja derrubado (STEENBERGEN et al., 1995; STEENBERGEN, 2000). Se o copo estivesse vazio, uma coordenação diferente iria emergir entre os graus de liberdade do sistema.

Na abordagem dos Sistemas Dinâmicos os movimentos são uma propriedade dinâmica do sistema motor organizado a partir da sinergia executante/meio ambiente, e é assumida a impossibilidade de separar a percepção da ação para se compreender a emergência da coordenação (TURVEY, 1977). O pressuposto de que a emergência dos padrões motores é fruto de auto-organização do sistema fundamenta o entendimento da atenção humana no contexto do ciclo percepção/ação (McNEVIN; WULF; CARLSON, 2000). Nesta perspectiva, a atenção passa de limite à restrição, isto é, não está mais restrita a elementos internos ou externos ao organismo, mas, é exatamente na relação entre eles que desempenha o seu papel auto-organizador (PELLEGRINI, 2001; BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011). A Figura 2 ilustra estas relações entre percepção e ação.

**FIGURA 2** - Emergência de Comportamentos Coordenados na Abordagem da Teoria dos Sistemas Dinâmicos



Fonte: Adaptado de Ricken (2005, p. 9).

Em sua interação com o meio, o ser humano busca um conjunto de informações que lhe permita atingir objetivos funcionais em sincronia com o ambiente circundante. Esta interação envolve a intenção do executante, a captação da informação do ambiente e a organização dos comandos para resposta (CARR; SHEPHERD, 2006). A atenção é considerada como um agente potencializador deste processo (LADEWIG, 2000). É justamente a organização do ambiente, captada pelos sistemas perceptivos do ser humano e seus estados disposicionais para a ação que determinam a pertinência da estratégia de movimento utilizada e, por consequência, o conjunto de adaptações necessárias à funcionalidade da ação (BARAN; MILLER, 2007).

No contexto da teoria dos Sistemas Dinâmicos, a seletividade da atenção e os mecanismos perceptivos advindos dos sistemas visual, vestibular e somatosensorial assumem papel importante no trabalho cooperativo do controle motor do organismo em contato com o meio externo, potencializando o ciclo percepção/ação. Dessa forma, o direcionamento da atenção é entendido como um fator de aprendizagem e controle motor, na medida em que facilita o reconhecimento das possibilidades de organização do próprio sistema em contato com o meio. Para cada novo detalhe percebido, surge um potencial para a organização de uma nova resposta motora. A atenção, nesta abordagem teórica, pode ser considerada como um ruído ou um fator de restrição capaz de gerar disposição para a emergência de soluções motoras funcionais (PELLEGRINI, 2001).

O Quadro 1 sintetiza as principais diferenças conceituais entre a teoria Motora e a teoria da Ação e sua relação com as perspectivas de estudos da atenção.

**QUADRO 1** - Síntese de Divergência entre a Teoria Motora e a da Ação

<b>TEORIA MOTORA</b>	<b>TEORIA DA AÇÃO</b>
Abordagem do Processamento de Informações	Abordagem dos Sistemas Dinâmicos
Movimentos representados centralmente	Não admite representação central dos movimentos
Comportamento Motor explicado por meio de representações do movimento na memória e de programas motores, desenvolvidos em função da experiência	Comportamento Motor explicado pela auto-organização da interação dinâmica do organismo com as demandas do ambiente, através de acoplamento entre percepção e ação
Atenção como limite facilitador do processamento das informações relevantes para a memória de longa duração.	Atenção como uma restrição para provocar novos estados de organização. Agente mediador do ciclo percepção/ação.

Fonte: Israel e Bertoldi (2010, p.56).

Embora existam divergências profundas entre as teorias Motora e da Ação e, conseqüentemente, sobre a abordagem do papel da atenção nos processos de aprendizagem e controle motor, atualmente assistimos a um esforço integrativo de reconhecimento das contribuições de cada um destes pontos de vista teóricos para diferentes características de ações motoras. Mais que uma opção unilateral entre uma ou outra teoria, observamos uma tendência de ênfase em uma visão de cooperação entre mecanismos centrais e periféricos para explicar as relações entre os restritores do organismo, tarefa e ambiente na coexistência entre estabilidade e instabilidade do comportamento motor humano (TANI, 2005). Esta compreensão abre um amplo caminho de investigação sobre o papel da atenção no comportamento motor de diferentes populações, entre elas, pessoas com lesões neurológicas.

Diferentes enfoques de estudos sobre os efeitos da atenção no comportamento motor de pessoas com desordens neurológicas vêm sendo realizados. Uma das abordagens de investigação têm sido os efeitos dos focos de atenção externo e interno no controle motor de tarefas funcionais (WULF; HOB; PRINZ, 1998; WULF; SHEA; PARK, 2001; TOTSIKA; WULF, 2003; WULF; SU, 2007). Com a população com doença de Parkinson foi demonstrado redução de instabilidade postural com o uso de foco externo de atenção (LANDERS et al., 2005; WULF et al., 2009). Fasoli et al. (2002) avaliaram parâmetros cinemáticos de uma tarefa de alcance realizada por adultos com hemiplegia por Acidente Vascular Encefálico, demonstrando menores tempos de movimento e maiores picos de velocidade quando o foco externo de atenção foi utilizado. Outro estudo, conduzido com adultos com desordens neuromotoras, demonstrou redução de parâmetros de amplitude da ativação elétrica muscular com o uso de foco externo de atenção (ZACHRY et al., 2005).

Além da investigação dos efeitos do foco de atenção, o uso de estratégias cognitivas de direcionamento de atenção (dicas de aprendizagem) tem indicado melhora na consistência e na estabilidade do comportamento de diferentes habilidades motoras (WHINTER; THOMAS, 1981; MASSER, 1993; CUTHMA, 1990; LADEWIG, 1994; LADEWIG; GALAGHER, 1994; LADEWIG; CUTHMA; MARTINS, 1999; LADEWIG et al., 2000). Estudos realizados em ambientes naturais têm demonstrado a tendência de validade ecológica do uso de dicas de aprendizagem (EVERSHEIM; BOCK, 2002; LADEWIG et al., 2005; MOURA, 2006), e essa tendência tem sido confirmada com pessoas com diferentes tipos de deficiência. Cidade et al. (1998) demonstraram melhora do desempenho da habilidade motora de *backhand* no tênis de campo como resultado do uso de dicas visuais com uma criança com Síndrome de Down. Passeto, Araújo e Corrêa (2006) também encontraram resultados positivos em relação ao uso de dicas visuais no desempenho do nado *crawl*, realizado por adolescentes com deficiência auditiva. Yamaguchi (2007) verificou que o uso de dicas de aprendizagem com crianças com déficit de atenção diminuiu fatores de distração e favoreceu o desempenho da habilidade de rebater no tênis de campo. Medina et al. (2008) demonstraram que o uso de dicas verbais facilitou a performance e aprendizagem do rolamento peixe com crianças com transtorno de desenvolvimento da coordenação (TDC).

Nestes estudos, as dicas de aprendizagem utilizadas sugeriam soluções para problemas motores como, por exemplo, o uso de palavras que indicaram o posicionamento de um segmento corporal como “queixo no peito” (MASSER, 1993; MEDINA et al. 2008) ou “coloque a mão o mais longe possível” (MEDINA et al., 2008). Este tipo de estratégia de direcionamento de atenção tem sido justificado por facilitar a detecção e utilização das informações consideradas mais relevantes para o desempenho das habilidades motoras (LADEWIG, 1994; 2000).

É importante notar que na maioria dos estudos que investigaram os efeitos da atenção externa e interna, bem como do uso de dicas de aprendizagem com pessoas com algum tipo de deficiência, os resultados foram considerados positivos por favorecerem aspectos relativos à estabilização da ação. Neste contexto, o foco externo de atenção, bem como as dicas de aprendizagem que indicam soluções para problemas motores, têm sido reconhecidos como facilitadores da aprendizagem motora. Entretanto, como foi descrito anteriormente, de acordo com o paradigma sistêmico a visão da aprendizagem como um processo de estabilização alcançada via *feedback* negativo, no qual a automatização é entendida como o final do processo, não é suficiente para explicar a coexistência de consistência e variabilidade inerente à adaptabilidade de sistemas complexos (TANI, 2005).

Poucos estudos têm avaliado os efeitos do direcionamento da atenção considerando seu papel como um fator de instabilidade e adaptabilidade do comportamento de pessoas com distúrbios neuromotores. Um estudo realizado com crianças diplégicas, com faixa etária de 7 a 10 anos, direcionou a atenção das crianças para diferentes partes do corpo (cabeça, tronco, membros superiores e membros inferiores) durante um período de intervenção prática de movimentos estabilizadores, manipulativos e locomotores. Os resultados foram avaliados por meio da aplicação de escalas psicomotoras e testes de desenho do corpo sem que a atenção fosse direcionada pelo pesquisador durante os testes. As avaliações ocorridas após a intervenção indicaram melhores níveis de percepção corporal em variáveis do esquema e da imagem corporal das crianças. Os autores concluíram que o efeito do direcionamento da atenção para a variabilidade do uso das partes do corpo promoveu a instabilidade do uso preferencial do corpo (membros superiores) apresentado pelas crianças antes da

intervenção facilitando o desenvolvimento da percepção corporal (BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2007).

Outro estudo de Bertoldi, Israel e Ladewig (2008) direcionou a atenção de um adulto com lesão medular incompleta para a variação de velocidade, amplitude e tensão muscular durante a prática de uma intervenção composta por exercícios estabilizadores, manipulativos e locomotores. Os comportamentos de transferência da posição deitada para a sentada e da posição sentada para a posição ortostática com apoio foram avaliados por meio da aplicação de escala funcional (ISRAEL, 2000) em testes pré e pós-intervenção, sem que a atenção fosse direcionada pelo pesquisador durante os testes. Os resultados indicaram aumento do nível funcional nos dois comportamentos avaliados. Os autores concluíram que o efeito do direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento, facilitou a instabilidade da organização preferencial dos comportamentos estudados, contribuindo para o ganho apresentado na avaliação funcional.

Embora estes estudos tenham procurado investigar os efeitos da atenção como um potencial promotor da adaptabilidade motora de pessoas com distúrbios neurológicos, não foram encontrados estudos que investigaram os efeitos do direcionamento da atenção em ações funcionais de membro superior realizadas por pessoas com lesão medular. Há necessidade de aprofundar a análise do comportamento da micro e da macroestrutura de ações funcionais realizadas por esta população, por meio de instrumentos sensíveis a pequenas alterações do movimento, como, por exemplo, a cinemática tridimensional e a eletromiografia. Além disso, é necessário ampliar a análise dos resultados do direcionamento da atenção em procedimentos práticos com pessoas com lesão medular, a partir de abordagens teóricas sistêmicas que procuram atualizar explicações sobre as questões de armazenagem, novidade e complexidade do movimento.

Uma possibilidade de aproximação é com o modelo de não-equilíbrio proposto por Tani, (1989; 1992; 2005) e Coshi, (2000) que assume a integração entre aspectos centrais e periféricos do movimento na formação de programas de ação, identificando a tendência de ordem da macroestrutura e desordem da microestrutura do movimento. Neste modelo, a análise da elaboração de programas de ação considera a possibilidade de que algum um tipo de

representação de natureza hierárquica seja armazenada no SNC com três níveis de hierarquia. No primeiro nível são representadas as unidades de ação e conexões estáveis entre elas; no segundo, há a representação da sequência dessas unidades de ação; e no terceiro, considerado o mais abstrato da hierarquia, é representada a meta da ação (TANI, 2005).

Segundo o autor, quando a macroestrutura do movimento é estabilizada como resultado da prática, ela provoca restrições à microestrutura reduzindo seus graus de liberdade. Porém, essa redução não pode ser vista como uma regra fixa para não ocasionar a perda de flexibilidade no programa de ação, o que diminuiria sua capacidade adaptativa. Assim, é preciso considerar que a variabilidade ocasionada em função da inconsistência da macroestrutura de uma ação em direção a sua estabilização deve ser reduzida, entretanto, a variabilidade inerente à sua microestrutura, denominada de variabilidade funcional (MANOEL; CONOLLY, 1995) é necessária para possibilitar o processo adaptativo.

Neste contexto, a intervenção adotada neste estudo propõe estimular a adaptabilidade funcional da ação de transporte de um objeto, levando em consideração a provável estabilidade da macroestrutura desta ação realizada por pessoas com lesão medular em fase de pós-alta de tratamento fisioterapêutico, considerado um momento de maior consistência de ações funcionais realizadas com os membros superiores (UMPHRED; CARLSON, 2007). Outro fator a considerar é que a intervenção adotada no presente estudo propõe direcionar a atenção para diferentes velocidades, amplitudes e níveis de tensão muscular apenas durante a prática de movimentos gerais de equilíbrio, manipulação e locomoção e não durante a prática específica da ação estudada. Esta forma de intervenção é entendida como um recurso para que o direcionamento de atenção para as variações da microestrutura do movimento (fatores de desequilíbrio) não concorram com os atratores de macro e microestrutura organizados para atingir a meta funcional da ação estudada (fatores de equilíbrio). Dessa forma, este estudo assume aspectos da característica de limite da atenção humana, própria da abordagem da teoria do Processamento de Informações (LADEWIG, 2000), como uma estratégia facilitadora do seu papel restritor, característico da abordagem da teoria dos Sistemas Dinâmicos (PELLEGRINI, 2001), para investigar os efeitos do direcionamento da atenção na adaptabilidade motora de pessoas com lesão medular, a partir de uma nova aproximação teórica entre o estudo do

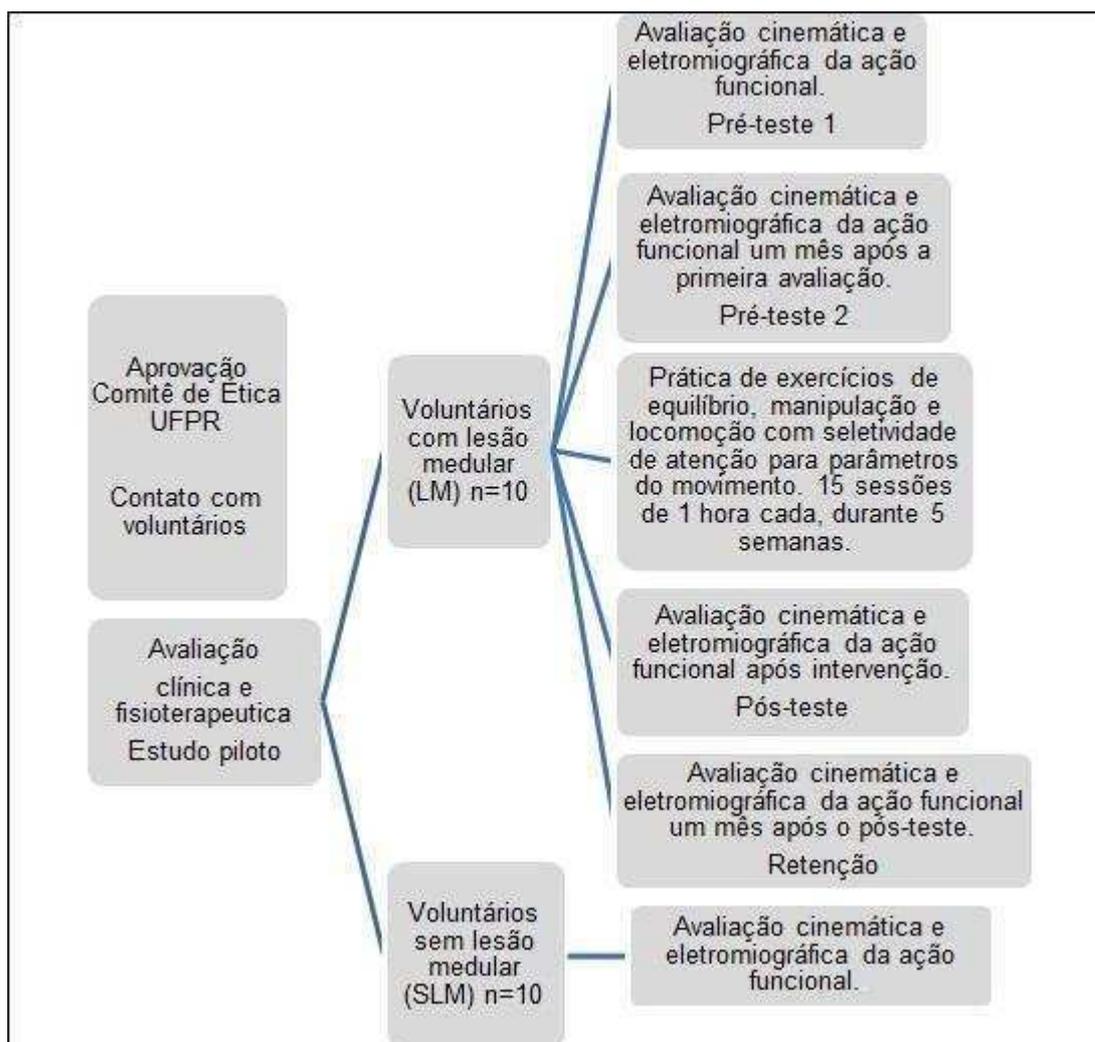
direcionamento da atenção e o modelo de não equilíbrio (TANI,1989; COSHI, 2000), assumindo uma perspectiva sistêmica de coexistência entre ordem e desordem no estudo do comportamento motor humano.

### 3 MÉTODOS

#### 3.1 DESENHO DO ESTUDO

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde/ UFPR, registro CEP/SD: 826.161.09.10 CAAE:0078.091.000-09 (Anexo I). A coleta de dados foi realizada no laboratório CECOM, Departamento de Educação Física da UFPR e a intervenção prática na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná – ADFP (Anexo II). A Figura 3 apresenta o delineamento do estudo.

**FIGURA 3 -** Delineamento do Estudo



Fonte: O Autor (2012).

Trata-se de um estudo quase experimental com medidas de pré e pós-intervenção (COOK; CAMPBELL, 1979). Após a aprovação do Comitê de Ética Institucional foi realizado um estudo piloto com três voluntários com lesão medular visando ajustes metodológicos. Inicialmente foram realizadas as medidas cinemáticas e eletromiográficas da ação funcional com adultos sem deficiência física para possibilitar a descrição de características “típicas” desta ação e permitir análises comparativas com o comportamento dos sujeitos com lesão medular torácica. Posteriormente, as mesmas medidas foram realizadas com pessoas com lesão medular torácica antes e após um período de um mês sem intervenção (Pré-teste 1 e Pré-teste 2) com o objetivo de excluir a possibilidade de alterações significativas do comportamento, independente da prática da intervenção. Após a realização destas medidas, as pessoas com lesão medular realizaram a intervenção prática (descrita no item 3.4) e as avaliações cinemática e eletromiográfica da ação estudada foram repetidas após a intervenção (Pós-teste), sendo retestadas após um mês (Retenção), com o objetivo de verificar os efeitos da intervenção na aquisição e retenção do comportamento coordenativo das pessoas com lesão medular e permitir comparações com o comportamento apresentado pelo grupo de pessoas sem lesão medular.

### 3.1.1 Variáveis Dependentes

- Excursão Angular
- Pico de Velocidade Angular/Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular
- Pico de Velocidade Linear/Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear
- Tempo Total de Movimento
- Instante da Ativação Muscular
- Duração da Ativação Muscular
- Tempo Percentual Antes do Pico da Ativação Muscular

### 3.1.2 Variáveis Independentes

- Tarefa na Condição Experimental 1 – (C1)
- Tarefa na Condição Experimental 2 – (C2)

### 3.2 SUJEITOS

A amostra foi composta por 20 sujeitos: 10 adultos sem deficiência física, grupo sem lesão medular (SLM), destros, faixa etária entre 19 e 23 anos, média e desvio padrão de  $(20,5 \pm 1,5)$  anos, 5 do sexo masculino e 5 do feminino, média e desvio padrão da altura em centímetros e da massa corporal em quilogramas de  $(170,3 \pm 6,99)$  e  $(62,7 \pm 9,68)$  respectivamente; e 10 adultos com lesão medular torácica, grupo com lesão medular (LM), faixa etária entre 19 e 26 anos, média e desvio padrão de  $(21,8 \pm 2,29)$  anos, 5 do sexo masculino e 5 do feminino, média e desvio padrão da altura em centímetros e da massa corporal em quilogramas de  $(166,3 \pm 6,37)$  e  $(58,6 \pm 6,96)$  respectivamente, 4 com classificação funcional A e 6 B pelos critérios da ASIA (2001), 4 com nível de lesão T-8, e 6 com nível T-9.

Os sujeitos do grupo SLM foram recrutados por meio de anúncio entre estudantes da Universidade Federal do Paraná e os sujeitos do grupo LM foram recrutados por meio de contato da equipe de reabilitação da ADFP. Os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Paraná (Anexos III e IV). Os voluntários do grupo LM declararam não realizar outra atividade física regular durante o período de realização do estudo.

Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram: faixa etária abaixo de 18 anos ou acima de 40 anos, diagnóstico de sobrepeso ou obesidade, alterações geométricas de membros superiores, diminuições de amplitude articular dos membros superiores e/ou tronco, úlceras de pressão, sintomas de infecções urinárias, inflamações tendinosas no membro superior dominante e/ou quadros agudos de depressão. Para ser incluído no grupo LM os sujeitos deveriam ter as seguintes características: mais de um ano de lesão medular

torácica (paraplegia) adquirida, nível A ou B de acometimento neurológico de acordo com a ASIA (2001), equilíbrio de tronco suficiente para manter a posição sentada com os membros superiores (articulação do ombro) flexionados a 90 graus sem apoio por 30 segundos, capazes de realizar a ação funcional estudada, que tenham recebido alta de tratamento fisioterapêutico da ADFP em um período máximo de dois anos, adotando-se um processo de amostragem não probabilístico por conveniência. O Quadro 2 apresenta a caracterização da amostra.

**QUADRO 2** - Caracterização da Amostra

Sujeito/grupo	Idade (anos)	Massa (Kg)	Altura (cm)	Sexo	Classificação funcional ASIA	Nível neurológico da lesão
1 LM	20	65	170	M	B	T-8
2 LM	22	66	175	M	B	T-9
3 LM	24	64	175	M	A	T-9
4 LM	19	68	170	M	B	T-8
5 LM	22	62	168	M	A	T-8
6 LM	23	53	158	F	A	T-9
7 LM	20	50	160	F	B	T-9
8 LM	23	53	158	F	B	T-8
9 LM	26	53	165	F	B	T-9
10 LM	19	52	164	F	A	T-9
1 SLM	20	68	170	M	-	-
2 SLM	21	72	176	M	-	-
3 SLM	19	70	175	M	-	-
4 SLM	22	73	179	M	-	-
5 SLM	23	75	180	M	-	-
6 SLM	19	53	160	F	-	-
7 SLM	22	55	165	F	-	-
8 SLM	21	50	163	F	-	-
9 SLM	19	55	165	F	-	-
10 SLM	19	56	170	F	-	-

Fonte: O Autor (2012).

LM = com lesão medular SLM= sem lesão medular; M= masculino F= feminino

Os sujeitos dos grupos SLM e LM foram avaliados por uma fisioterapeuta e uma médica que ficaram à disposição dos participantes durante todo o período de realização do estudo. As avaliações musculares, articulares e tissulares foram feitas por meio de avaliação clínica. Para avaliação da existência de quadros de depressão foi utilizada a validação brasileira da escala de Hamilton para depressão (HAM-D) (MORAES et al., 2008).

### 3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

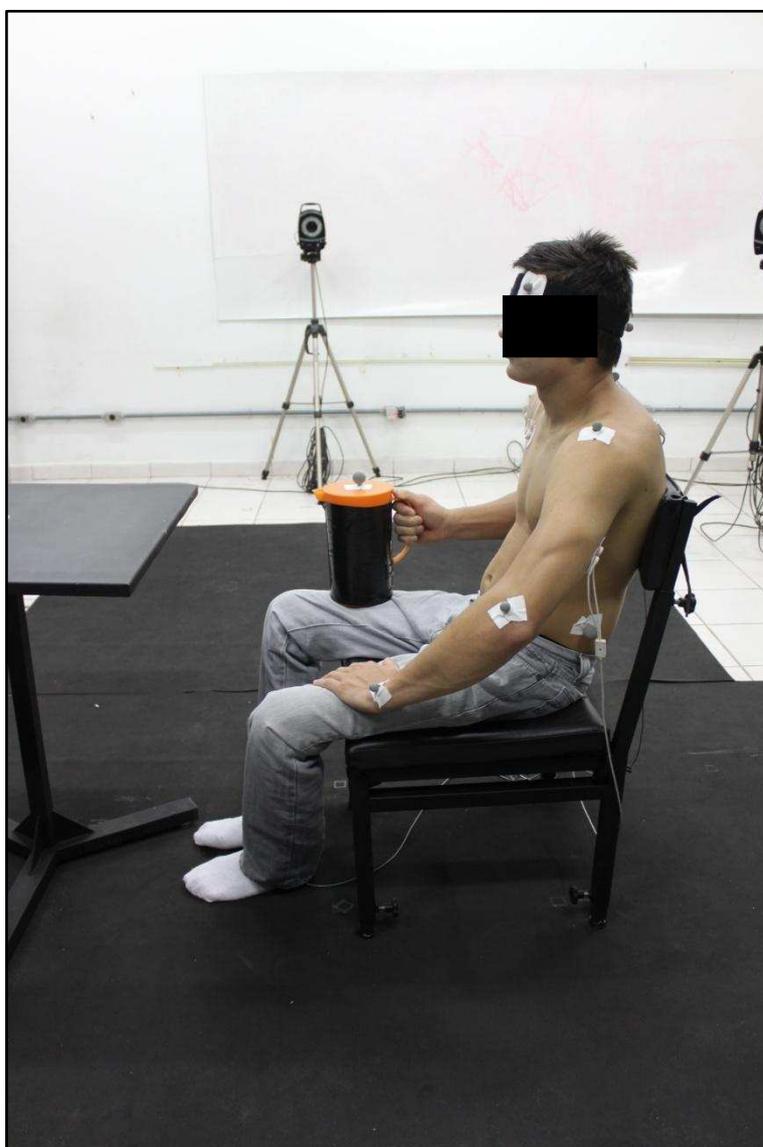
#### 3.3.1 Procedimento Experimental

Para a avaliação da ação funcional estudada os sujeitos assumiram a posição inicial do teste, sentados em uma cadeira com assento e encosto ajustáveis, construída especialmente para o experimento, permitindo que fosse mantido um ângulo aproximado de 90 graus nas articulações dos membros inferiores e que o encosto da cadeira ficasse em contato com o ângulo inferior das escápulas. O membro superior não dominante foi posicionado com a palma da mão apoiada sobre o terço proximal da coxa homolateral e o membro superior dominante manteve o objeto a ser transportado seguro pela alça, apoiado sobre o terço proximal da coxa homolateral.

O objeto utilizado foi uma jarra plástica com alça e com tampa, com capacidade de 2L, contendo um 1L de água. Uma mesa ajustável em altura foi posicionada em frente ao indivíduo, na qual foi marcado o ponto de apoio do objeto. A distância entre o sujeito e o ponto de apoio do objeto na mesa foi calculada a partir da medida do comprimento do membro superior dominante (do acrômio à porção distal do dedo médio) medido com o sujeito sentado na cadeira de teste, com ombro flexionado a 90 graus, adicionando-se 25% do valor deste comprimento para obter a medida da distância proporcional do local de apoio do objeto no centro da mesa. A distância entre o acrômio do sujeito e o ponto de apoio do objeto foi denominada de “longe” neste estudo porque seu alcance na posição sentada só é possível com o afastamento do tronco do apoio da cadeira.

Duas condições experimentais foram testadas para o transporte do objeto: C1= para longe e frente; e C2= para longe e para cima. Na condição C1, a altura da mesa foi ajustada de forma que a base do tampo ficasse paralela à altura da cicatriz umbilical de cada sujeito. Na condição C2, a altura da mesa foi ajustada de forma que a base do tampo da mesa ficasse paralela à altura da base do mento de cada sujeito. Nas duas condições experimentais foi mantido o cálculo da distância longe para o apoio do objeto.

**FIGURA 4** - Posição Inicial de Teste



Fonte: O Autor (2012).

A tarefa experimental consistiu no transporte da jarra segura pela alça com o membro superior dominante, do ponto de apoio da posição inicial (no terço proximal da coxa homolateral ao membro superior dominante) para o ponto de apoio longe determinado na mesa de teste, mantendo a posição sentada durante todo o arco de alcance do movimento em todas as repetições do teste. Antes de iniciar as medidas cada sujeito repetiu a ação 5 vezes em cada condição experimental (C1 e C2) para familiarização e, após o comando do pesquisador, a ação funcional foi repetida 10 vezes na condição C1 e 10 vezes na condição C2 com um intervalo de 5 minutos entre C1 e C2. Foram descartadas as 3 primeiras e as 3 últimas repetições em cada condição, obtendo-se a média das demais tentativas válidas. O número de repetições da ação adotada neste estudo foi semelhante a outros estudos de membro superior (RICKEN; SAVELSBERGH ; BENNETT, 2004)

### 3.3.2 Descrição da Intervenção

A elaboração da intervenção foi fundamentada na abordagem teórica de Laban (1978) sobre o estudo do corpo em relação às polaridades dos fatores, de tempo, espaço, fluxo e peso, que originou o procedimento denominado Progressão Qualitativa do Movimento (BERTOLDI, 2001). Foi composta por movimentos anatômicos ativos e autopassivos (realizados nos segmentos sem movimento voluntário por meio da manipulação ativa do próprio sujeito) de equilíbrio, manipulação e locomoção, realizados com o tronco, membros superiores e inferiores. A principal característica destes exercícios é que eles não estão vinculados à habilidade funcional estudada, e permitem várias soluções para os problemas motores solicitados como, por exemplo, realizar movimentos livres com o tronco, manipular os membros inferiores ou um objeto livremente no espaço. Porém, enquanto há liberdade sobre “o que fazer” em relação aos movimentos das partes do corpo, há um fator restritivo relacionado ao direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros de amplitude, velocidade e ou tensão ao longo da intervenção, isto é, há restrições específicas sobre “como fazer” esses movimentos sob o ponto de vista dos fatores de qualidade do movimento (LABAN, 19878).

Esta escolha foi feita para favorecer o direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros de movimento, minimizando os efeitos da organização de atratores preferenciais destes parâmetros que se estabelecem para que sejam alcançadas as metas funcionais da ação. Além disso, esta opção levou em consideração aspectos subjetivos tais como o julgamento da pessoa com lesão medular sobre o medo de não conseguir cumprir a meta funcional de uma ação e o sentimento de frustração pela comparação com a maneira como a meta funcional era alcançada antes da lesão medular.

A intervenção foi realizada no período de 5 semanas, com frequência de 3 sessões semanais e duração de 50 minutos cada sessão e foi desenvolvido em duplas. O protocolo de tarefas a serem desenvolvidas em cada sessão bem como os seus comandos foi previamente filmado, controlando-se o tempo para cada atividade e foram igualmente solicitadas aos diferentes grupos através de exibição da filmagem que continha a voz da pesquisadora solicitando as tarefas e a imagem de uma pessoa com lesão medular torácica realizando cada uma das tarefas solicitadas, adotando o método de modelagem de aprendiz para aprendiz (MAGILL, 1989; SCHIMIDT; WRISBERG, 2001), neste caso, com o mesmo tipo de lesão dos sujeitos participantes do estudo.

O direcionamento da atenção em cada sessão foi feito por comando verbal, solicitando que os sujeitos realizassem as tarefas propostas direcionando a atenção para as variações contrastantes (maior e menor possível) de tensão realizada nos músculos da coluna cervical e cintura escapular, amplitude e velocidade dos movimentos, gradativamente durante as 15 sessões.

- i) Aquecimento: compostos de deslocamentos espaciais na própria cadeira de rodas combinados com mobilização ativa e autopassiva articular do tronco, membros superiores e inferiores com finalidade de concentração e aquecimento geral. Duração 10 minutos.
- ii) Exercícios não locomotores estáveis: compostos de mobilização articular ativa e autopassiva do tronco e membros superiores na posição sentada em tatame alto com os pés apoiados no chão e na posição deitada, combinados com manipulação de objetos com

finalidade de mobilização articular e manipulação com ênfase na estabilidade corporal. Duração 10 minutos.

iii) Exercícios não locomotores instáveis: compostos de movimentos articulares ativos e autopassivos do tronco, membros superiores e inferiores em posições instáveis como em gatas e ajoelhado com apoio, cócoras com apoio, com manipulação do corpo e de objetos com ênfase na instabilidade corporal. Duração 10 minutos.

iv) Exercícios locomotores: compostos de deslocamentos articulares e rolamentos combinados com manipulação do corpo e de objetos com ênfase na instabilidade corporal. Duração 15 minutos.

v) Volta à calma: exercícios de relaxamento, alongamentos e memória dos conteúdos relativos aos parâmetros de movimento (amplitude, velocidade e/ou tensão) desenvolvidos na sessão específica por meio de descrição verbal. Duração 5 minutos.

**FIGURA 5** - Exercícios Não Locomotores Estáveis: Mobilização do Tronco



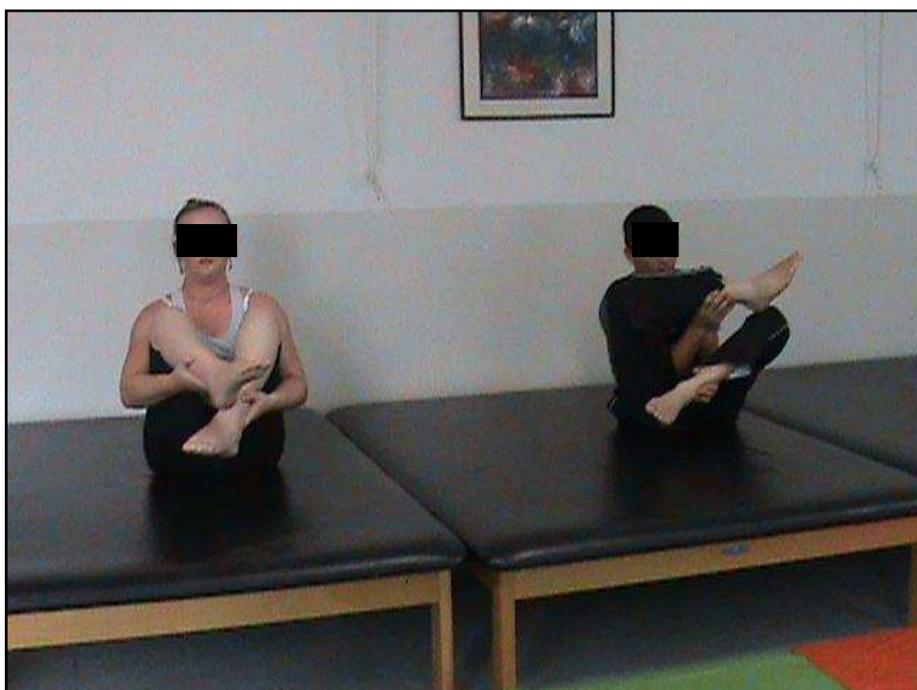
Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 6** - Exercícios Não Locomotores Estáveis: Mobilização do Tronco e Membros Superiores



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 7** - Exercícios Não Locomotores Instáveis: Manipulação do Corpo



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 8** - Exercícios Não Locomotores Instáveis: Mudanças de Posição 1



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 9** - Exercícios Não Locomotores Instáveis: Mudanças de Posição 2



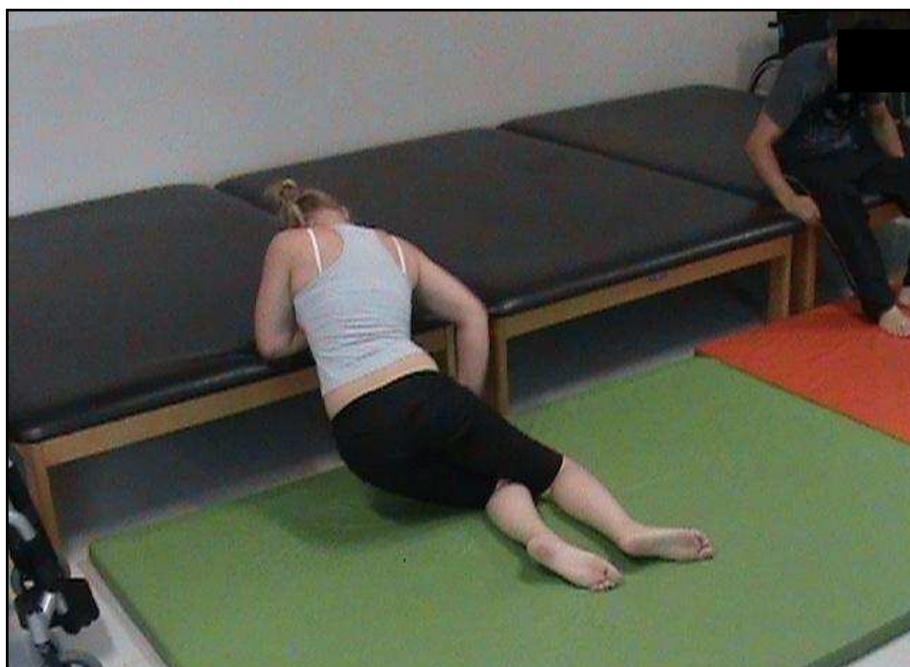
Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 10** - Exercícios Não Locomotores Instáveis: Manipulação de Objetos



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 11** - Exercícios Locomotores com Manipulação do Corpo



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 12** - Exercícios Locomotores com Manipulação de Objetos



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 13** - Volta à Calma



Fonte: O Autor (2012).

Nos Quadros 3 a 5, a seguir, estão descritas as características do direcionamento de atenção e as especificidades das tarefas realizadas em cada sessão. A distribuição dos conteúdos respeitou uma ordem crescente de

complexidade no que diz respeito à relação entre os parâmetros de movimentos para os quais a atenção dos sujeitos foi direcionada e seguiu a seguinte estrutura:

**QUADRO 3 - Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 1 a 5**

<p><b>Direcionamento da atenção</b></p> <p>Atenção direcionada para a tensão realizada nos músculos da coluna cervical e cintura escapular. Realização dos exercícios propostos com contraste de tensão nestas regiões (tensão máxima/ tensão mínima).</p>
<p><b>Aquecimento</b></p> <p>Locomoção espacial na cadeira de rodas intercaladas com pausas para mobilização ativa e autopassiva das articulações corporais com ênfase na mobilidade das colunas cervical, torácica e lombar.</p>
<p><b>Exercícios não locomotores estáveis</b></p> <p>1 – Flexão, extensão, flexão lateral, rotação e transferência de peso lateral do tronco na posição sentada em tatame alto com pés apoiados no chão.</p> <p>2 – Mobilização livre dos membros superiores intercalada com pausas durante o movimento com manutenção da estabilidade da posição sentada.</p> <p>3 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores em decúbito dorsal intercaladas com pausas durante o movimento com manutenção da estabilidade.</p>
<p><b>Exercícios não locomotores instáveis</b></p> <p>1 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores na posição sentada em tatame alto.</p> <p>2 – Mobilização livre dos membros superiores na posição de gatas.</p> <p>3 – Mudança de base de apoio em posições instáveis do corpo partindo da posição sentada em tatame baixo.</p>
<p><b>Exercícios Locomotores</b></p> <p>Deslocamento de um ponto a outro do tatame alterando as bases de apoio.</p>
<p><b>Volta à calma</b></p> <p>Relaxamento em posição corporal confortável escolhida pela pessoa e verbalização dos pontos de atenção selecionados para cada sessão.</p>

Fonte: O Autor (2012).

**QUADRO 4 - Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 6 a 10**

<b>Direcionamento da atenção</b>
Atenção direcionada para a tensão realizada nos músculos da coluna cervical e cintura escapular. Realização dos exercícios propostos com atenção dirigida para o contraste de tensão nestas regiões (tensão máxima/ tensão mínima) combinada com contraste de amplitude (movimento grande/ pequeno; perto/ longe).
<b>Aquecimento</b>
Locomoção espacial na cadeira de rodas intercaladas com pausas para mobilização ativa e autopassiva das articulações corporais com ênfase na mobilidade do tronco combinado com os membros superiores.
<b>Exercícios não locomotores estáveis</b>
1 – Flexão, extensão, flexão lateral, rotação e transferência de peso lateral do tronco com movimentos livres dos membros superiores na posição sentada em tatame alto com pés apoiados no chão.
2 – Manipulação de objetos (bastão de madeira, bola, toalha e travesseiro) intercalada com pausas durante o movimento com manutenção da estabilidade da posição sentada.
3 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores em decúbito dorsal e lateral direito e esquerdo, intercaladas com pausas durante o movimento com manutenção da estabilidade da posição.
<b>Exercícios não locomotores instáveis</b>
1 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores na posição sentada em tatame alto sem apoiar os membros inferiores no tatame.
2 – Manipulação de objetos (bastão de madeira, bola, toalha e travesseiro) com os membros superiores na posição de gatas.
3 – Mudança de base de apoio em posições instáveis do corpo partindo da posição sentada em tatame baixo combinada com manipulação de objetos.
<b>Exercícios Locomotores</b>
Deslocamento de um ponto a outro do tatame alterando as bases de apoio para o deslocamento combinado com a manipulação de objetos.
<b>Volta à calma</b>
Relaxamento em posição corporal confortável escolhida pela pessoa e verbalização dos pontos de atenção selecionados para cada sessão.

Fonte: O Autor (2012).

**QUADRO 5 - Descrição do Procedimento Adotado nas Sessões 11 a 15**

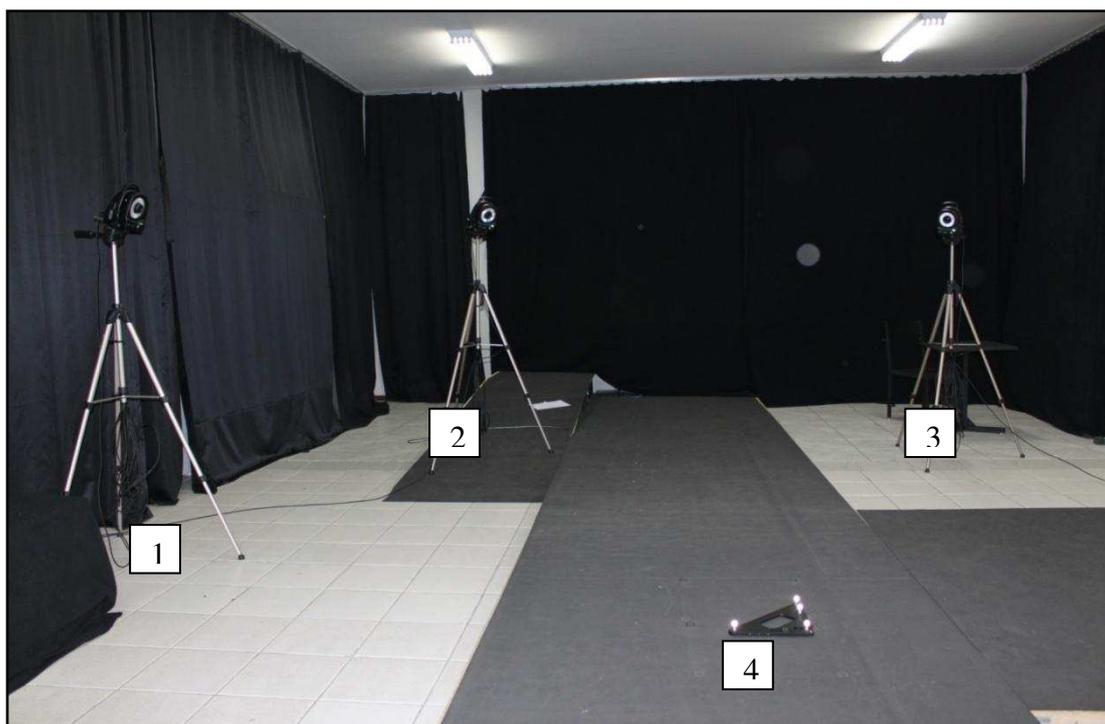
<b>Direcionamento da atenção</b>
Atenção direcionada para a tensão realizada nos músculos extensores da coluna cervical e elevadores da cintura escapular. Realização dos exercícios propostos com atenção dirigida para o contraste de tensão nestas regiões (tensão máxima/ tensão mínima) combinada com contraste de amplitude (movimento grande/ pequeno; perto/ longe) e com contrastes de velocidade (movimento rápido/ lento).
<b>Aquecimento</b>
Locomoção espacial na cadeira de rodas intercaladas com pausas para mobilização ativa e autopassiva das articulações corporais com ênfase na mobilidade das articulações dos membros inferiores.
<b>Exercícios não locomotores estáveis</b>
<p>1 – Flexão, extensão, flexão lateral, rotação e transferência de peso lateral do tronco combinada com movimentos livres dos membros superiores na posição sentada em tatame alto com pés apoiados no chão.</p> <p>2 – Manipulação de objeto (panela, pilha de lençóis, roda da cadeira de rodas, mochila) intercalada com pausas durante o movimento com manutenção da estabilidade da posição sentada.</p> <p>3 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores em decúbito dorsal, decúbito lateral direito e esquerdo e mobilização dos objetos na posição de decúbito ventral.</p>
<b>Exercícios não locomotores instáveis</b>
<p>1 – Mobilização autopassiva livre dos membros inferiores sentado em tatame alto combinada com pausas durante o movimento instável na posição sentada.</p> <p>2 – Mobilização livre dos membros superiores na posição de gatas combinadas com pausas e manipulação de objetos.</p> <p>3 – Mudança de base de apoio em posições instáveis do corpo partindo da posição sentada em tatame baixo com combinação de manipulação de objetos e de rolamentos.</p>
<b>Exercícios Locomotores</b>
Deslocamento de um ponto a outro do tatame com desníveis e com manipulação de objetos.
<b>Volta à Calma</b>
Relaxamento em posição corporal confortável escolhida pela pessoa e verbalização dos pontos de atenção selecionados para cada sessão.

Fonte: O Autor (2012).

### 3.3.3 Avaliação Cinemática

Os instrumentos utilizados para a obtenção dos dados cinemáticos foram seis câmeras de captura óptica tridimensional MX-13 Vicon e um sistema de sincronização, calibragem e processamento de dados Vicon Motus. Para a calibragem das câmeras foi utilizando um objeto de referência do sistema MX Control Vicon. A área de coleta foi de 2 m de comprimento x 1,60 m de largura x 1,60 m de altura. As câmeras foram posicionadas em forma de meio círculo ao redor desta área, ajustadas com altura de 140 cm. A frequência de captura utilizada foi de 100 Hz (RICKEN, 2005).

**FIGURA 14** - Câmeras de Captura Óptica MX-13 Vicon (1-3) e Objeto de Referência para Calibração (4)

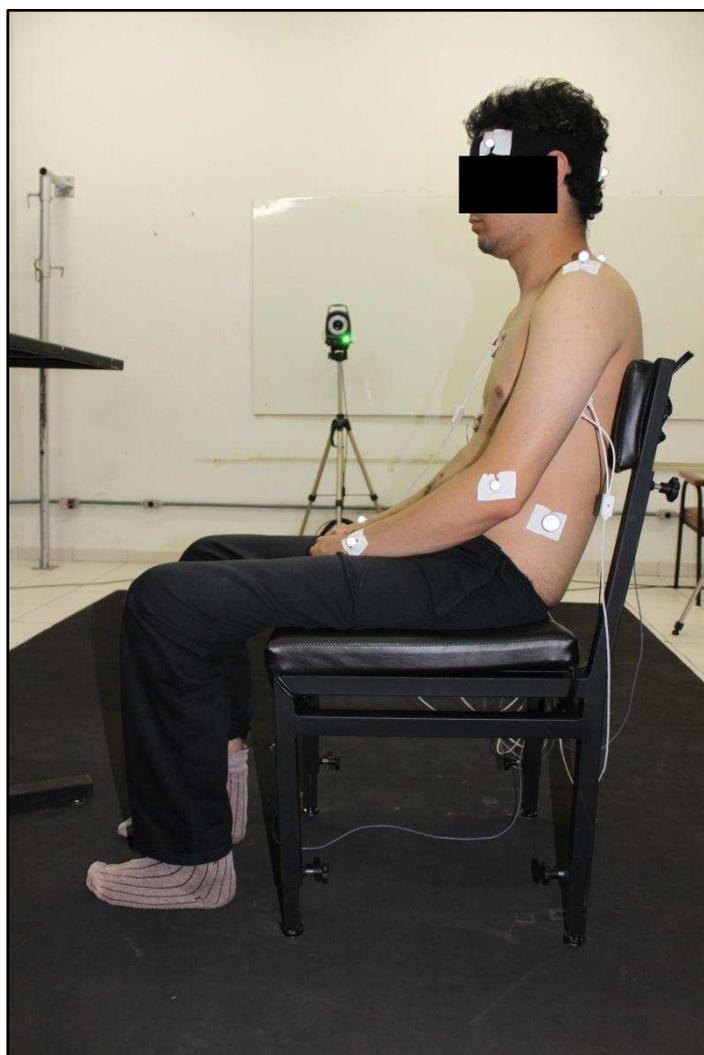


Fonte: O Autor (2012).

Foi adotado um modelo biomecânico desenvolvido pelos pesquisadores em estudo piloto, composto por 14 marcadores reflexivos de 1cm de diâmetro, 13

colocados sobre estruturas anatômicas e 1 no objeto. As estruturas anatômicas marcadas foram: i) osso frontal, na direção da linha lateral do olho direito; ii) osso frontal, na direção da linha lateral do olho esquerdo; iii) osso occipital, na parte posterior e medial da cabeça; iv) processo espinhoso de C7; v) acrômio direito; vi) acrômio esquerdo; vii) epicôndilo lateral do úmero direito; viii) epicôndilo lateral do úmero esquerdo; ix) processo estilóide da ulna direita; x) processo estilóide da ulna esquerda; xi) crista ilíaca direita; xii) crista ilíaca esquerda; xiii) sacro, na altura de S1. O marcador do objeto foi colocado no centro da tampa do mesmo.

**FIGURA 15** - Modelo Biomecânico: Vista Lateral



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 16** - Modelo Biomecânico: Vista Posterior

Fonte: O Autor (2012).

O posicionamento dos marcadores para a cintura pélvica (xi, xii e xiii), escapular (iv, v e vi) e cabeça (i, ii e iii) foram semelhantes ao modelo de Helen Hayes (MELANDA et al., 2007) que permite a análise dos movimentos de um segmento em relação aos planos frontal, sagital e transversal formado pelas coordenadas x, y e z no sistema Vicon. Neste estudo, os pontos das espinhas ilíacas ântero-superiores, comumente usados em estudos na posição em pé, foram posicionados nas cristas ilíacas, para possibilitar a visualização do marcador reflexivo na posição sentada (posição de teste). Na determinação das convenções angulares, o centro articular do ombro foi estimado pelo *software* do sistema Vicon. Os marcadores reflexivos foram localizados por palpação e fixados com fita adesiva (MORAES, 2000).

Os dados cinemáticos foram filtrados através do filtro *Butterworth* com frequência de 8Hz e normalizados em função do tempo de modo que o início do movimento corresponda a 0% e o final a 100% do movimento.

As variáveis cinemáticas avaliadas foram:

1. Excursão angular, mensurada em graus ( $^{\circ}$ ), calculada pela diferença entre os valores máximos e mínimos dos seguintes ângulos: 1.1: flexão/extensão da coluna cervical no plano sagital; 1.2: rotação do tronco no plano transversal; 1.3: flexão/extensão do tronco no plano sagital; 1.4: flexão extensão do cotovelo no plano sagital; 1.5: abdução/adução do ombro no plano coronal; 1.6: flexão/extensão do ombro no plano sagital.

A excursão angular do cotovelo foi determinada pelo ângulo resultante entre pontos do acrômio, maléolo lateral do úmero e processo estilóide da ulna, medidos pela face anterior do segmento. Os demais ângulos foram determinados pelos pontos dos segmentos em relação aos planos formados pelas coordenadas x (ântero-posterior), y (látero-lateral) e z (vertical). A flexão-extensão cervical foi determinada pelos pontos do occipital e C7 em relação às coordenadas x-y; a rotação do tronco pelos pontos de C7 e acrômio em relação às coordenadas x-z; a flexão-extensão do tronco pelos pontos do sacro e C7 em relação às coordenadas x-y; a flexão-extensão do ombro pelos pontos do acrômio e maléolo lateral do úmero em relação ao plano formado pelas coordenadas y-z; e a abdução-adução do ombro pelos pontos do acrômio e maléolo lateral do úmero em relação às coordenadas x-z.

2. Pico de velocidade angular, mensurado em graus por segundo ( $^{\circ}/s$ ), calculado pelo maior valor da velocidade angular dos ângulos estudados.
3. Pico de velocidade linear do punho, mensurado em segundos (s) calculado pela maior velocidade linear do punho nos eixos das coordenadas x (ântero-posterior), y (látero-lateral), e z (vertical).

4. Tempo total do movimento, mensurado em segundos (s), calculado pelo intervalo de tempo entre o início e o final do movimento.

### 3.3.4 Avaliação Eletromiográfica

Para o registro dos dados eletromiográficos, foi utilizado um sistema de captura, amplificação, conversão analógico-digital e processamento do sinal Noraxon-USA, Telemetry 8 canais, sincronizado ao sistema Vicon Motus. Antes da coleta do sinal eletromiográfico foi feita a preparação da pele com tricotomia, raspagem da pele com lixa fina e limpeza do local de fixação do eletrodo com álcool 70%. Foram utilizados eletrodos de superfície duplos com 1cm de diâmetro (3M), posicionados a 2cm de distância, paralelos à fibra muscular (HERMENS et al., 2000), no ventre de oito músculos, sete do lado dominante e um do lado não dominante como segue: i) extensor cervical, ii) trapézio superior; iii) deltoide médio, iv) deltoide anterior, v) peitoral maior, vi) bíceps braquial, vii) tríceps braquial, viii) tríceps braquial não dominante. O eletrodo de base foi fixado no maléolo lateral do membro inferior direito.

Os locais de posicionamento dos eletrodos foram marcados com tinta *henna* e reforçados semanalmente para permitir a reprodução exata do local dos eletrodos nos participantes com lesão medular. O sinal elétrico referente ao batimento cardíaco do eletrodo posicionado sobre o músculo peitoral maior foi eliminado através do *software* Noraxon Myoresearch (VON TSCHARNER; BJOERN ESKOFIER; FEDEROLF, 2011). Nas Figuras 17 a 19, a seguir, estão ilustrados os controles de posicionamento dos eletrodos.

**FIGURA 17** - Controle do Posicionamento do Eletrodo com Tinta *Henna*



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 18** - Colocação dos Eletrodos: Tricotomia



Fonte: O Autor (2012).

**FIGURA 19** - Colocação dos Eletrodos: Raspagem da Pele



Fonte: O Autor (2012).

O sinal eletromiográfico foi capturado com uma frequência de 1.000 Hz e suavizado através do algoritmo *Root Mean Square* (RMS) com janela de 100ms (BOJANIC et al., 2011). Para comparação entre tentativas e entre indivíduos, os sinais foram normalizados pelo máximo valor RMS (HIBBS et al., 2011), durante a realização do movimento estudado. Esta técnica de normalização permite a avaliação do *timing* da atividade muscular sem considerar suas magnitudes (THELEN et al., 2000; BURDEN, 2010). O *onset* de cada músculo estudado foi determinado adotando-se a técnica de DiFábio (Di FABIO, 1987) que considera ativo o músculo que exceder 3 desvios padrão da atividade base de 100ms do sinal, com a captura e análise do sinal a partir de 500ms antes do início do movimento até o seu final.

As variáveis eletromiográficas estudadas foram:

1. Instante da ativação muscular, mensurado em segundos (s), calculado pelo instante do primeiro *onset* muscular registrado no período entre 500ms antes do início do movimento até o seu final.
2. Duração da atividade muscular, mensurada em segundos (s) calculada pela duração total do *onset* do músculo no período entre o início e o final do movimento;
3. Percentual do tempo antes do pico da ativação muscular, mensurado em percentual (0-100%) do tempo antes do maior valor do *onset* do músculo, no período entre o início e o final do movimento.

### 3.4 ANÁLISE DOS DADOS

A normalidade de distribuição dos dados foi validada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados relativos às variáveis cinemáticas e eletromiográficas nas condições experimentais C1 e C2 foram comparados entre os grupos com lesão medular (LM) e sem lesão medular (SLM) nos dois períodos Pré-teste 1 e Pré-teste2, Pós-teste e Retenção. Para tal comparação foi utilizada a Análise da Variância (ANOVA) *Two-way* para medidas repetidas, utilizando um nível de significância  $p \leq 0,05$ . Em casos de significância estatística, foi aplicado o teste de acompanhamento de *Dunnett*, comparando-se os dados do grupo LM com os do grupo SLM; e o teste *post hoc Tukey* para  $n$  iguais (BARROS; REIS, 2003), para avaliar as diferenças intragrupo LM em todos os períodos pré e pós-intervenção.

## 4 – RESULTADOS

### 4.1. VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

#### 4.1.1 Excursão Angular

##### 4.1.1.1 Excursão Angular na Condição C1: Coluna Cervical e Toracolombar

Os resultados da excursão angular da flexão-extensão cervical demonstraram diferenças estatísticas significativas entre os grupos SLM e LM ( $F_{3, 54}=112,74$ ;  $p=0,000$ ). Foram observadas diferenças durante o Pré-teste 1 e 2, com maiores médias para o grupo LM ( $p<0,01$ ) em relação ao SLM. Após a intervenção houve diminuição das médias do grupo LM ( $p<0,05$ ), tornando-as equivalentes às médias do grupo SLM ( $p>0,05$ ) no Pós-teste e no período de Retenção.

Em relação à rotação do tronco, houve diferenças estatísticas significativas ( $F_{3, 54}=14,852$ ;  $p=0,000$ ), contudo, tais diferenças não foram evidenciadas na comparação com as médias estimadas para o grupo SLM, mas, referem-se às diferenças entre as médias do grupo LM ao longo dos períodos do experimento. Na análise intra-grupo (LM) os valores foram estatisticamente equivalentes nos períodos Pré-teste 1 e 2, porém, após a intervenção houve aumento das medidas intragrupo LM desde o período Pós-teste até a Retenção ( $p<0,05$ ).

Na análise da excursão angular relativa à flexão-extensão do tronco, foram observadas diferenças estatísticas significativas ( $F_{3, 54}=6,7274$ ;  $p=0,00061$ ). Observou-se que as medidas do grupo LM em todos os períodos foram inferiores às observadas no grupo SLM ( $p<0,05$ ). Na avaliação intragrupo foi possível verificar equivalência estatística entre as medidas do grupo LM nos períodos Pré-teste 1 e Pré-teste 2, porém, houve aumento dos valores a partir do período Pós-teste, permanecendo estáveis na Retenção ( $p<0,05$ ). A Tabela 4 apresenta o comportamento da excursão angular dos grupos LM e SLM relativo à coluna cervical e toracolombar em C1.

**TABELA 4** - Estatísticas Descritivas da Excursão Angular da Coluna Cervical e Toracolombar dos Grupos SLM e LM na Condição C1

<b>Flexão/extensão cervical</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>DP</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	11,2	5,1	7,5 – 14,8	-
	LM	25,2	2,4	23,5 – 26,9	0,003*
<b>Pré 2</b>	SLM	11,2	5,1	7,5 – 14,8	
	LM	24,7	1,3	23,8 – 25,6	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	11,2	5,1	7,5 – 14,8	
	LM	13,6	1,9	12,3 – 15,0	0,575
<b>Retenção</b>	SLM	11,2	5,1	7,5 – 14,8	
	LM	13,3	2,3	11,7 – 14,9	0,722
<b>Rotação do tronco</b>					
<b>Pré 1</b>	<b>SLM</b>	<b>27,3</b>	<b>5,0</b>	<b>23,8 – 30,9</b>	<b>-</b>
	LM	24,0	3,6	21,4 – 26,5	0,844
<b>Pré 2</b>	SLM	27,3	5,0	23,8 – 30,9	
	LM	23,3	2,6	21,5 – 25,2	0,153
<b>Pós</b>	SLM	27,3	5,0	23,8 – 30,9	
	LM	28,4	1,4	27,4 – 29,4	0,987
<b>Retenção</b>	SLM	27,3	5,0	23,8 – 30,9	
	LM	28,5	1,9	27,1 – 29,9	0,979
<b>Flexão/extensão do tronco</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>DP</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	29,9	2,0	28,5 – 31,3	-
	LM	23,7	3,8	21,4 – 26,9	0,000*
<b>Pré 2</b>	SLM	29,9	2,0	28,5 – 31,3	
	LM	23,9	3,7	21,3 – 26,6	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	29,9	2,0	28,5 – 31,3	
	LM	26,3	2,8	24,8 – 28,8	0,042*
<b>Retenção</b>	SLM	29,9	2,0	28,5 – 31,3	
	LM	26,4	2,9	24,3 – 28,4	0,045*

As médias referem-se às diferenças entre os valores máximos e mínimos dos referidos ângulos. Os valores dos ângulos aumentam com a extensão cervical, rotação para o lado não dominante e flexão do tronco.

P-valor referente às diferenças entre os grupos LM e SLM, Teste de *Dunnet*

\*Diferenças significativas

#### 4.1.1.2 Excursão Angular na Condição C1: Membro Superior Dominante

A Tabela 5, a seguir, mostra os valores apresentados pelos grupos na excursão angular da flexão-extensão de ombro e cotovelo dominante.

**TABELA 5** - Estatísticas Descritivas da Excursão Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM na condição C1

<i>Flexão/extensão do cotovelo</i>					
Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>Pré 1</b>	SLM	66,5	4,7	63,1 – 69,8	-
	LM	85,8	3,7	83,2 – 88,4	0,002*
<b>Pré 2</b>	SLM	66,5	4,7	63,1 – 69,8	
	LM	85,8	4,1	82,8 – 88,8	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	66,5	4,7	63,1 – 69,8	
	LM	86,8	6,3	82,3 – 91,3	0,000*
<b>Retenção</b>	SLM	66,5	4,7	63,1 – 69,8	
	LM	86,2	6,1	81,8 – 90,5	0,000*
<i>Abdução/adução do ombro</i>					
<b>Pré 1</b>	SLM	22,5	5,6	18,5 – 26,5	-
	LM	22,0	3,3	19,7 – 24,3	1,000
<b>Pré 2</b>	SLM	22,5	5,6	18,5 – 26,5	
	LM	21,0	2,9	18,9 – 23,1	0,955
<b>Pós</b>	SLM	22,5	5,6	18,5 – 26,5	
	LM	22,0	2,6	20,1 – 23,8	0,999
<b>Retenção</b>	SLM	22,5	5,6	18,5 – 26,5	
	LM	22,1	2,8	20,1 – 24,1	0,999
<i>Flexão/extensão do ombro</i>					
<b>Pré 1</b>	SLM	61,1	4,1	58,2 – 64,0	-
	LM	62,4	3,6	59,9 – 65,0	0,999
<b>Pré 2</b>	SLM	61,1	4,1	58,2 – 64,0	
	LM	61,8	3,8	59,1 – 64,5	0,999
<b>Pós</b>	SLM	61,1	4,1	58,2 – 64,0	
	LM	61,1	4,5	57,9 – 64,3	1,000
<b>Retenção</b>	SLM	61,1	4,1	58,2 – 64,0	
	LM	62,0	3,8	59,3 – 64,7	0,993

As médias referem-se às diferenças entre os valores máximos e mínimos dos referidos ângulos.

Os ângulos aumentam com a extensão do cotovelo, flexão do ombro e abdução do ombro.

P- valor referente às diferenças entre os grupos LM e SLM, Teste de *Dunnet*

\*Diferenças significativas

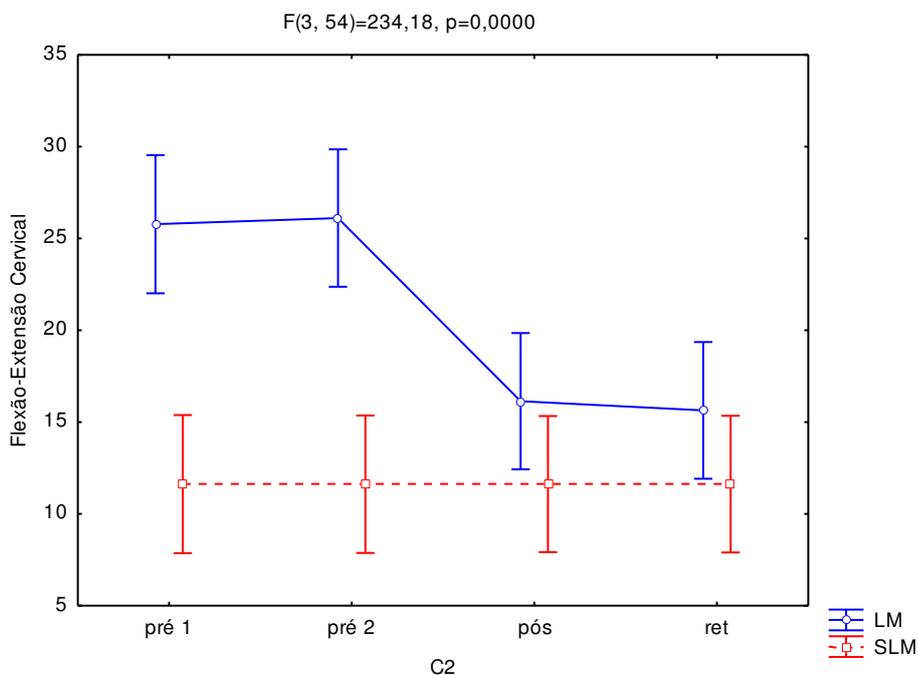
Na análise da flexão-extensão do cotovelo dominante, o grupo LM mostrou valores equivalentes durante todos os períodos do experimento ( $F_{3,54}=0,51567$ ;  $p=0,67324$ ), mas, significativamente maiores do que os observados no grupo SLM ( $p<0,01$ ), (Tabela 5). Ao avaliar a abdução-adução do ombro dominante, verificou-se que não houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos ao longo dos períodos ( $F_{3,54}=2,2923$ ;  $p=0,08841$ ), ou seja, as médias foram equivalentes

entre os grupos e durante todo o experimento. Da mesma forma, na avaliação das medidas de flexão-extensão de ombro dominante, não foram detectadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos e ao longo do experimento ( $F_{3,54}=1,5038$ ;  $p=0,22395$ ).

#### 4.1.1.3.Excursão Angular na Condição C2: Coluna Cervical e Toracolombar

Ao avaliar a excursão angular da flexão-extensão cervical para a condição experimental C2, foi verificado um resultado semelhante ao observado na C1. Houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos e ao longo do experimento (Figura 20). Durante o Pré-teste 1 e 2 o grupo LM apresentou médias equivalentes na análise intragrupo, porém estatisticamente maiores que às observadas no grupo SLM ( $p<0,01$ ). Após a intervenção, houve a diminuição das medias do grupo LM a partir do período pós-teste ( $p<0,05$ ), o que tornou os valores estatisticamente equivalentes ao grupo SLM ( $p>0,05$ ). Não houve diferença entre os valores do Pós-teste e da Retenção.

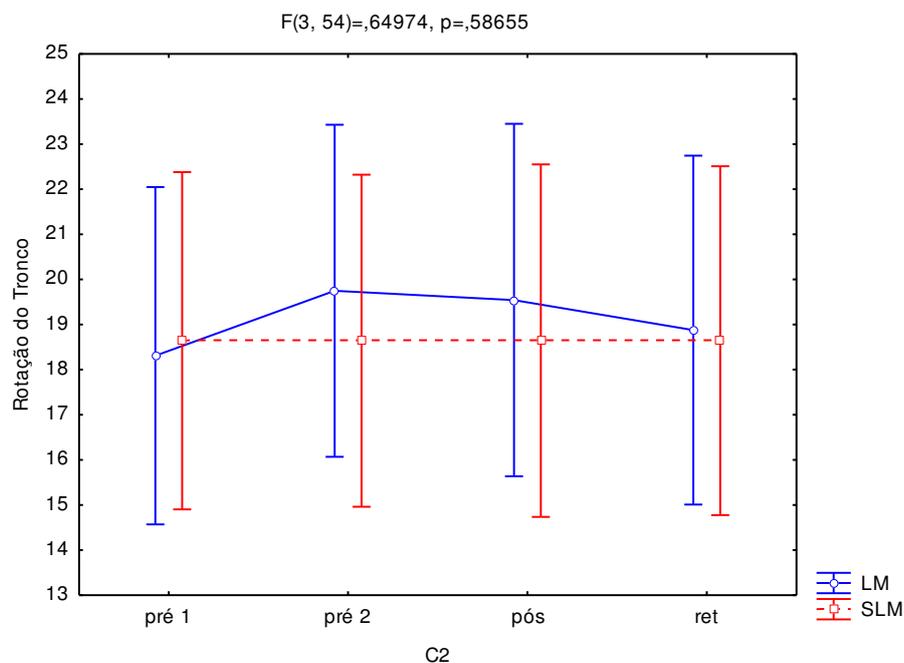
**FIGURA 20** – Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



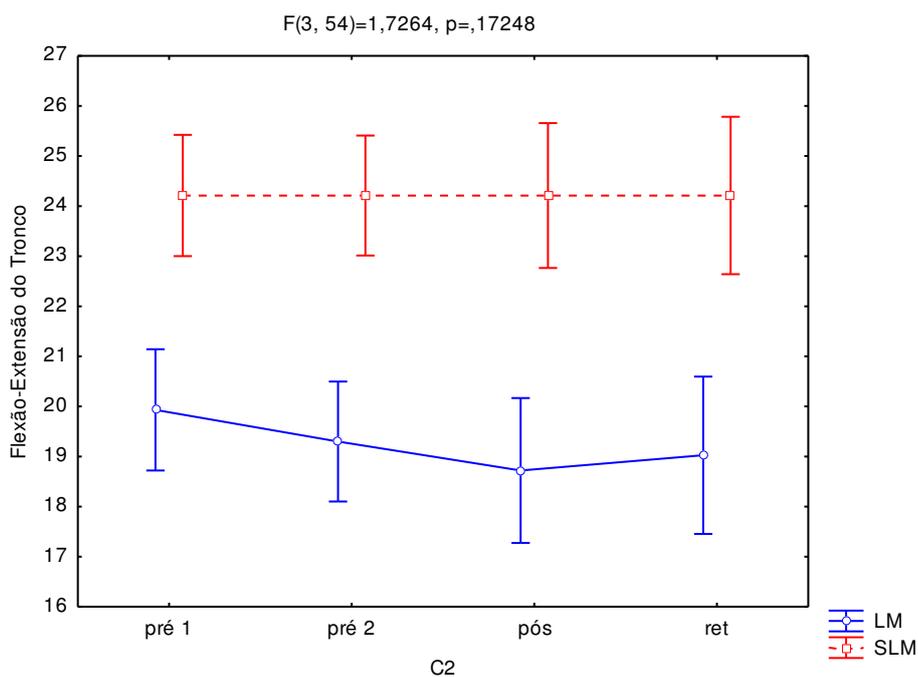
Em relação à rotação de tronco, não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos ao longo da experimentação. O mesmo

ocorreu com a flexão-extensão de tronco (Figuras 21 e 22). Contudo, as medidas do grupo LM foram significativamente menores que as apresentadas pelo grupo SLM durante todos os períodos do experimento ( $p < 0,05$ ).

**FIGURA 21** - Média e Intervalo de Confiança (95%) da Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 22** - Média e Intervalo de Confiança (95%) de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.

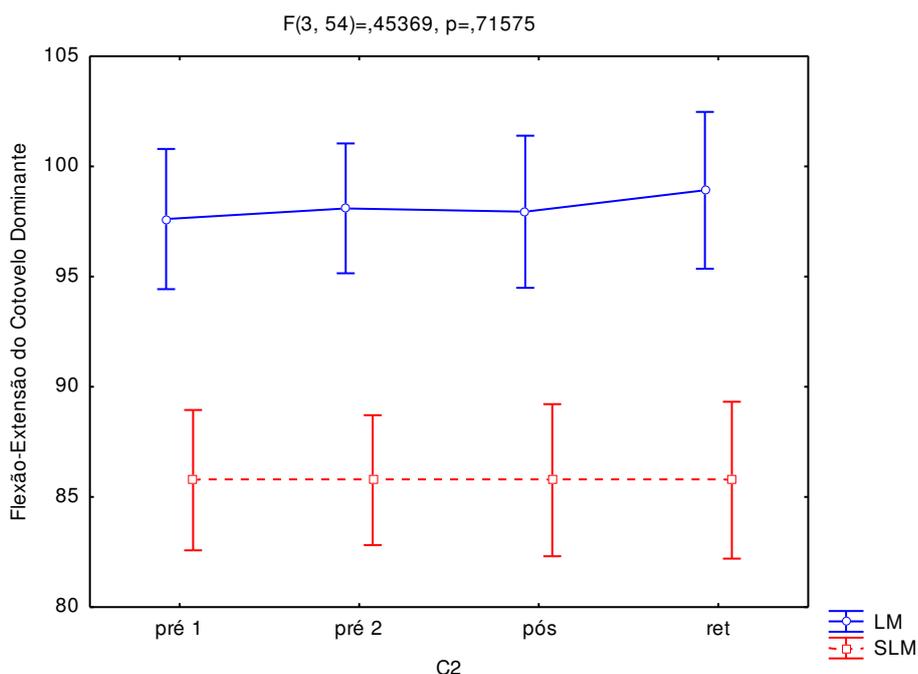


#### 4.1.1.4 Excursão Angular na Condição C2: Membro Superior Dominante

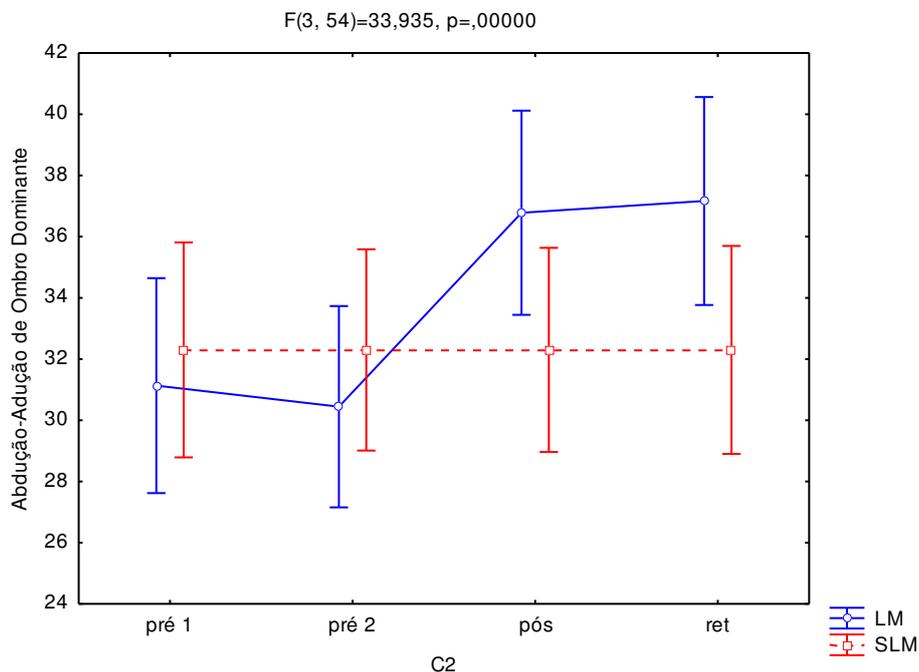
Em relação à avaliação das medidas de flexão-extensão do cotovelo dominante no experimento C2, não houve diferenças estatísticas significativas ao longo da experimentação (Figura 23). Entretanto, durante todos os períodos, as médias do grupo LM mantiveram-se significativamente acima daquelas observadas no grupo SLM ( $p < 0,05$ ).

Diferente do que ocorreu no experimento C1, na abdução-adução do ombro dominante foi possível verificar diferenças estatísticas significativas na análise entre os períodos na avaliação intragrupo LM (Figura 24). Observa-se que as médias deste grupo nos períodos Pré-teste 1 e 2 foram equivalentes, porém, após a intervenção houve um aumento da excursão angular tornando os valores estatisticamente superiores nos períodos Pós-teste e Retenção ( $p < 0,05$ ).

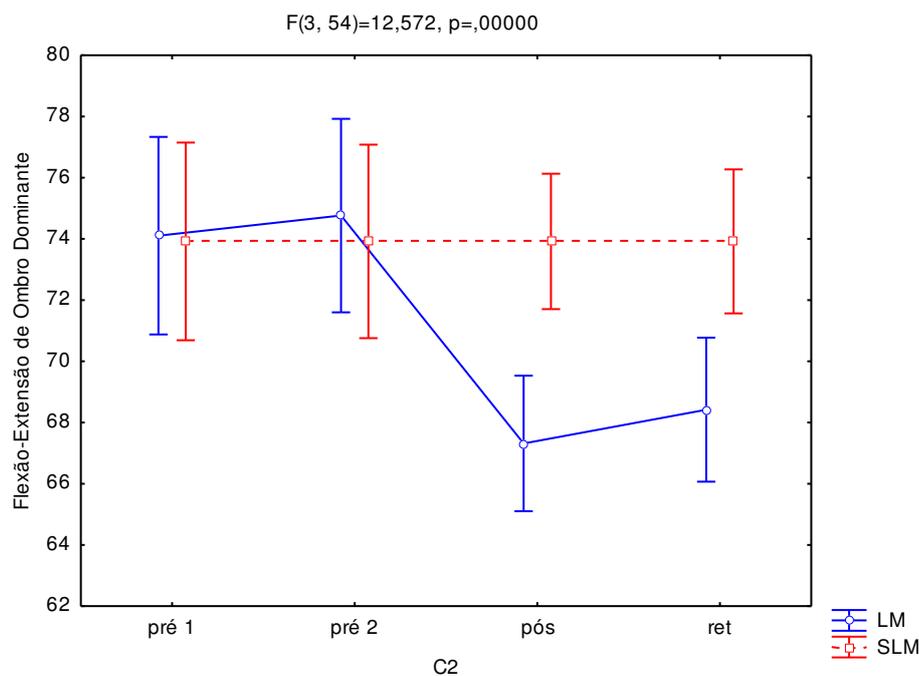
**FIGURA 23** - Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão do Cotovelo Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 24** - Média e Intervalo de Confiança (95%) da Abdução-Adução do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 25** - Média e Intervalo de Confiança (95%) da Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



Na Figura 25, observa-se que na excursão angular da flexão-extensão do ombro, houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos ao longo da experimentação (Figura 25). Durante os períodos Pré-teste 1 e 2, as médias do grupo LM foram equivalentes às observadas no grupo SLM. Porém, a partir do período Pós-teste, foram detectadas a diminuição das médias do grupo LM ( $p < 0,05$ ), e os valores passaram a ser significativamente menores em relação ao SLM ( $p < 0,05$ ).

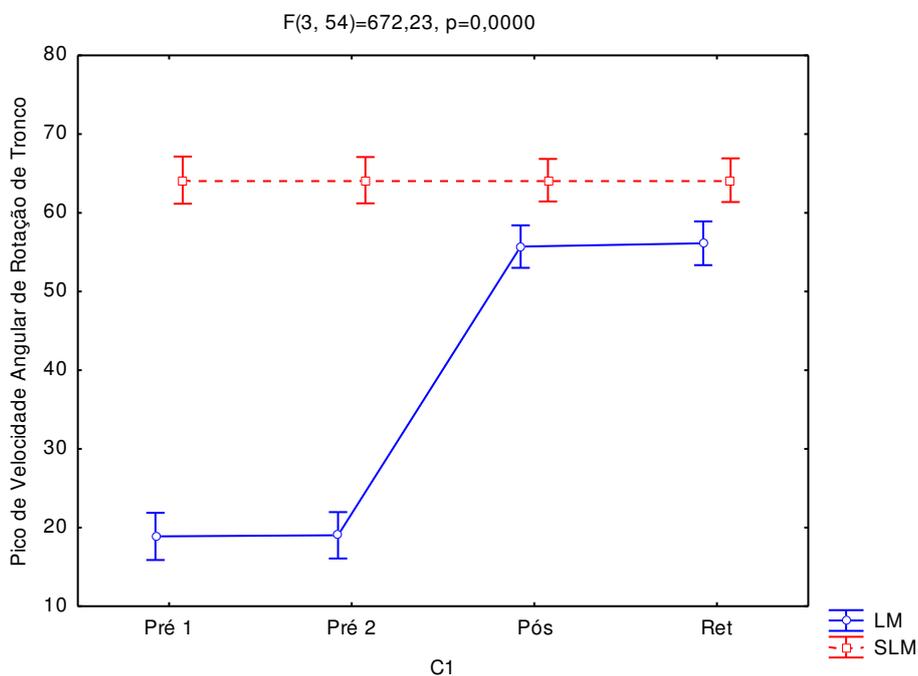
#### 4.1.2. Pico de Velocidade Angular

##### 4.1.2.1 Pico de Velocidade Angular na Condição C1: Tronco

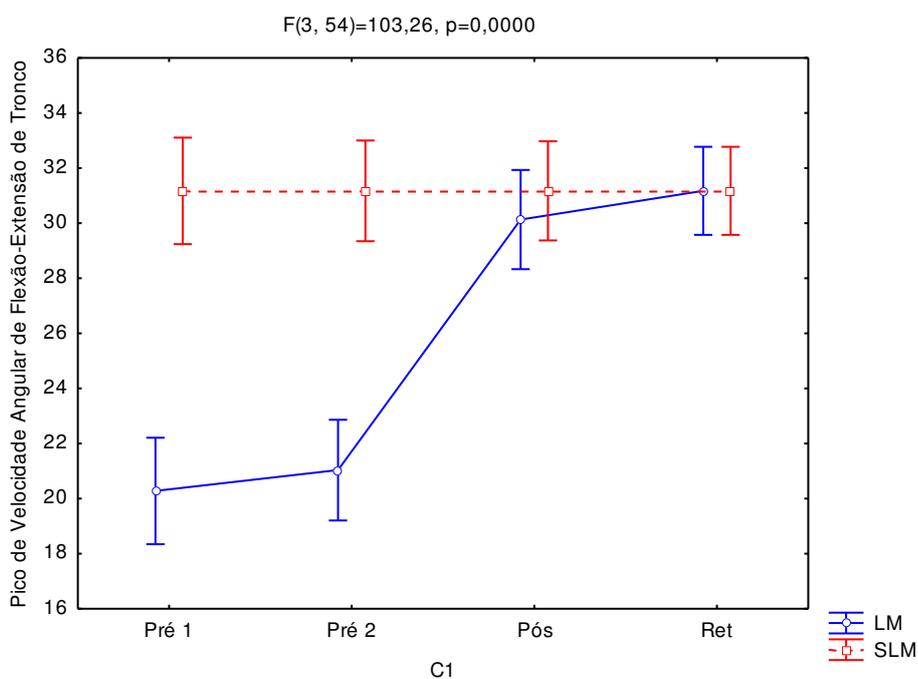
Na análise do pico de velocidade angular da rotação de tronco no experimento C1, foi possível verificar diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 26), sendo que todas as medidas do grupo LM avaliadas nos diferentes períodos foram significativamente menores que as médias estimadas para o grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Contudo, ressalta-se que após a intervenção houve um aumento dos valores dos picos no grupo LM ( $p < 0,05$ ), e as médias deste grupo mostraram-se mais próximas dos valores observados para o grupo SLM nos períodos do Pós-teste e do teste de Retenção.

Em relação aos valores do pico de velocidade angular da flexão-extensão do tronco, foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 27). Antes da intervenção as medidas do grupo LM avaliadas nos períodos Pré-teste1 e 2 foram significativamente menores que as médias estimadas para o grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Entretanto, após a intervenção houve um aumento dos valores dos picos de velocidade no grupo LM ( $p < 0,05$ ), e as médias deste grupo passaram a ser estatisticamente equivalentes ao grupo SLM.

**FIGURA 26** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular da Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



**FIGURA 27** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



## 4.1.2.2 Pico de Velocidade Angular na Condição C1: Membro Superior Dominante

O mesmo comportamento foi também observado para os picos de velocidade angular do ombro ( $F_{3,54}=103,26$ ;  $p=0,000$ ); e do cotovelo dominante ( $F_{3,54}=1914,4$ ;  $p=0,000$ ); (Tabela 6), isto é, houve diferença estatística entre os grupos nos períodos anteriores à intervenção, contudo, nos períodos de Pós-teste e Retenção as médias observadas para o grupo LM aumentaram significativamente ( $p<0,05$ ) e se mostraram equivalentes às médias do grupo SLM.

**TABELA 6** - Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1

<b>Flexão/extensão do ombro</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>SD</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	97,2	8,0	91,5 - 103,0	-
	LM	50,8	3,6	48,2 - 53,4	0,000*
<b>Pré 2</b>	SLM	97,2	8,0	91,5 - 103,0	
	LM	49,9	4,9	46,4 - 53,3	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	97,2	8,0	91,5 - 103,0	
	LM	99,0	7,4	93,7 - 104,4	0,990
<b>Retenção</b>	SLM	97,2	8,0	91,5 - 103,0	
	LM	97,2	8,0	91,5 - 103,0	1,000
<b>Flexão/extensão do cotovelo</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>SD</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	158,8	3,1	156,6 - 161,0	-
	LM	47,5	4,9	43,9 - 51,0	0,000*
<b>Pré 2</b>	SLM	158,8	3,1	156,6 - 161,0	
	LM	49,6	4,8	46,2 - 53,0	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	158,8	3,1	156,6 - 161,0	
	LM	157,6	4,9	154,2 - 161,1	0,980
<b>Retenção</b>	SLM	158,8	3,1	156,6 - 161,0	
	LM	158,8	3,1	156,6 - 161,0	1,000

P-valor do teste de Dunnett.

\*Diferença significativa

#### 4.1.2.3 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Tronco na Condição C1

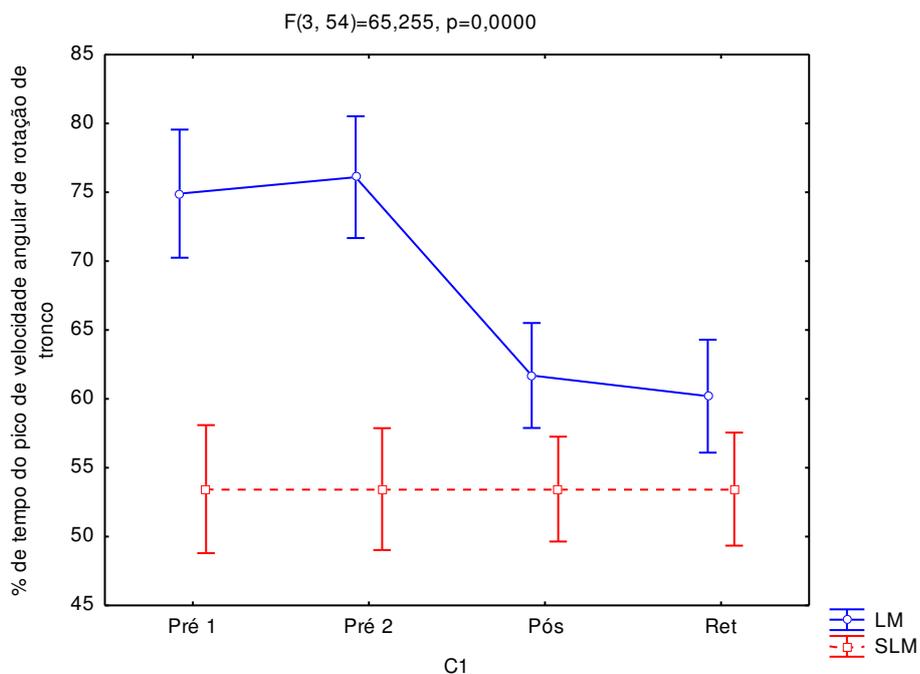
Na análise do percentual de tempo do pico de velocidade angular da rotação e da flexão-extensão do tronco, houve diferenças estatísticas entre os grupos LM e SLM e entre os períodos experimentais (Figuras 28 e 29). No grupo SLM observa-se que o pico de velocidade ocorreu primeiro na flexão-extensão do tronco ( $45 \pm 7,61$ ) e depois na rotação do tronco ( $48,35 \pm 3,61$ ). Antes da intervenção, o grupo LM apresentou picos mais tardios ( $p < 0,01$ ) e uma ordem temporal invertida desses picos de velocidade em relação ao grupo SLM. Na rotação do tronco o percentual de tempo no grupo LM foi de ( $74,90 \pm 6,33$ ) e no Pré-teste 2 ( $76,10 \pm 5,54$ ). Nestes mesmos períodos (Pré-testes 1 e 2) os picos da flexão-extensão do tronco ocorreram no percentual de tempo de ( $87,90 \pm 5,70$  e  $86,80 \pm 6,30$ ) respectivamente. Verifica-se, portanto, que nestes períodos experimentais a ordem em que os picos ocorreram no grupo LM foi: primeiro em rotação e depois em flexão-extensão.

Após a intervenção foi observada uma significativa antecipação do pico de velocidade angular da rotação do tronco no grupo LM ( $p < 0,05$ ), aproximando-se dos valores encontrados no grupo SLM, ou seja, houve uma redução do percentual do tempo do movimento do grupo LM (Pós-teste= $61,70 \pm 2,80$ ; Retenção= $60,20 \pm 4,29$ ). As médias dos grupos LM e SLM ainda foram consideradas estatisticamente diferentes no Pós-teste, porém, já no período de Retenção, não houve diferença estatística entre os grupos ( $p < 0,05$ ) para o percentual de tempo em que ocorreu o pico de velocidade da rotação do tronco.

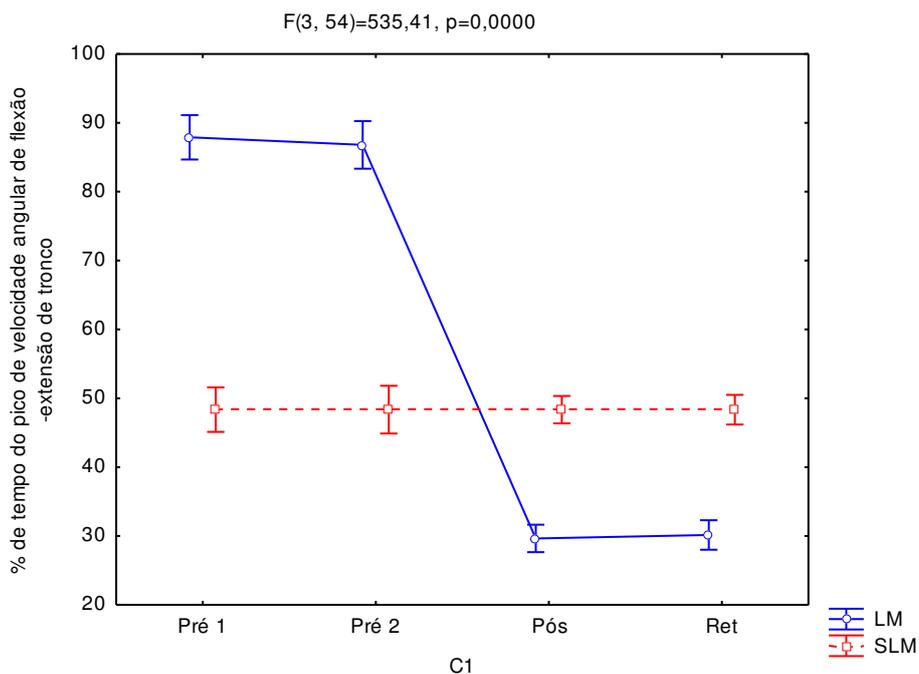
Em relação ao tempo percentual em que ocorreu o pico de velocidade de flexão-extensão do tronco, observou-se que após a intervenção os grupos LM e SLM ainda foram considerados estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ ), entretanto, este pico de velocidade no grupo LM foi antecipado ( $p < 0,05$ ), de modo que se tornou significativamente inferior ao grupo SLM ( $p < 0,05$ ), (Pós-teste= $29,65 \pm 1,83$ ; Retenção= $30,15 \pm 2,48$ ) tanto no Pós-teste quanto na Retenção. Estas alterações de comportamento dos picos de velocidade do tronco após a intervenção permitiram uma reorganização da ordem temporal dos picos de velocidade do tronco do grupo LM, de modo que ocorresse primeiro na flexão-extensão e depois

na rotação do tronco, da mesma maneira como estes picos foram temporalmente organizados no grupo SLM.

**FIGURA 28** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Rotação de Tronco dos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



**FIGURA 29** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de velocidade Angular de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



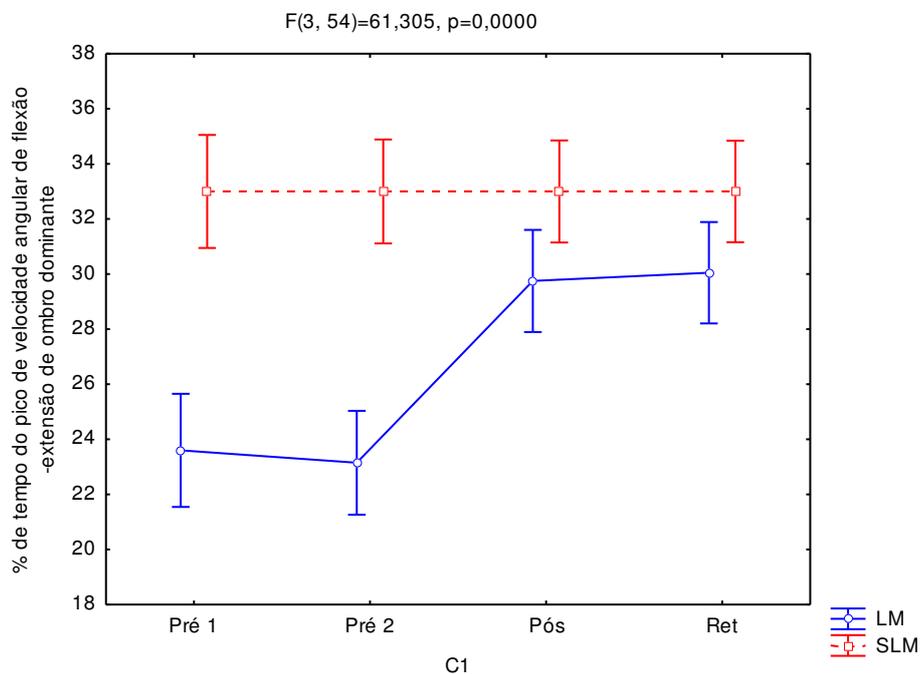
#### 4.1.2.4 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante na Condição C1

Na análise do percentual de tempo do pico de velocidade angular da flexão-extensão do ombro dominante, foi possível detectar diferenças estatísticas entre os grupos LM e SLM e entre os períodos experimentais porém, não foram encontradas diferenças estatísticas na flexão-extensão do cotovelo (Figuras 30 e 3). O grupo SLM apresentou pico de velocidade da flexão-extensão do ombro no tempo percentual de  $(33,00 \pm 3,67)$  e a flexão-extensão do cotovelo em  $(50,95 \pm 5,78)$ , demonstrando que a ordem em que os picos de velocidade ocorreram foi: primeiro no ombro e depois no cotovelo.

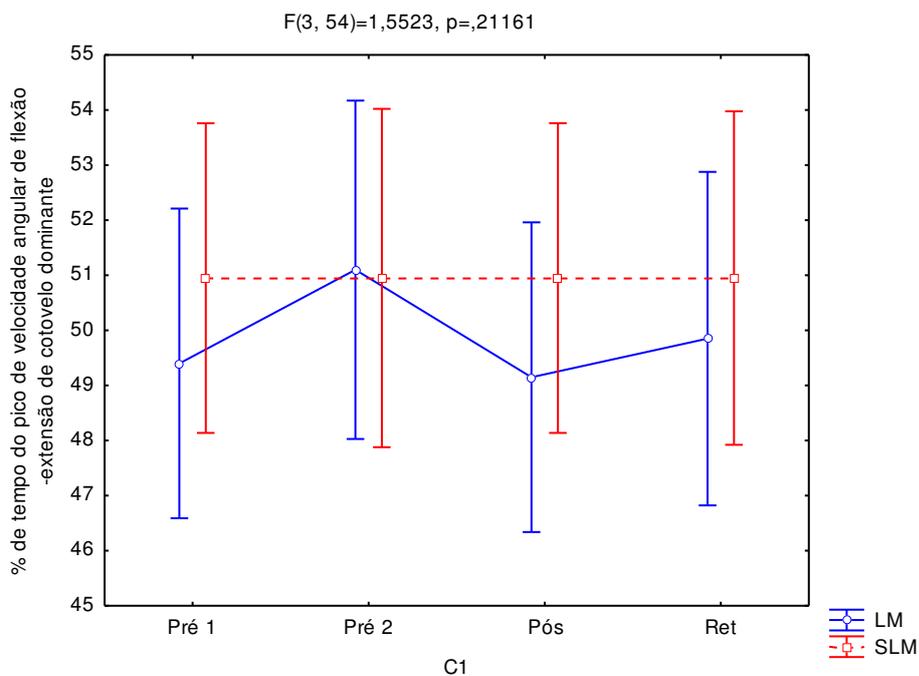
Antes da intervenção (Pré-testes 1 e 2), foi observado no grupo LM um comportamento de antecipação do pico de flexão-extensão do ombro (Pré-teste 1= $23,60 \pm 2,37$ ; Pré-teste 2= $23,15 \pm 1,62$ ) com médias significativamente menores que as observadas no grupo SLM ( $p < 0,05$ ). Observa-se porém que, embora os picos fossem antecipados no grupo LM a ordem desses picos no membro superior dominante foi a mesma que a observada no grupo SLM, uma vez que o o comportamento do pico de velocidade da flexão-extensão do cotovelo foi semelhante ao grupo SLM (Pré-teste 1= $49,40 \pm 1,56$ ; Pré-teste 2= $51,10 \pm 3,06$ ).

Após a intervenção, a análise intragrupo LM mostrou aumento significativo ( $p < 0,05$ ) dos valores de tempo percentual em que ocorreram os picos de velocidade angular da flexão-extensão do ombro (Pós-teste= $29,75 \pm 1,44$ ; Retenção= $30,05 \pm 1,36$ ) não sendo mais detectadas diferenças significativas entre os grupos LM e SLM ( $p > 0,05$ ).

**FIGURA 30** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



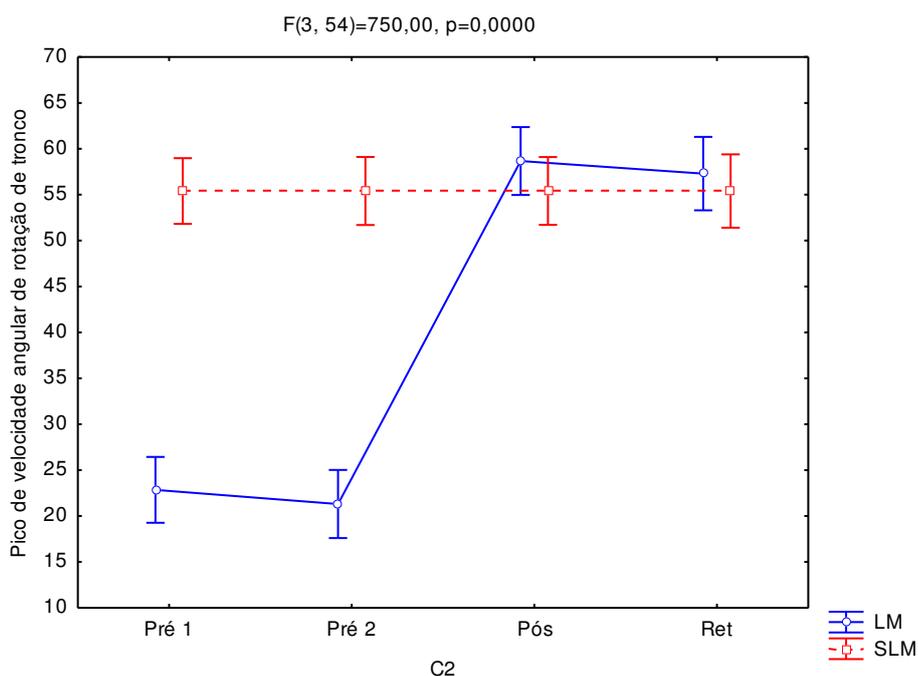
**FIGURA 31** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Cotovelo Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1.



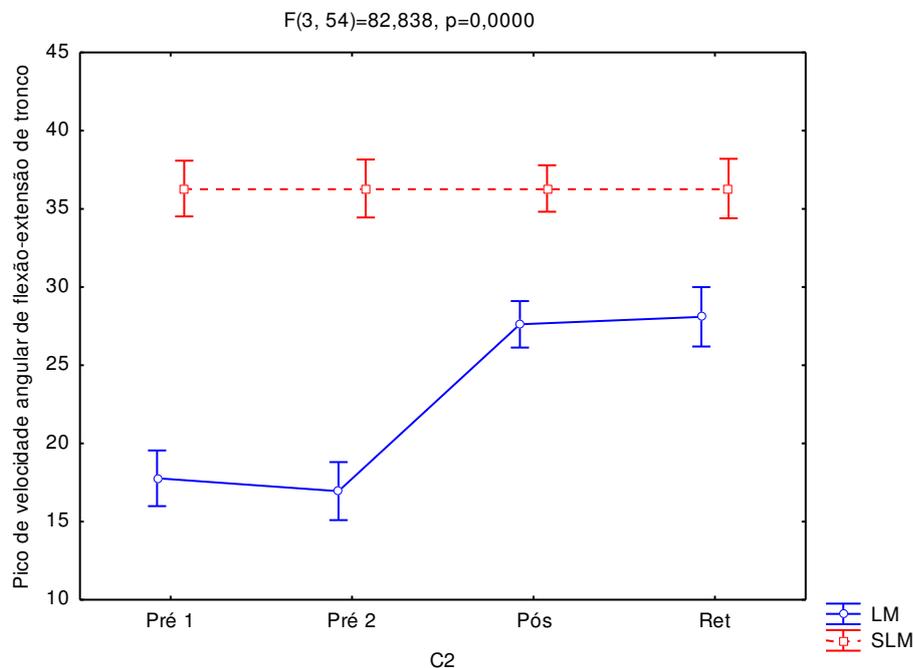
#### 4.1.2.5 Pico de Velocidade Angular na Condição C2: Tronco

Em relação à avaliação do pico de velocidade angular da rotação do tronco no experimento C2, foi possível observar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 32). Verificou-se que as medidas do grupo LM observadas nos períodos Pré-teste 1 e 2 foram estatisticamente inferiores às médias observadas nos grupos SLM ( $p < 0,05$ ), sendo que após a intervenção houve aumento significativo dos valores apresentados pelo grupo LM ( $p < 0,05$ ) e, a partir do Pós-teste e na Retenção, as médias passam a ser equivalentes entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Na flexão-extensão do tronco houve diferença estatística significativa entre os grupos (Figura 33). Contudo, diferentemente do experimento C1, em C2 embora na análise intragrupo (LM) tenha havido aumento significativo ( $p < 0,05$ ) da velocidade angular no Pós-teste e na Retenção, as médias estimadas para o grupo LM ainda foram significativamente inferiores às do grupo SLM ( $p < 0,05$ ) em todos os períodos experimentais.

**FIGURA 32** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular de Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 33** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Pico de Velocidade Angular de Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



#### 4.1.2.6 Pico de Velocidade Angular na Condição C2: Membro Superior Dominante

Assim como observado no experimento C1, as variáveis relativas aos picos de velocidade angular de flexão-extensão de ombro ( $F_{3,54}=103,26; p=0,000$ ) e cotovelo dominante ( $F_{3,54}=103,26; p=0,000$ ) também apresentaram diferenças estatísticas significativas. Na análise intragrupo (LM) foi detectado um aumento significativo dos valores no Pós-teste e na Retenção. Entretanto, mesmo com o aumento dos picos de velocidade corridos no grupo LM após a intervenção, na condição C2 as médias deste grupo continuaram significativamente inferiores às do SLM, mas, indicaram uma tendência de aproximação dos valores deste grupo (Tabela 7).

**TABELA 7** - Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2

<b>Flexão/extensão do ombro</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>SD</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	151,5	10,4	144,0 - 159,0	-
	LM	58,5	3,4	56,1 - 60,9	0,000*
<b>Pré 2</b>	SLM	151,5	10,4	144,0 - 159,0	
	LM	58,5	4,3	55,4 - 61,5	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	151,5	10,4	144,0 - 159,0	
	LM	108,8	14,6	98,4 - 119,3	0,000*
<b>Retenção</b>	SLM	151,5	10,4	144,0 - 159,0	
	LM	105,2	14,9	94,5 - 115,8	0,000*
<b>Flexão/extensão do cotovelo</b>					
<b>Períodos</b>	<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>SD</b>	<b>IC 95%</b>	<b>P</b>
<b>Pré 1</b>	SLM	171,6	18,3	158,6 - 184,7	-
	LM	56,7	7,1	51,6 - 61,8	0,000*
<b>Pré 2</b>	SLM	171,6	18,3	158,6 - 184,7	
	LM	55,6	6,6	50,9 - 60,3	0,000*
<b>Pós</b>	SLM	171,6	18,3	158,6 - 184,7	
	LM	149,9	14,0	139,9 - 159,9	0,024*
<b>Retenção</b>	SLM	171,6	18,3	158,6 - 184,7	
	LM	150,4	17,1	138,2 - 162,6	0,028*

P-valor do teste de Dunnet.

\*Diferenças significativas

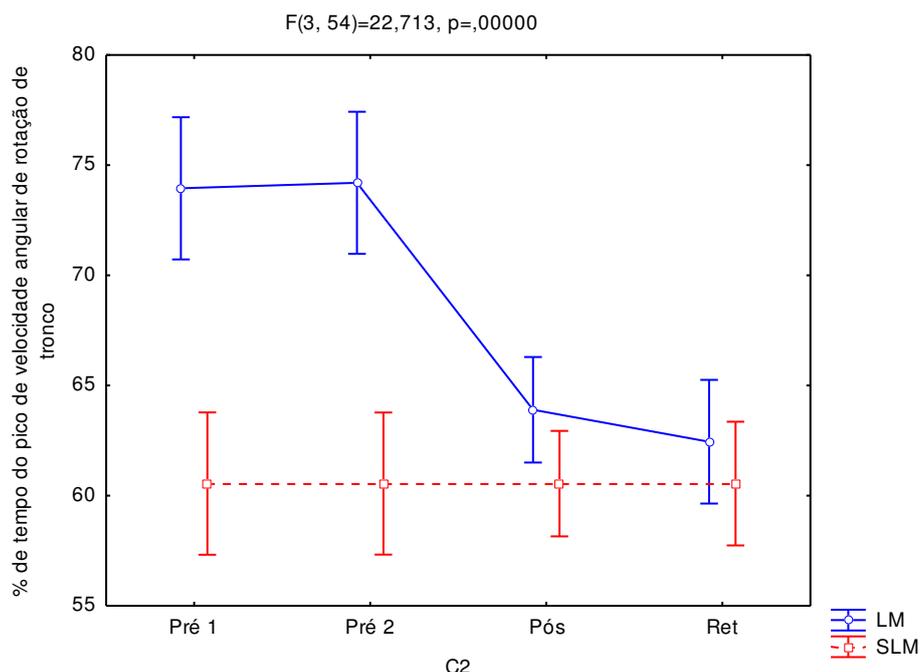
#### 4.1.2.7 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Tronco na Condição C2

Na análise do percentual de tempo em que ocorreu o pico de velocidade angular da rotação e da flexão-extensão do tronco em C2, foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos e entre os períodos experimentais (Figuras 34 e 35). Da mesma forma como ocorreu em C1, no grupo SLM o tempo percentual do pico de velocidade ocorreu primeiro na flexão-extensão do tronco ( $48,65 \pm 7,88$ ) e depois na rotação do tronco ( $60,55 \pm 4,06$ ). Antes da intervenção, o grupo LM demonstrou percentuais de tempo significativamente maiores que o grupo SLM ( $p < 0,01$ ), apresentando uma ordem temporal invertida desses picos de velocidade. No Pré-teste 1, o pico de velocidade da flexão-extensão tronco ocorreu no tempo percentual de ( $77,99 \pm 3,74$ ) e no Pré-teste 2 ocorreu em

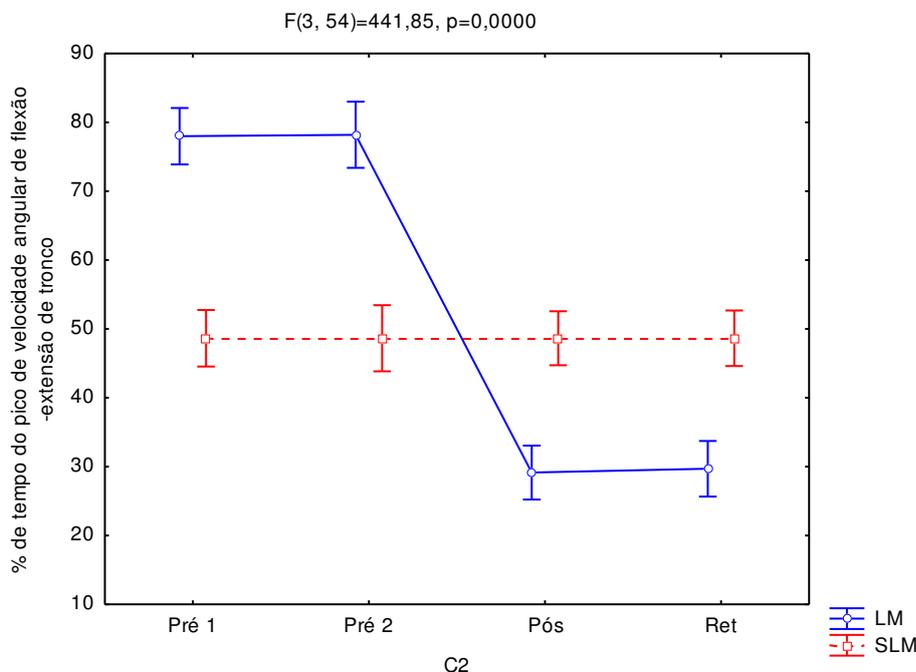
(78,20±6,52), enquanto a rotação ocorreu no tempo de (73,95±5,53) e (74,20±5,54) respectivamente.

Seguindo o mesmo padrão de comportamento observado no C1, após a intervenção, foi observada no C2 uma significativa antecipação do pico de velocidade angular da rotação do tronco no grupo LM ( $p<0,05$ ), tornando-se equivalentes aos valores encontrados no grupo SLM. No pós-teste, o tempo percentual do pico de velocidade angular da rotação do tronco foi de (63,90±3,08); e na Retenção foi de (62,45±4,39). Em relação ao tempo percentual do pico de velocidade da flexão-extensão do tronco, observou-se que após a intervenção, os grupos LM e SLM ainda foram considerados estatisticamente diferentes, entretanto, na flexão-extensão do tronco, o pico de velocidade do grupo LM foi antecipado ( $p<0,05$ ) de modo que tornou as médias significativamente inferiores ao grupo SLM, tanto no Pós-teste (29,15±2,72) quanto na Retenção (29,70±3,40). Estas alterações de comportamento dos picos de velocidade do tronco no Pós-teste e Retenção permitiram a reorganização da ordem temporal dos picos de velocidade do tronco do grupo LM, de modo que primeiro ocorresse na flexão-extensão e depois na rotação, da mesma maneira como estes picos foram organizados no grupo SLM.

**FIGURA 34** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Rotação do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 35** - Média e Intervalo De Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Tronco nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



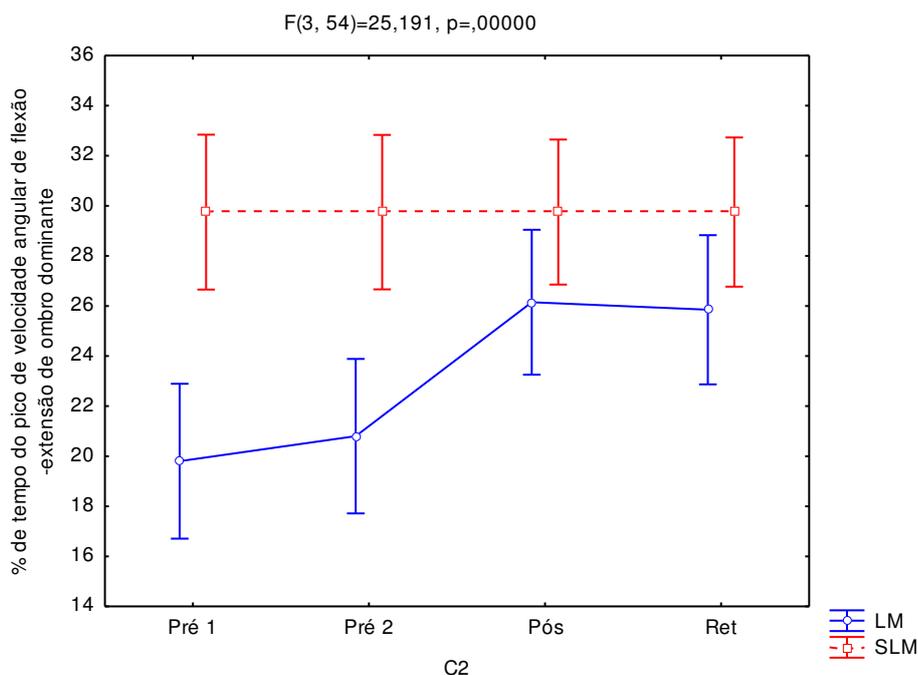
#### 4.1.2.8 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular do Membro Superior Dominante na Condição C2

Na análise do percentual de tempo do pico de velocidade angular da flexão-extensão ombro e do cotovelo dominante em C2, foi possível detectar diferenças estatísticas entre os grupos LM e SLM e entre os períodos experimentais (Figuras 36 e 37). O grupo SLM apresentou pico de velocidade da flexão-extensão do ombro e no tempo percentual de  $(33,00 \pm 3,67)$  do movimento e o pico de velocidade da flexão-extensão do cotovelo foi observado no tempo percentual de  $(50,95 \pm 5,78)$ .

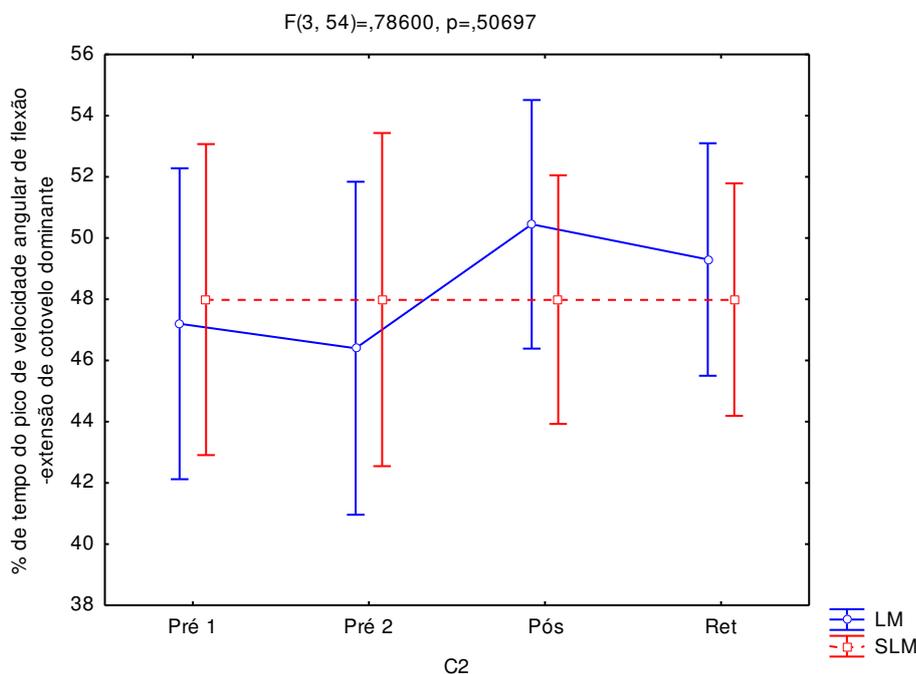
No grupo LM durante o Pré-teste 1, foi observado um comportamento de antecipação do pico de flexão-extensão do ombro  $(23,60 \pm 2,37)$  com diferenças

estatísticas entre os grupos LM e SLM ( $p < 0,01$ ). No Pré-teste 2 as diferenças entre os grupos foram mantidas e o pico de velocidade da flexão-extensão do ombro ocorreu em  $(23,15 \pm 1,62)$ ; do tempo percentual do movimento. Já em relação ao cotovelo dominante, não foram encontradas diferenças entre os grupos nos períodos experimentais. No pré-teste 1, o percentual de tempo do pico de velocidade de flexão-extensão do cotovelo foi de  $(47,20 \pm 8,74)$  e no Pré-teste 2 ocorreu em  $(46,40 \pm 9,68)$ . Após a intervenção, houve diferença no comportamento intragrupo (LM) e o tempo percentual em que ocorreram os picos de velocidade da flexão-extensão de ombro e cotovelo tornaram-se equivalentes entre os grupos tanto no Pós-teste (ombro= $26,15 \pm 1,89$ ; cotovelo= $50,45 \pm 5,86$ ) quanto na Retenção (ombro= $25,85 \pm 2,42$ ; cotovelo= $49,30 \pm 4,99$ ). Observa-se que a ordem dos picos de velocidade angular do ombro e cotovelo foi a mesma para os grupo SLM e LM em todos os períodos experimentais.

**FIGURA 36** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Ombro Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 37** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Angular da Flexão-Extensão do Cotovelo Dominante dos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



#### 4.1.3 - Pico de Velocidade Linear do Punho

##### 4.1.3.1 Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C1

Na avaliação do comportamento do pico de velocidade linear do punho nos eixos x, y e z (Tabela 8) foi possível verificar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos em todos os períodos experimentais (Eixo x -  $F_{3,54}=315,77$ ;  $p=0,000$ ; Eixo y -  $F_{3,54}=74,592$ ;  $p=0,000$ ; Eixo z -  $F_{3,54}=93,809$ ;  $p=0,000$ ). Na Tabela 9 observa-se que em todos os eixos as médias do grupo LM foram inferiores às do grupo SLM. Contudo, na análise intragrupo (LM) foi verificado um aumento significativo ( $p<0,05$ ) das médias nos eixos x, y e z a partir do Pós-teste, o qual foi mantido no teste de Retenção, demonstrando a tendência de aproximação das médias apresentadas pelo grupo SLM

Observa-se no grupo LM, em todos os períodos experimentais, que os menores valores dos picos de velocidade linear do punho ocorreram no eixo y (lâtero-lateral), seguido do eixo z (vertical) e os maiores valores foram verificados no eixo x (ântero-posterior). Esta ordem crescente (y, z, x) das magnitudes dos picos foi verificada também no grupo SLM.

**TABELA 8.** Estatísticas Descritivas do Pico de Velocidade Linear do Punho nos Eixos X, Y e Z dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>X</b> (ântero-posterior)	Pré 1	SLM	1,23	0,10	1,16 - 1,30	-
		LM	0,31	0,01	0,31 - 0,32	0,000*
	Pré 2	SLM	1,23	0,10	1,16 - 1,30	
		LM	0,30	0,01	0,29 - 0,31	0,000*
	Pós	SLM	1,23	0,10	1,16 - 1,30	
		LM	0,93	0,09	0,87 - 0,99	0,000*
	Retenção	SLM	1,23	0,10	1,16 - 1,30	
		LM	0,99	0,11	0,91 - 1,07	0,000*
<b>Y</b> (lâtero-lateral)	Pré 1	SLM	0,34	0,05	0,31 - 0,37	-
		LM	0,08	0,02	0,06 - 0,09	0,000*
	Pré 2	SLM	0,34	0,05	0,31 - 0,37	
		LM	0,09	0,02	0,08 - 0,10	0,000*
	Pós	SLM	0,34	0,05	0,31 - 0,37	
		LM	0,21	0,03	0,19 - 0,23	0,000*
	Retenção	SLM	0,34	0,05	0,31 - 0,37	
		LM	0,22	0,03	0,20 - 0,24	0,000*
<b>Z</b> (vertical)	Pré 1	SLM	0,84	0,08	0,78 - 0,90	-
		LM	0,29	0,02	0,27 - 0,30	0,000*
	Pré 2	SLM	0,84	0,08	0,78 - 0,90	
		LM	0,30	0,02	0,29 - 0,31	0,000*
	Pós	SLM	0,84	0,08	0,78 - 0,90	
		LM	0,67	0,13	0,58 - 0,76	0,001*
	Retenção	SLM	0,84	0,08	0,78 - 0,90	
		LM	0,65	0,11	0,57 - 0,73	0,000*

P- valores do Teste de *Dunnet*

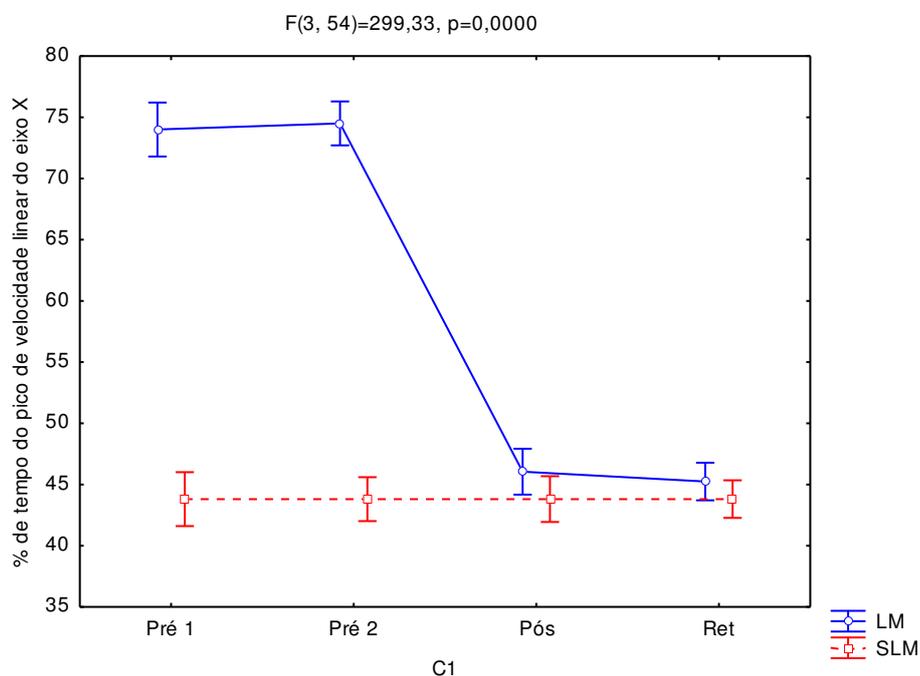
\*Diferenças significativas

#### 4.1.3.2 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C1

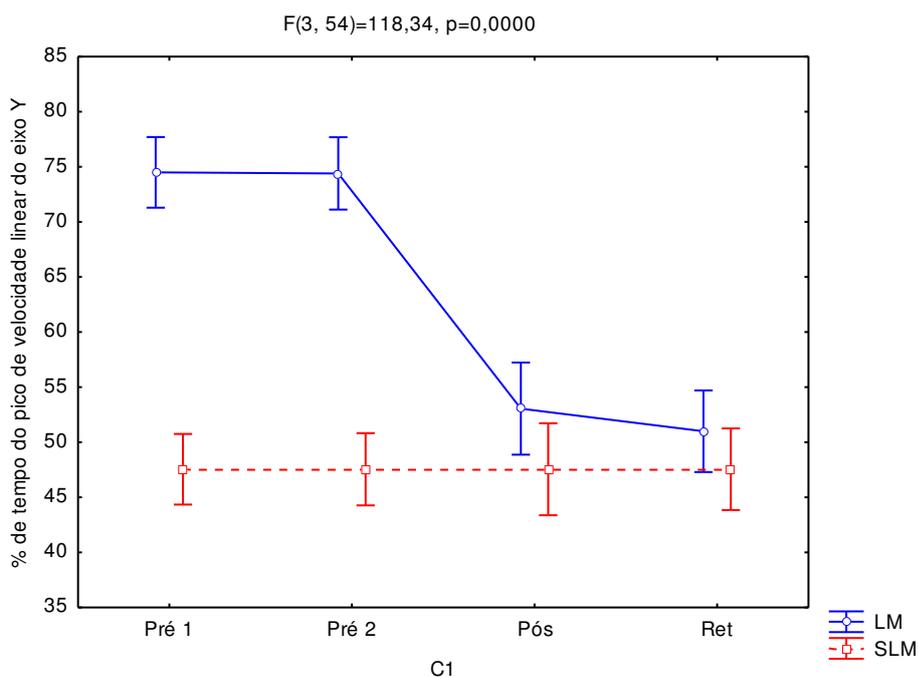
Na avaliação do percentual de tempo do movimento em que ocorreram os picos de velocidade linear do punho nos eixos x, y e z foram detectadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos em todos os períodos experimentais ( $p < 0,05$ ) (Figuras 38 a 40). Nos eixos x e y verificou-se que as médias do grupo LM foram superiores às do grupo SLM nos períodos experimentais do Pré-teste 1 e 2 ( $p < 0,01$ ), (Eixo x- SLM= $43,81 \pm 2,82$ ; LM/Pré-teste 1= $74,00 \pm 3,74$ ; Pré-teste 2= $74,50 \pm 2,57$ ); (Eixo y- SLM= $47,55 \pm 5,98$ ; LM/Pré-teste 1= $74,50 \pm 3,29$ ; Pré-teste 2= $74,75 \pm 3,60$ ), enquanto no eixo z, as médias do grupo LM foram significativamente inferiores às observadas no grupo SLM nos mesmos períodos ( $p < 0,01$ ), (Eixo z- SLM= $27,80 \pm 2,37$ ; LM/Pré-teste1= $19,40 \pm 1,96$ ; Pré-teste 2= $19,75 \pm 1,44$ ).

Após a intervenção, o grupo LM apresentou uma diminuição significativa ( $p < 0,05$ ) dos valores nos eixos x e y, e um aumento no eixo z ( $p < 0,05$ ), o que demonstra uma antecipação dos picos de velocidade linear do punho nos eixos x e y; (Eixo x - Pós-teste= $46,05 \pm 2,81$ ; Retenção=  $40,99 \pm 2,64$ ); (Eixo y - Pós-teste= $53,05 \pm 6,58$ ; Retenção= $51,00 \pm 5,13$ ), e um retardamento do pico no eixo z (Eixo z- Pós-teste= $25,25 \pm 2,35$ , Retenção= $25,10 \pm 1,58$ ) tornando as médias dos grupos LM e SLM estatisticamente equivalentes a partir do período Pós-teste e no teste de Retenção. Verifica-se que em todos os períodos experimentais os grupos LM e SLM mantiveram a mesma ordem em que os picos de velocidade linear ocorreram: primeiro no eixo z (vertical), seguido do pico em x (ântero-posterior) e por último no eixo y (látero-lateral).

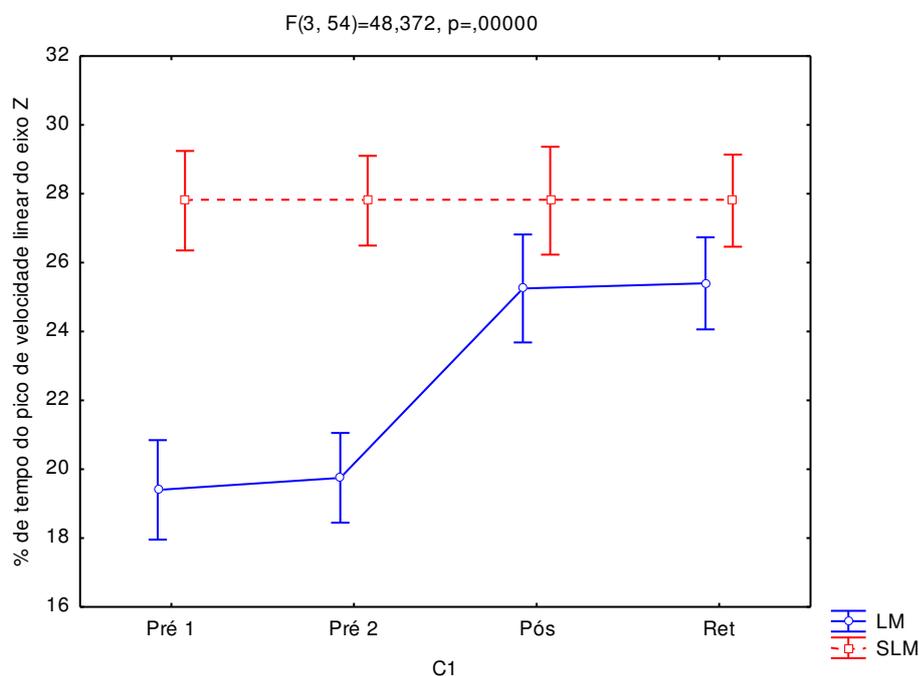
**FIGURA 38** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo X nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



**Figura 39.** Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Y nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



**FIGURA 40** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Z nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



#### 4.1.3.3 Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C2

Na avaliação do pico de velocidade linear do punho nos eixos x, y e z na condição C2, assim como na C1, foi possível verificar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Eixo x -  $F_{3,54}=327,72$ ;  $p=0,000$ ; Eixo y -  $F_{3,54}=148,69$ ;  $p=0,000$ ; Eixo z -  $F_{3,54}=121,60$ ;  $p=0,000$ ) Observa-se na Tabela 9 que as médias do grupo LM foram inferiores às do grupo SLM em todos os períodos experimentais e em todos os eixos. Porém, após a intervenção, é evidente a tendência de aproximação das médias do grupo LM e SLM a partir do aumento significativo das médias do grupo LM ( $p<0,05$ ) ocorrido nos eixos x, y e z tanto no Pós-teste como na Retenção. Os grupos LM e SLM apresentaram a mesma ordem em relação à magnitude dos picos de velocidade linear do punho, de forma que os menores valores ocorreram no eixo y (lâtero-lateral), seguido do eixo x (ântero-posterior) e os maiores valores foram verificados no eixo z (vertical).

**TABELA 9.** - Estatísticas Descritivas do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho nos Eixos X, Y e Z dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>X</b> (ântero-superior)	Pré 1	SLM	0,99	0,05	0,95 - 1,02	-
		LM	0,25	0,03	0,23 - 0,28	0,000*
	Pré 2	SLM	0,99	0,05	0,95 - 1,02	-
		LM	0,27	0,04	0,24 - 0,29	0,000*
	Pós	SLM	0,99	0,05	0,95 - 1,02	-
		LM	0,76	0,06	0,72 - 0,81	0,000*
Retenção	SLM	0,99	0,05	0,95 - 1,02	-	
	LM	0,78	0,07	0,72 - 0,83	0,000*	
<b>Y</b> (látero-lateral)	Pré 1	SLM	0,37	0,04	0,34 - 0,41	-
		LM	0,06	0,01	0,06 - 0,07	0,000*
	Pré 2	SLM	0,37	0,04	0,34 - 0,41	-
		LM	0,07	0,01	0,06 - 0,08	0,000*
	Pós	SLM	0,37	0,04	0,34 - 0,41	-
		LM	0,23	0,05	0,20 - 0,26	0,000*
Retenção	SLM	0,37	0,04	0,34 - 0,41	-	
	LM	0,21	0,05	0,18 - 0,25	0,000*	
<b>Z</b> (vertical)	Pré 1	SLM	1,50	0,05	1,47 - 1,54	-
		LM	0,42	0,06	0,37 - 0,46	0,000*
	Pré 2	SLM	1,50	0,05	1,47 - 1,54	-
		LM	0,42	0,07	0,37 - 0,46	0,000*
	Pós	SLM	1,50	0,05	1,47 - 1,54	-
		LM	1,00	0,14	0,91 - 1,10	0,000*
Retenção	SLM	1,50	0,05	1,47 - 1,54	-	
	LM	1,02	0,13	0,93 - 1,11	0,000*	

P- valores do Teste de *Dunnet*

\*Diferenças significativas

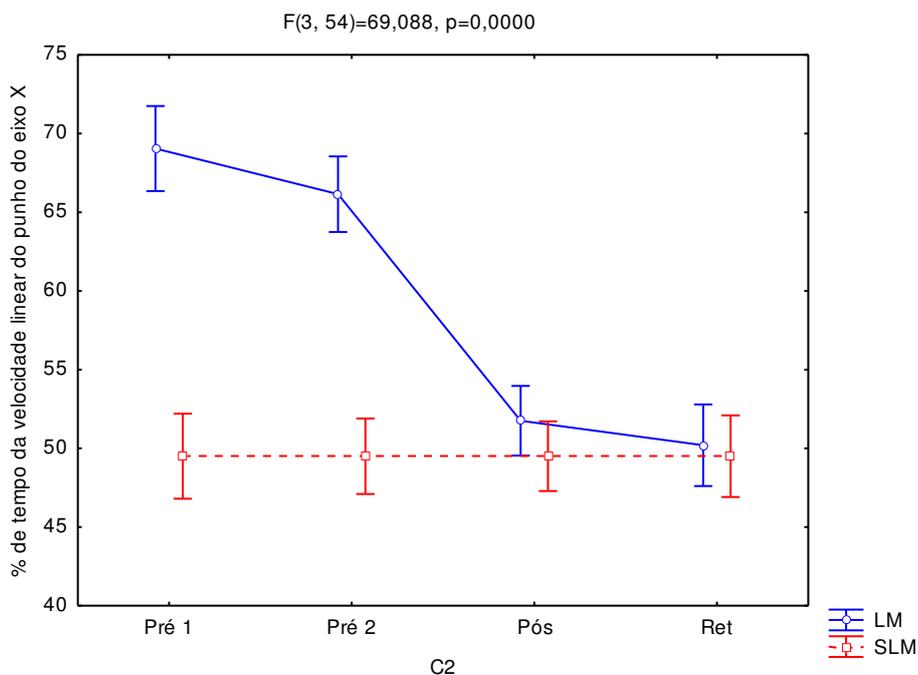
#### 4.1.3.4 Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho na Condição C2

Em relação ao percentual do tempo em que ocorreu o pico de velocidade linear do punho nos eixos x, y e z na condição C2, foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos em todos os períodos experimentais ( $p < 0,01$ ) (Figuras 41 a 43). Assim como ocorreu na condição C1, nos eixos x e y, verificou-se que as médias do grupo LM foram superiores às do grupo SLM nos

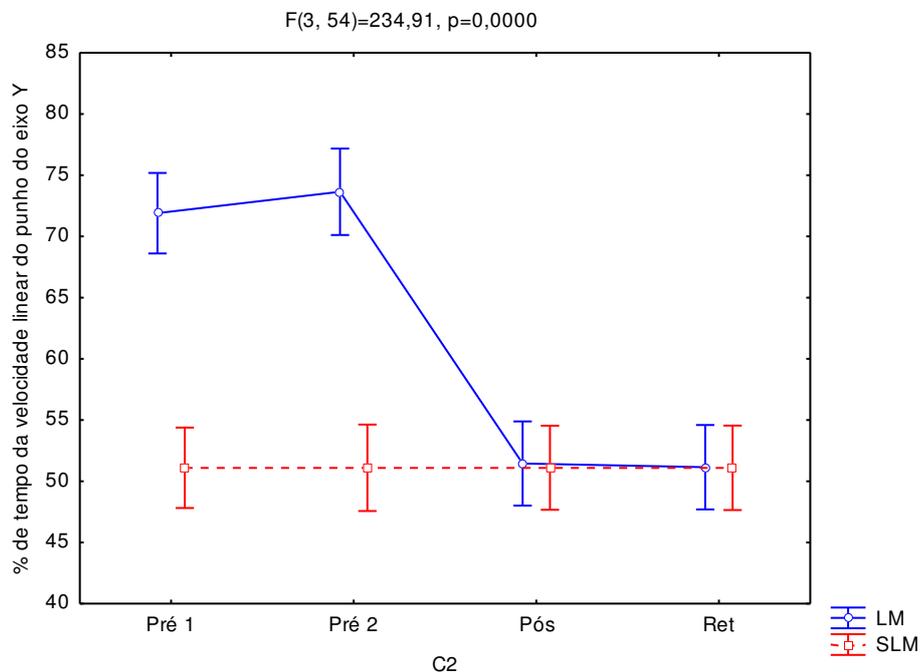
períodos experimentais Pré-teste 1 e 2 ( $p < 0,01$ ). (Eixo x-SLM= $49,40 \pm 23,95$ ; LM/Pré-teste 1= $69,05 \pm 4,18$ ; Pré-teste 2= $66,15 \pm 3,24$ ); (Eixo y- SLM= $51,10 \pm 5,98$ ; LM/Pré-teste 1= $71,90 \pm 1,81$ ; Pré-teste 2= $73,65 \pm 3,27$ ). Nos mesmos períodos, as médias dos sujeitos do grupo LM no eixo z foram significativamente inferiores ( $p < 0,01$ ) aos valores do grupo SLM (Eixo z- SLM= $27,40 \pm 4,23$ ; LM/Pré-teste1= $19,15 \pm 3,67$ ; Pré-teste 2= $19,90 \pm 5,90$ ).

A partir do período Pós-teste, houve uma antecipação dos picos de velocidade linear do punho com diminuição significativa ( $p < 0,05$ ) das médias dos tempos percentuais em que ocorreram nos eixos x e y (Eixo x-Pós-teste= $51,75 \pm 2,56$ ; Retenção= $50,20 \pm 3,85$ ); (Eixo y- Pós-teste= $51,45 \pm 2,79$ ; Retenção= $51,15 \pm 2,86$ ). e um retardamento no eixo z, com conseqüente aumento dos valores do tempo percentual ( $p < 0,05$ ) (Eixo z- Pós-teste= $25,85 \pm 2,43$ ; Retenção= $26,15 \pm 3,96$ ), tornado os grupos estatisticamente equivalentes em todos os eixos. Os grupos LM e SLM mantiveram a mesma ordem em que os picos de velocidade linear ocorreram antes e após a intervenção (primeiro no eixo z, seguido do eixo x e por último no eixo y).

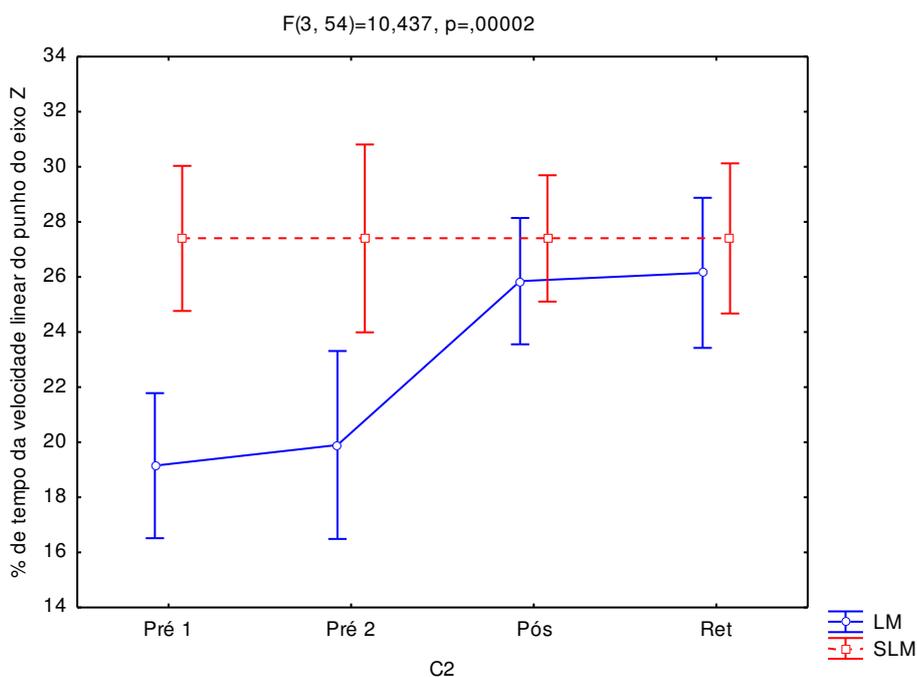
**FIGURA 41** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo X nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 42** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Y nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 43** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo do Pico de Velocidade Linear do Punho no Eixo Z nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2

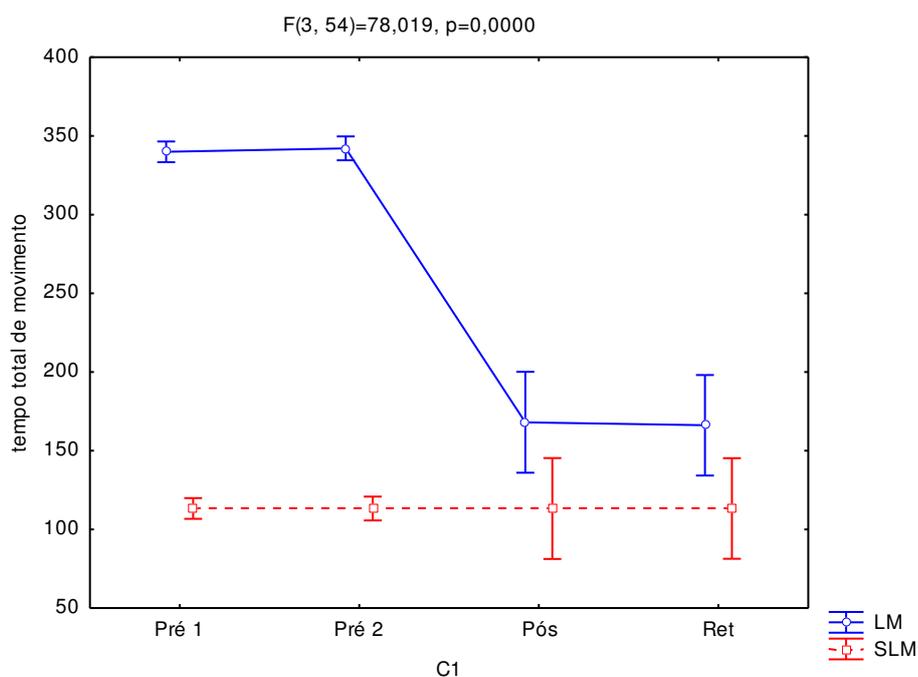


#### 4.1.4 Tempo Total de Movimento

##### 4.1.4.1 Tempo Total de Movimento na Condição C1

Na análise do tempo total de movimento na condição C1 ocorreram diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 44). Foi possível detectar diferenças no grupo LM em todos os períodos experimentais quando comparado ao grupo SLM ( $p < 0,01$ ) (SLM –  $1,133 \pm 9,2$ ; LM Pré-teste1= $3,399 \pm 10,6$ ; Pré-teste2= $3,421 \pm 13,3$ ; Pós-teste= $1,680 \pm 67,6$ ; Retenção= $1,662 \pm 67,4$ ). Contudo, na análise intragrupo cabe ressaltar a significativa redução do tempo total de movimento no grupo LM ( $p < 0,05$ ), ocorrida após a intervenção e mantida no teste de Retenção, aproximando os valores deste grupo aos do grupo SLM, apesar de ainda serem estatisticamente distintos.

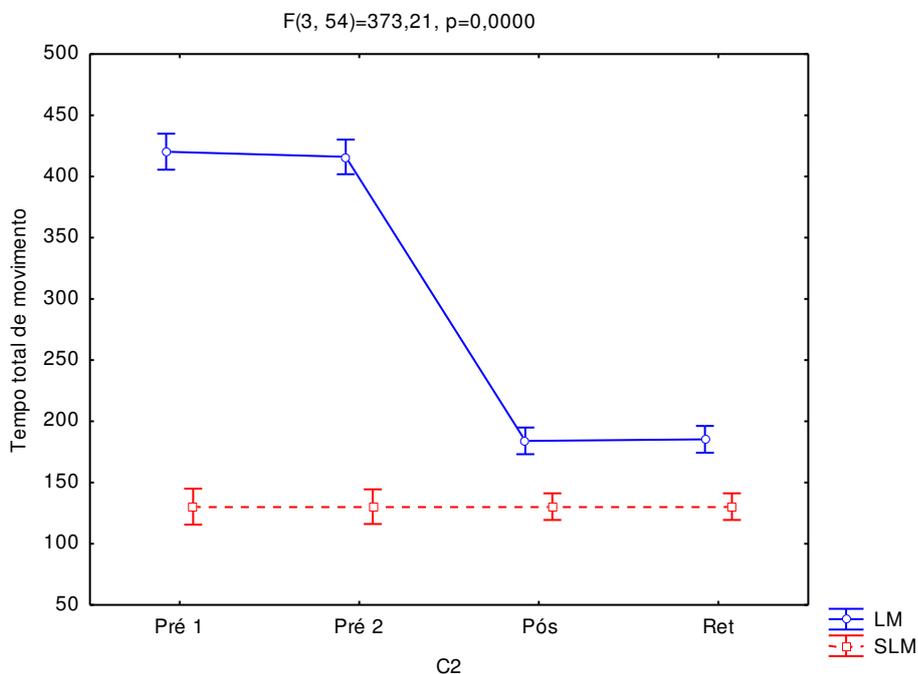
**FIGURA 44** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Tempo Total de Movimento nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



#### 4.1.4.2 Tempo Total de Movimento na Condição C2

Na análise do tempo total de movimento na condição C2, foi observado o mesmo padrão anteriormente descrito em C1, havendo diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 45). Os grupos apresentaram comportamentos diferentes em todos os períodos experimentais ( $p < 0,01$ ) (SLM =  $1,303 \pm 12,9$ ; LM – Pré-teste 1 =  $4,203 \pm 28,6$ ; Pré-teste 2 =  $4,160 \pm 27,3$ ; Pós-teste =  $1,840 \pm 19,2$ ; Retenção =  $1,853 \pm 19,3$ ). A intervenção provocou uma redução significativa do tempo total de movimento no grupo LM ( $p < 0,05$ ) nos períodos Pós-intervenção e Retenção, porém, as médias ainda permaneceram significativamente maiores que as apresentadas pelo grupo SLM.

**FIGURA 45** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Tempo Total de Movimento nos grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



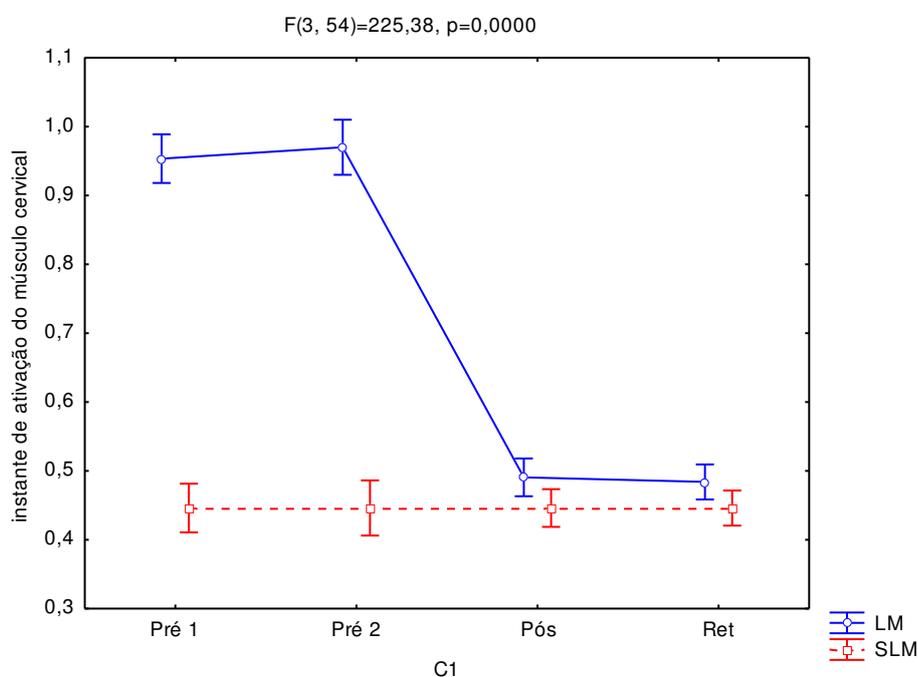
## 4.2 Variáveis Eletromiográficas

### 4.2.1 - Instante da Ativação Muscular

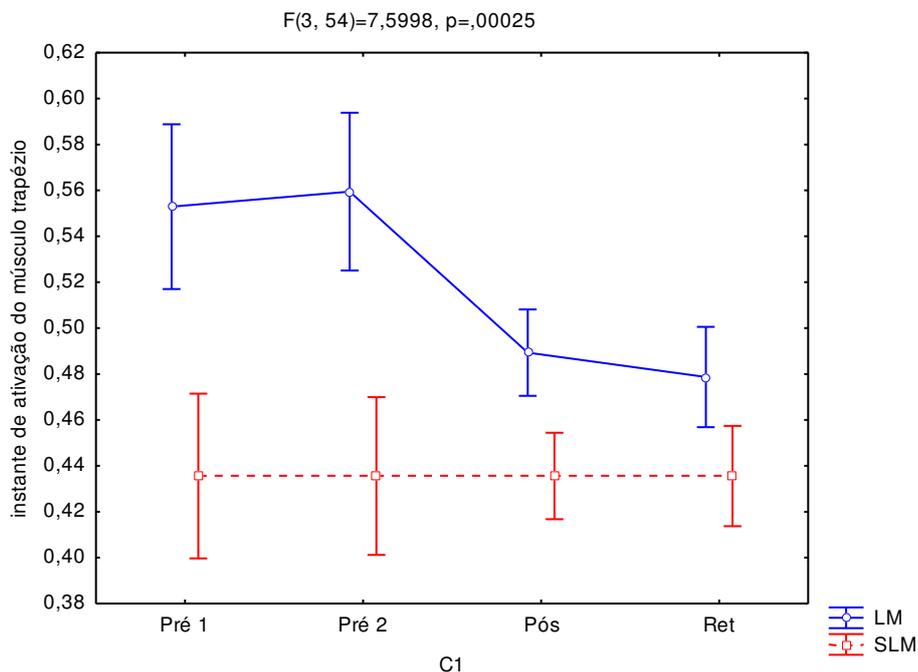
#### 4.2.1.1 Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Estabilizadores do Tronco

Ao analisar o instante da ativação do músculo extensor cervical na condição experimental C1, foi possível observar diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 46). O grupo LM apresentou médias significativamente superiores às do grupo SLM nos períodos Pré-teste 1 e 2 ( $p < 0,01$ ). A partir do período Pós-teste e na Retenção, as médias do grupo LM reduziram significativamente ( $p < 0,05$ ) tornando-se estatisticamente equivalentes às do grupo SLM. O mesmo padrão de comportamento foi observado para o músculo trapézio superior (Figura 47). Contudo, neste músculo houve equivalência estatística entre os grupos apenas a partir do período de Retenção

**FIGURA 46** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



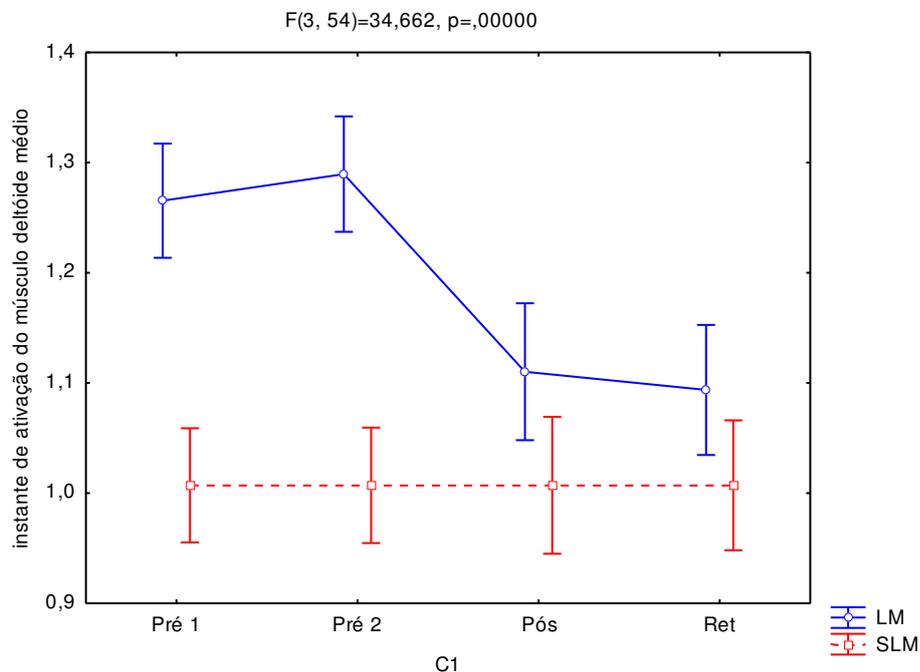
**FIGURA 47** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



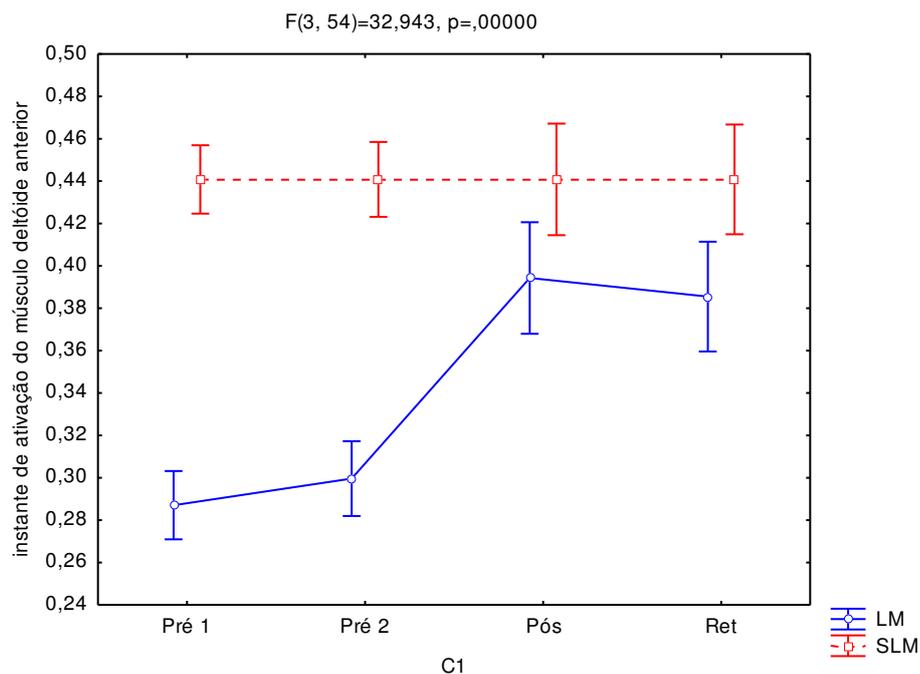
#### 4.2.1.2 Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Flexores e Abdutores do Ombro

Em relação ao instante da ativação do músculo deltoide médio, houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos. Observou-se que o grupo LM, nos períodos Pré-teste 1 e 2, apresentou médias significativamente superiores às observadas no grupo SLM ( $p < 0,01$ ). A partir do período Pós-teste e na Retenção, as médias do grupo LM diminuíram ( $p < 0,05$ ), tornando-se estatisticamente equivalentes às do grupo SLM (Figura 48). Na análise músculo deltoide anterior, também foi possível verificar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 49), sendo que todas as medidas do grupo LM mostraram-se significativamente abaixo das observadas no grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Contudo, ressalta-se que houve elevação das médias do grupo LM ( $p < 0,05$ ) a partir do período Pós-teste e na Retenção, com tendência de aproximação dos valores obtidos pelo grupo SLM.

**FIGURA 48** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Médio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1

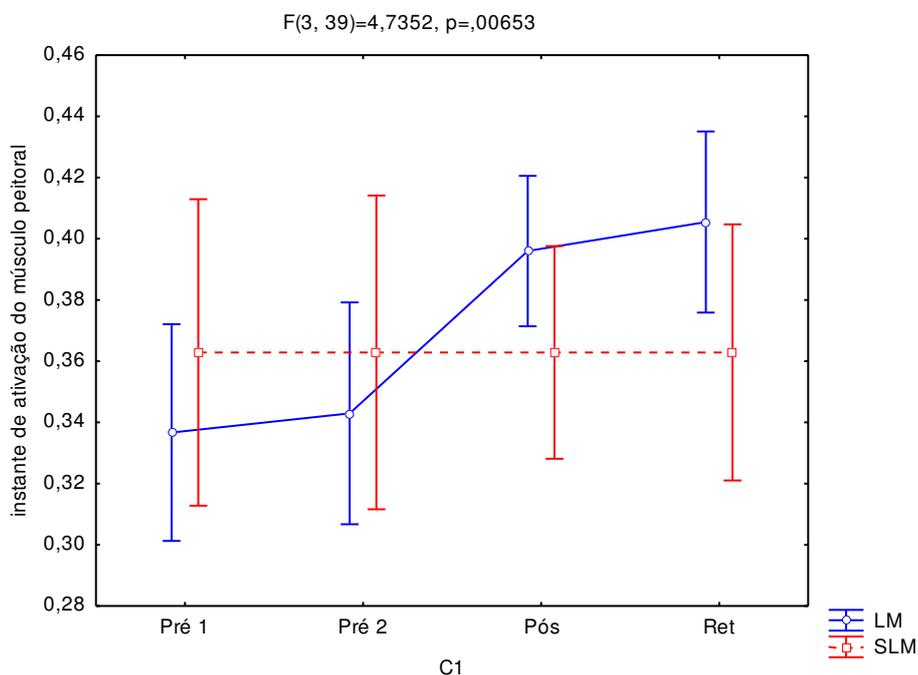


**FIGURA 49** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Anterior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



Na avaliação do músculo peitoral, houve diferenças estatísticas significativas apenas intragrupo (LM) ( $p < 0,05$ ) (Figura 50), não sendo detectada diferença em relação às médias do grupo SLM. No grupo LM, a partir do período Pós-teste e durante a Retenção houve a elevação significativa das médias ( $p < 0,05$ ) observadas nos Pré-testes 1 e 2, mantendo a equivalência entre os valores apresentados pelos grupos LM e SLM.

**FIGURA 50** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Peitoral Maior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1

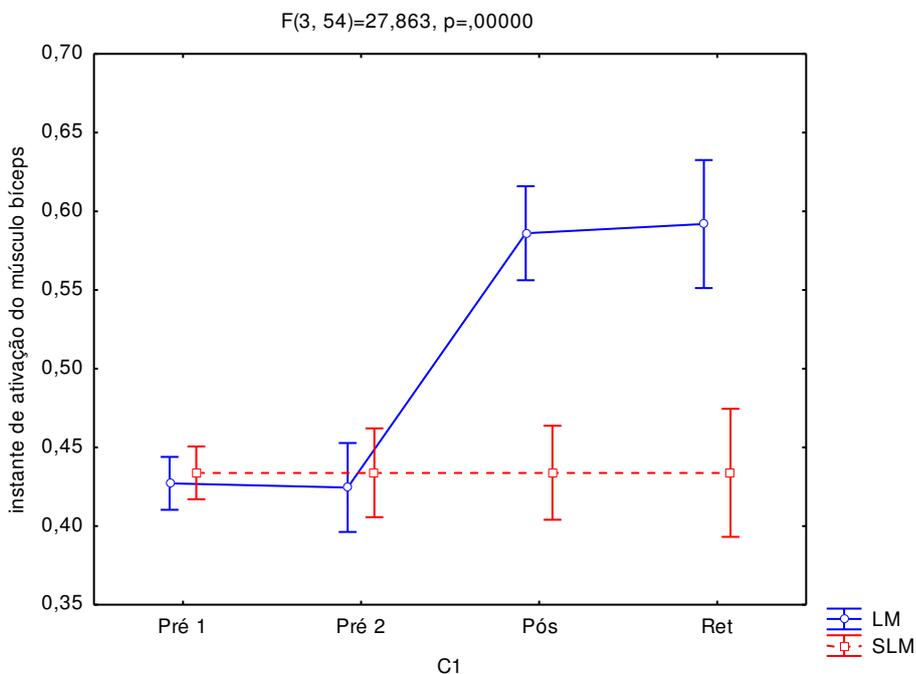


#### 4.2.1.3 Instante da Ativação Muscular na Condição C1: Flexores e Extensores do Cotovelo

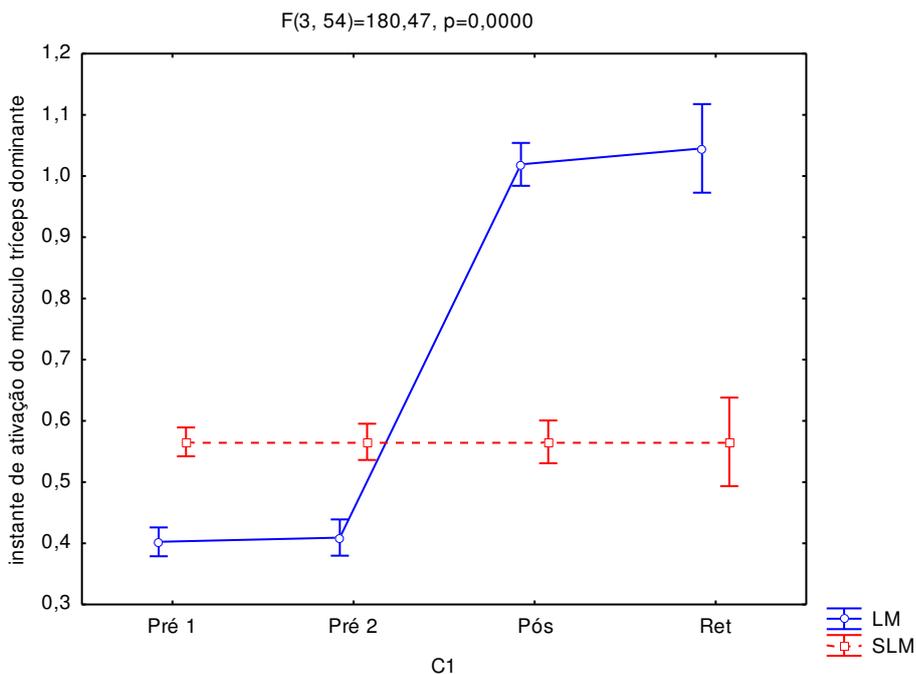
Em relação ao comportamento do bíceps e do tríceps dominante, foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figuras 51 e 52). Nos sujeitos do grupo LM, o comportamento de ambos os músculos apresentou valores próximos às médias observadas no grupo SLM nos períodos de Pré-teste 1 e 2. Nestes períodos experimentais as médias do grupo LM para o músculo bíceps apresentou equivalência estatística em relação ao SLM ( $p > 0,05$ ), já o tríceps dominante apresentou médias próximas ao grupo SLM, porém, significativamente inferiores ( $p < 0,05$ ). A partir do período Pós-teste os valores

detectados para ambos os músculos no grupo LM se elevam significativamente ( $p < 0,01$ ) tornando-se superiores aos do grupo SLM ( $p < 0,01$ ).

**FIGURA 51** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Bíceps nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



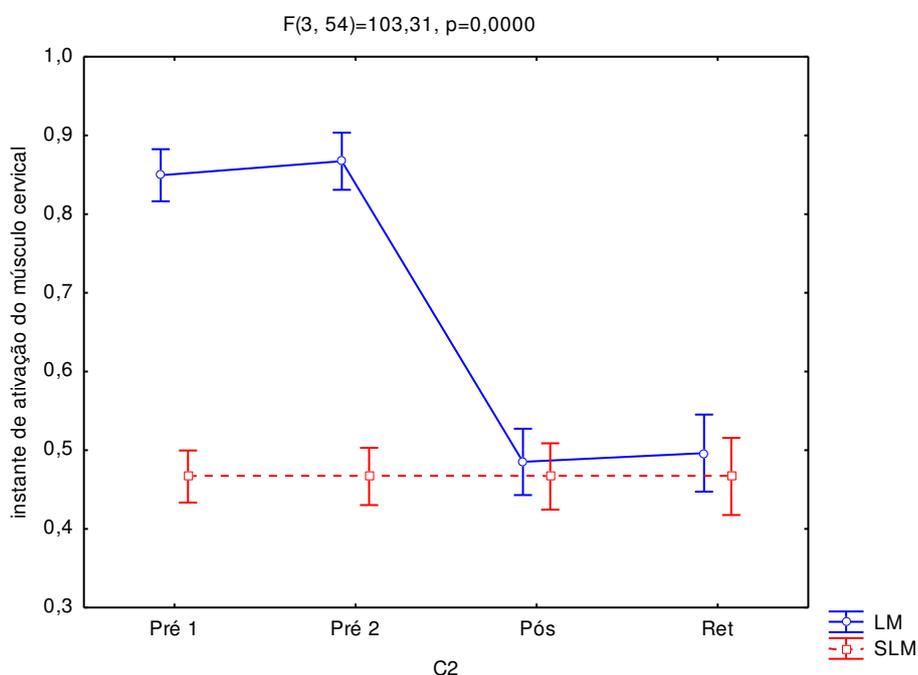
**Figura 52.** Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Tríceps Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



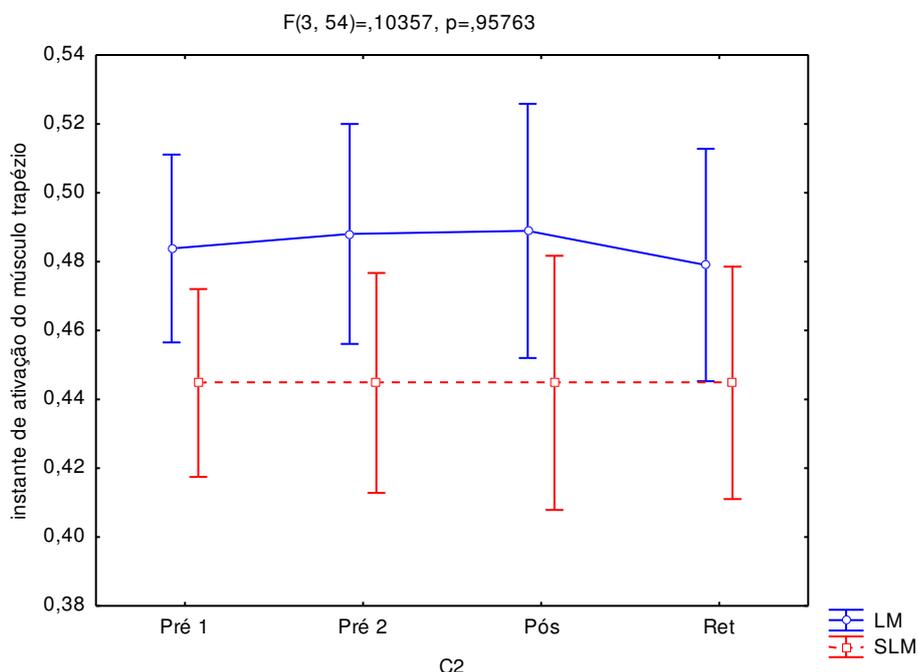
#### 4.2.1.4 Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Estabilizadores do Tronco

Na avaliação do músculo extensor cervical houve diferenças significativas entre os grupos (Figura 53). Os sujeitos do grupo LM iniciaram a experimentação no Pré-teste 1 e 2 com médias significativamente maiores do que as observadas no grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Porém, após a intervenção houve uma redução significativa dos valores grupo LM ( $p < 0,01$ ), o que tornou os grupos equivalentes ( $p > 0,05$ ). Ao analisar o músculo trapézio superior, foi observado no grupo LM, uma tendência a maiores valores que os detectados no SLM, porém, não foi verificada diferença estatística significativa entre os grupos, nem entre os períodos de experimentação (Figura 54).

**FIGURA 53** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



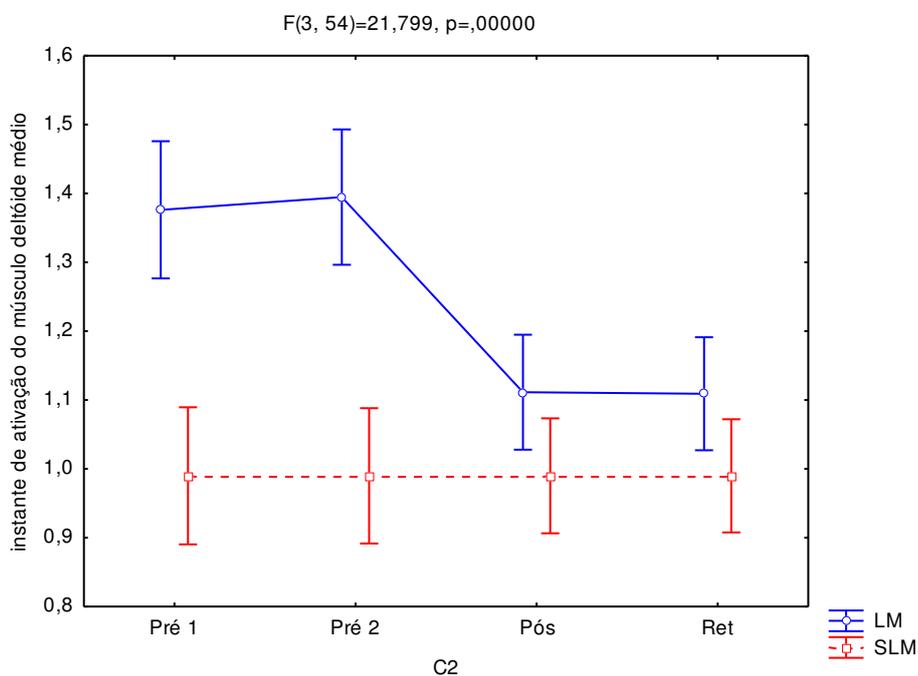
**FIGURA 54** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Trapézio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



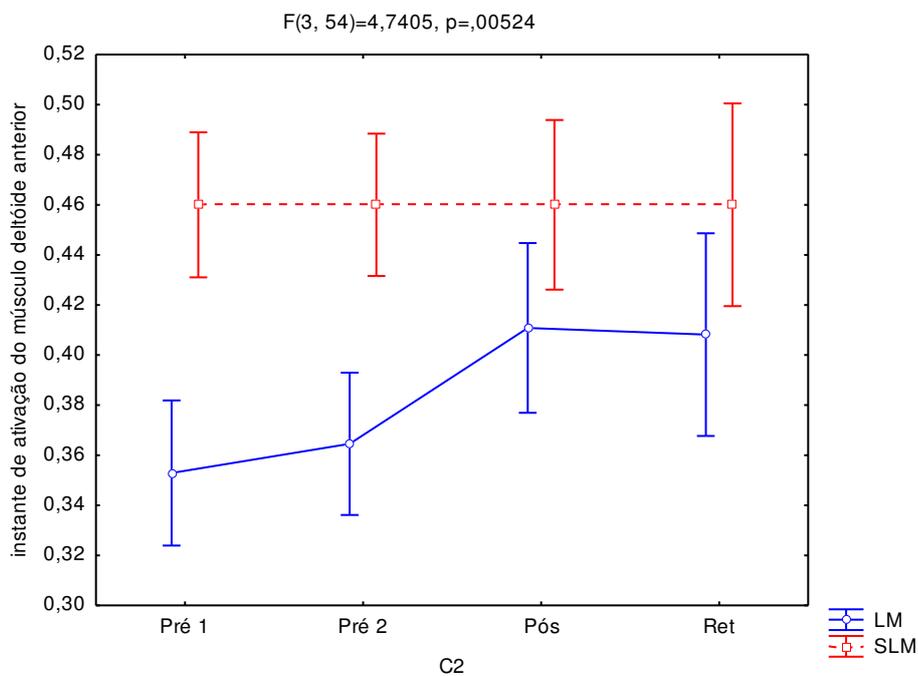
#### 4.2.1.5 Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Flexores e Abdutores do Ombro

No instante de ativação do deltoide médio foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos (Figura 55). Nos períodos dos Pré-testes 1 e 2, os sujeitos do grupo LM apresentavam médias significativamente maiores que as do grupo SLM ( $p < 0,01$ ). A partir dos períodos Pós-teste e na Retenção, houve diminuição das médias intragrupo LM ( $p < 0,05$ ) tornando os grupos LM e SLM equivalentes estatisticamente. Ao avaliar o músculo deltoide anterior, foi possível verificar que antes da intervenção, as médias do grupo LM foram significativamente menores que as observadas no grupo SLM nos Pré-testes 1 e 2 ( $p < 0,01$ ), porém, após a intervenção, houve um aumento das médias do grupo LM ( $p < 0,01$ ), de forma os grupos foram consideradas estatisticamente equivalentes tanto no Pós-teste quanto na Retenção (Figura 56). Em relação ao músculo peitoral maior, não foi verificada diferença estatística significativa entre os grupos, nem entre os períodos experimentais (Figura 57).

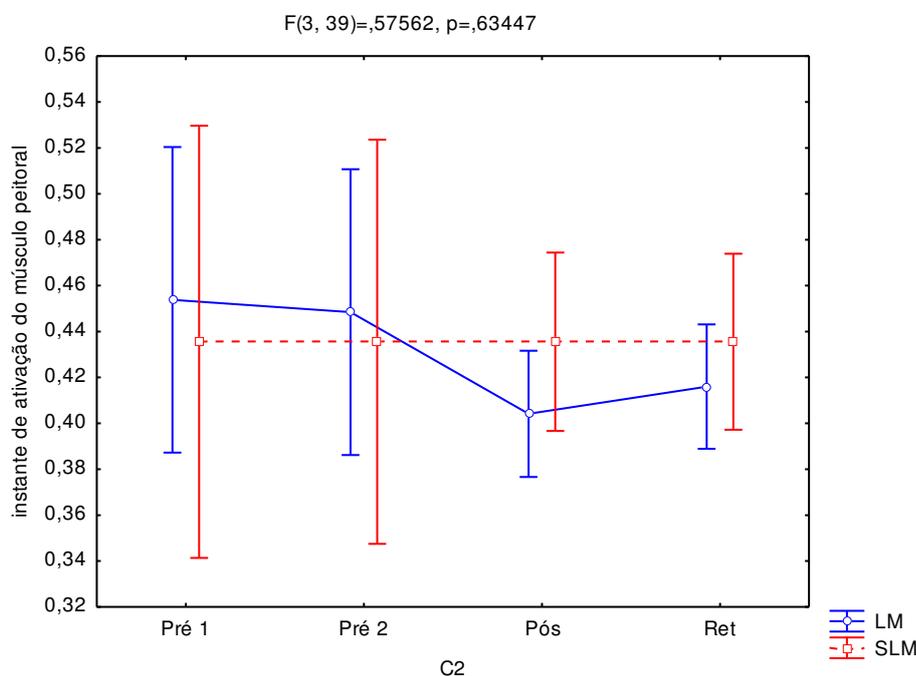
**FIGURA 55** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Médio nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



**FIGURA 56** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Deltoide Anterior nos Grupos LM E SLM nos Períodos Experimentais em C2



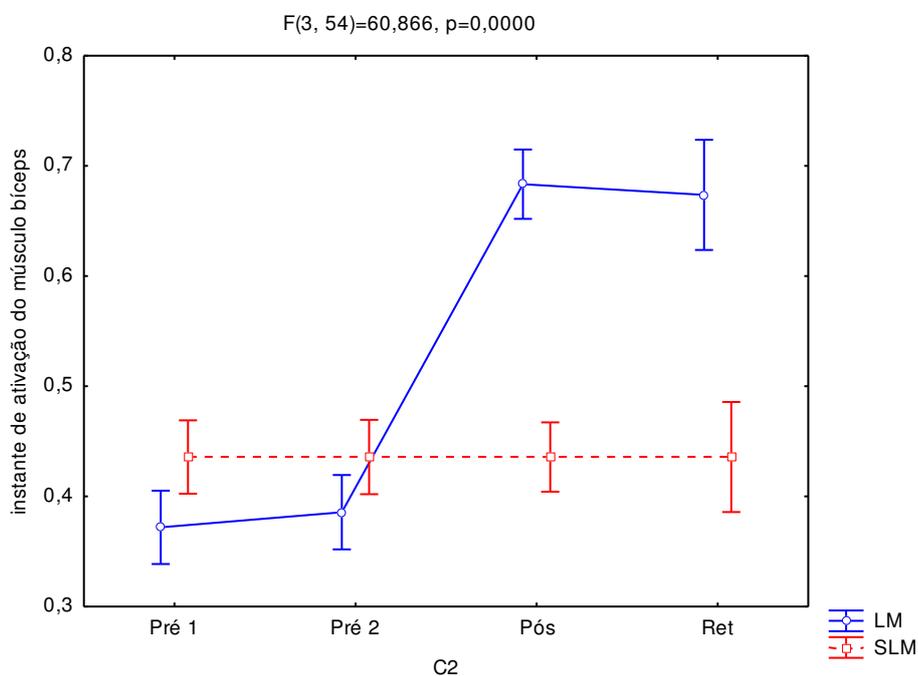
**FIGURA 57** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Peitoral Maior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



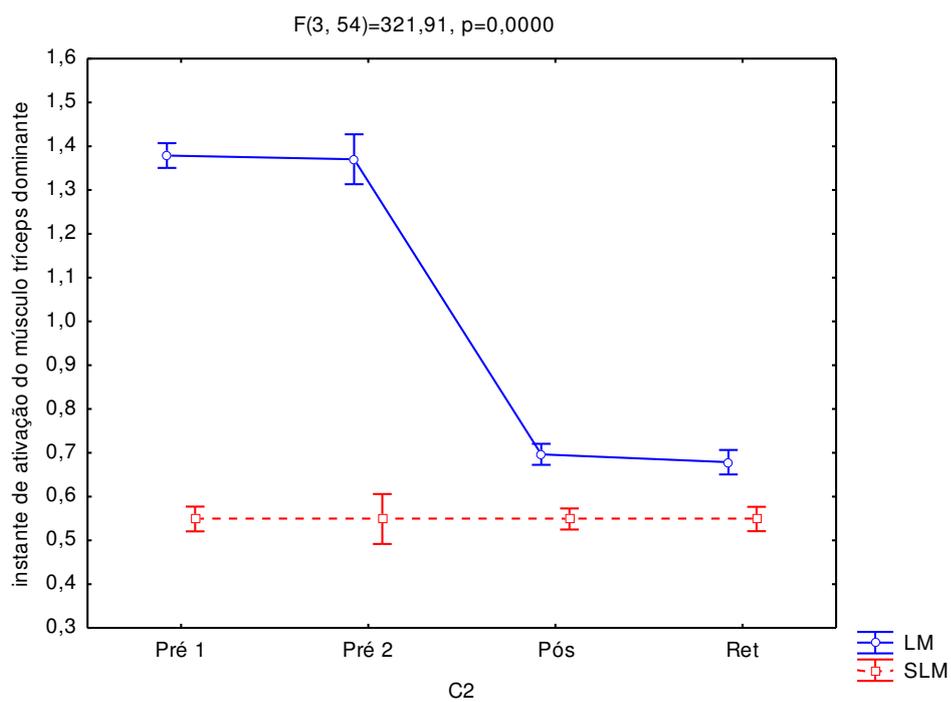
#### 4.2.1.6 Instante da Ativação Muscular na Condição C2: Flexores e Extensores do Cotovelo

Em relação ao músculo bíceps, também foram observadas diferenças significativas entre os grupos (Figura 58). Nos períodos Pré-teste 1 e 2, observou-se que o grupo LM apresentou médias de ativação muscular semelhantes às observadas no grupo SLM. Contudo após a intervenção, tais médias se elevaram ( $p < 0,05$ ) a partir do período Pós-teste, mantendo-se significativamente maiores em relação ao grupo SLM até o período de Retenção ( $p < 0,05$ ). No músculo tríceps dominante (Figura 59), observa-se que antes da intervenção o grupo LM apresentou médias significativamente maiores que as observadas no grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Após a intervenção houve redução dos valores ( $p < 0,05$ ), contudo, as médias ainda mantiveram-se significativamente acima daqueles observados no grupo SLM ( $p < 0,05$ ).

**FIGURA 58** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Bíceps nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2

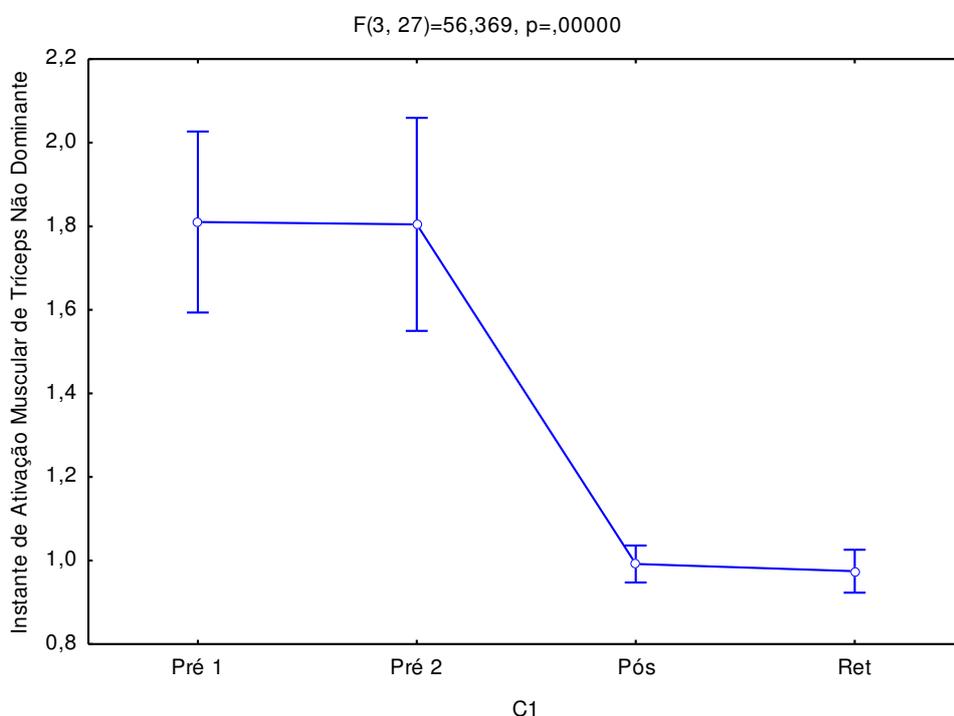


**FIGURA 59** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Instante da Ativação do Músculo Tríceps Dominante nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2

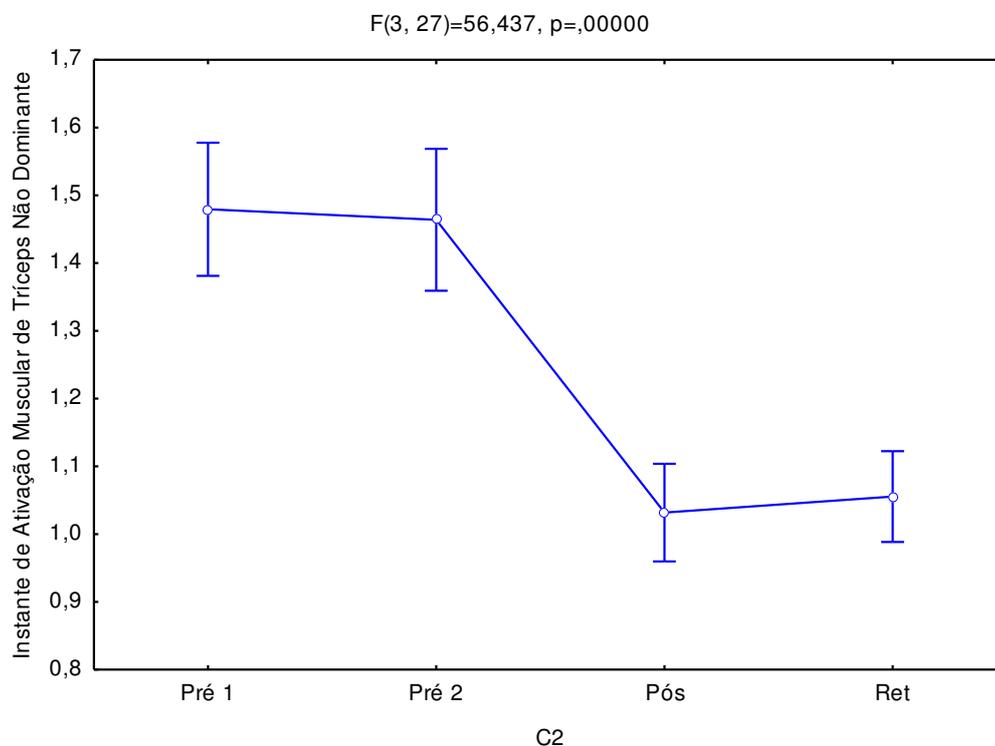


Na análise do instante de ativação muscular do músculo tríceps não dominante não foi possível comparar os valores intergrupos porque o grupo SLM não apresentou valores de *onset* detectáveis na eletromiografia. Porém, na análise intragrupo houve diferenças estatísticas entre os períodos de experimentação (Figura 60). Verificou-se que nos períodos Pré-teste 1 e Pré-teste 2 houve equivalência estatística entre as médias ( $p>0,05$ ). Contudo, a partir do período Pós-teste houve redução significativa em relação aos dois períodos anteriores ( $p<0,05$ ), mantendo-se com valores reduzidos até o período de retenção ( $p>0,05$ ). Este mesmo padrão de comportamento do tríceps não dominante foi observado na condição C2 (Figura 61).

**FIGURA 60** - Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Instante de Ativação Muscular do Músculo Tríceps não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C1



**FIGURA 61** - Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Instante de Ativação Muscular do Tríceps não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C2



#### 4.2.2 - Duração da Ativação Muscular

##### 4.2.2.1 Duração da Ativação Muscular na Condição C1

Na análise da duração da ativação dos músculos extensor cervical ( $F_{3, 54}=125,31; p=0,000$ ) e trapézio superior ( $F_{3, 54}=1223,3; p=0,000$ ), verificou-se diferenças estatísticas significativas entre os grupos. As médias do grupo LM observadas nos períodos Pré-teste 1 e 2 foram significativamente maiores que as do grupo SLM ( $p<0,05$ ). A partir do período Pós-teste e no período Retenção houve a diminuição significativa das médias do grupo LM ( $p<0,01$ ), tornando-se equivalentes ao grupo SLM (Tabela 10).

**TABELA 10** - Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Estabilizadores do Tronco dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
Extensor Cervical	Pré 1	SLM	1,15	0,11	1,07 - 1,22	-
		LM	2,77	0,38	2,50 - 3,04	0,000*
	Pré 2	SLM	1,15	0,11	1,07 - 1,22	
		LM	2,75	0,40	2,46 - 3,04	0,000*
	Pós	SLM	1,15	0,11	1,07 - 1,22	
		LM	1,32	0,15	1,21 - 1,43	0,339
	Retenção	SLM	1,15	0,11	1,07 - 1,22	
		LM	1,36	0,15	1,25 - 1,46	0,188
Trapézio Superior	Pré 1	SLM	1,22	0,08	1,16 - 1,28	-
		LM	3,42	0,19	3,29 - 3,56	0,000*
	Pré 2	SLM	1,22	0,08	1,16 - 1,28	
		LM	3,45	0,17	3,33 - 3,57	0,000*
	Pós	SLM	1,22	0,08	1,16 - 1,28	
		LM	1,15	0,07	1,10 - 1,21	0,651
	Retenção	SLM	1,22	0,08	1,16 - 1,28	
		LM	1,15	0,13	1,06 - 1,25	0,686

P-valor de Teste *Dunnet*

\*Diferenças significativas

Este mesmo padrão de comportamento da duração da ativação muscular foi também observado nos músculos flexores e abdutores do ombro: deltoide médio ( $F_{3, 54}=300,72$ ;  $p=0,000$ ), deltoide anterior ( $F_{3, 54}=161,69$ ;  $p=0,000$ ) e peitoral maior ( $F_{3, 39}=24,058$ ;  $p=0,000$ ). Apesar de mostrarem o mesmo padrão, a média do deltoide anterior dos sujeitos do grupo LM manteve-se significativamente maior que a do grupo SLM durante todos os períodos do experimento ( $p<0,05$ ) (Tabela 11).

**TABELA 11** - Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Abdutores do Ombro Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>Deltoide Anterior</b>	Pré 1	SLM	1,18	0,08	1,13 - 1,23	-
		LM	3,51	0,37	3,25 - 3,78	0,000*
	Pré 2	SLM	1,18	0,08	1,13 - 1,23	
		LM	3,54	0,34	3,30 - 3,78	0,000*
	Pós	SLM	1,18	0,08	1,13 - 1,23	
		LM	1,55	0,22	1,39 - 1,71	0,001*
	Retenção	SLM	1,18	0,08	1,13 - 1,23	
		LM	1,58	0,17	1,46 - 1,70	0,000*
<b>Peitoral Maior</b>	Pré 1	SLM	1,34	0,09	1,23 - 1,46	-
		LM	3,02	0,58	2,60 - 3,44	0,000*
	Pré 2	SLM	1,34	0,09	1,23 - 1,46	
		LM	3,05	0,64	2,59 - 3,50	0,000*
	Pós	SLM	1,34	0,09	1,23 - 1,46	
		LM	1,47	0,27	1,28 - 1,66	0,992
	Retenção	SLM	1,34	0,09	1,23 - 1,46	
		LM	1,50	0,24	1,33 - 1,67	0,974
<b>Deltoide Médio</b>	Pré 1	SLM	0,75	0,27	0,55 - 0,94	-
		LM	3,45	0,45	3,13 - 3,78	0,000*
	Pré 2	SLM	0,75	0,27	0,55 - 0,94	
		LM	3,44	0,45	3,12 - 3,76	0,000*
	Pós	SLM	0,75	0,27	0,55 - 0,94	
		LM	0,99	0,06	0,94 - 1,03	0,341
	Retenção	SLM	0,75	0,27	0,55 - 0,94	
		LM	0,98	0,10	0,90 - 1,05	0,384

P- valores do Teste de *Dunnet*

\*Diferenças significativas

Na análise da duração da ativação do bíceps ( $F_{3, 54}=145,08$ ;  $p=0,000$ ) houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos. As médias do grupo LM observadas nos períodos Pré-teste 1 e 2 foram significativamente maiores que as do grupo SLM. Após a intervenção houve diminuição significativa dos valores encontrados no grupo LM ( $p<0,01$ ), porém, a média do bíceps no grupo LM manteve-se significativamente maior que a do grupo SLM ( $p<0,05$ ) tanto no Pós-teste quanto na Retenção. O único músculo que não apresentou o mesmo padrão dos demais foi o tríceps dominante. O comportamento da duração da ativação

deste músculo não apresentou diferenças intragrupo LM ( $F_{3,54}=1,4038$ ;  $p=0,25168$ ). Contudo, ressalta-se que as médias observadas no grupo LM foram significativamente menores do que as observadas no grupo SLM, em todos os períodos experimentais ( $p<0,05$ ), (Tabela 12).

**TABELA 12** - Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Extensores do Cotovelo Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C1

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>Bíceps</b>	<b>Pré 1</b>	SLM	0,35	0,05	0,32 - 0,39	-
		LM	3,20	0,61	2,77 - 3,63	0,000*
	<b>Pré 2</b>	SLM	0,35	0,05	0,32 - 0,39	
		LM	3,16	0,57	2,75 - 3,57	0,000*
	<b>Pós</b>	SLM	0,35	0,05	0,32 - 0,39	
		LM	0,97	0,24	0,80 - 1,14	0,001*
<b>Retenção</b>	SLM	0,35	0,05	0,32 - 0,39		
	LM	1,00	0,30	0,79 - 1,22	0,000*	
<b>Tríceps Dominante</b>	<b>Pré 1</b>	SLM	1,09	0,07	1,04 - 1,14	-
		LM	0,53	0,06	0,49 - 0,57	0,000*
	<b>Pré 2</b>	SLM	1,09	0,07	1,04 - 1,14	
		LM	0,54	0,06	0,49 - 0,58	0,000*
	<b>Pós</b>	SLM	1,09	0,07	1,04 - 1,14	
		LM	0,57	0,14	0,47 - 0,67	0,000*
	<b>Retenção</b>	SLM	1,09	0,07	1,04 - 1,14	
		LM	0,59	0,12	0,50 - 0,68	0,000*

P-valores do Teste de Dunnet

\*Diferenças significativas

#### 4.2.2.2 Duração da Ativação Muscular na Condição C2

Avaliando-se a duração da ativação dos músculos estabilizadores do tronco: extensor cervical e do trapézio superior no experimento C2, foi possível verificar a ocorrência de diferenças estatísticas significativas entre os grupos (extensor cervical= $F_{3,54}=1735,9$ ;  $p=0,000$ ); (trapézio superior= $F_{3,54}=1337,6$ ;  $p=0,000$ ). Nos períodos Pré-teste 1 e 2, as médias do grupo LM foram significativamente superiores às observadas no grupo SLM ( $p<0,01$ ). Após a intervenção (Pós-teste e Retenção), os valores do grupo LM diminuiram

significativamente ( $p < 0,01$ ) e tornaram-se menores que os observados no grupo SLM ( $p < 0,05$ ), (Tabela 13).

**TABELA 13** - Estatísticas Descritivas das Medidas de Duração da Ativação dos Músculos Estabilizadores do Tronco dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>Extensor Cervical</b>	Pré 1	SLM	1,30	0,10	1,22 - 1,37	-
		LM	3,79	0,27	3,59 - 3,98	0,000*
	Pré 2	SLM	1,30	0,10	1,22 - 1,37	
		LM	3,81	0,21	3,66 - 3,97	0,000*
	Pós	SLM	1,30	0,10	1,22 - 1,37	
		LM	0,60	0,06	0,55 - 0,64	0,000*
	Retenção	SLM	1,30	0,10	1,22 - 1,37	
		LM	0,64	0,10	0,56 - 0,71	0,000*
<b>Trapézio Superior</b>	Pré 1	SLM	1,31	0,06	1,26 - 1,35	-
		LM	4,04	0,28	3,83 - 4,24	0,000*
	Pré 2	SLM	1,31	0,06	1,26 - 1,35	
		LM	4,00	0,25	3,82 - 4,18	0,000*
	Pós	SLM	1,31	0,06	1,26 - 1,35	
		LM	0,59	0,06	0,54 - 0,63	0,000*
	Retenção	SLM	1,31	0,06	1,26 - 1,35	
		LM	0,61	0,06	0,56 - 0,65	0,000*

P valores do Teste de Dunnet  
\*diferenças significativas

Este mesmo padrão de comportamento foi observado na duração da ativação dos músculos deltoide anterior ( $F_{3,54}=1574,3$ ;  $p=0,000$ ) e peitoral maior ( $F_{3,39}=105,55$ ,  $p=0,000$ ). Na condição C2, observou-se que nos períodos Pré-teste 1 e 2, as médias do grupo LM foram significativamente superiores às observadas no grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Após a intervenção (Pós-teste e Retenção), as médias do grupo LM foram reduzidas significativamente ( $p < 0,01$ ) e passaram a apresentar valores menores que o observado no grupo SLM ( $p < 0,05$ ). Observa-se na Tabela 14 que os valores de duração da ativação do músculo deltoide médio apresentaram diferenças significativas entre os grupos ( $F_{3,54}= 436,26$ ;  $p=0,000$ ). Foi possível verificar que nos períodos dos Pré-testes 1 e 2 as médias dos sujeitos do grupo LM foram significativamente superiores às médias do grupo

SLM ( $p < 0,01$ ), reduzindo-se a partir do período Pós-teste e mantendo-se inalteradas na Retenção ( $p < 0,05$ ). Ressalta-se, porém, que mesmo com a redução das médias, o grupo LM ainda apresentou valores significativamente superiores aos observados no grupo SLM ( $p < 0,05$ ) em todos os períodos experimentais.

**TABELA 14** - Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Abdutores do Ombro Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2

	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
<b>Deltoide Anterior</b>	Pré 1	SLM	1,36	0,13	1,26 - 1,45	-
		LM	4,14	0,30	3,92 - 4,35	0,000*
	Pré 2	SLM	1,36	0,13	1,26 - 1,45	
		LM	4,08	0,26	3,90 - 4,26	0,000*
	Pós	SLM	1,36	0,13	1,26 - 1,45	
		LM	0,47	0,08	0,41 - 0,53	0,000*
	Retenção	SLM	1,36	0,13	1,26 - 1,45	
		LM	0,53	0,10	0,46 - 0,60	0,000*
<b>Peitoral Maior</b>	Pré 1	SLM	1,30	0,16	1,11 - 1,50	-
		LM	3,59	0,65	3,12 - 4,06	0,000*
	Pré 2	SLM	1,30	0,16	1,11 - 1,50	
		LM	3,52	0,68	3,03 - 4,01	0,000*
	Pós	SLM	1,30	0,16	1,11 - 1,50	
		LM	0,40	0,02	0,39 - 0,42	0,002*
	Retenção	SLM	1,30	0,16	1,11 - 1,50	
		LM	0,42	0,05	0,38 - 0,46	0,002*
<b>Deltoide Médio</b>	Pré 1	SLM	0,98	0,20	0,83 - 1,12	-
		LM	3,19	0,32	2,96 - 3,42	0,000*
	Pré 2	SLM	0,98	0,20	0,83 - 1,12	
		LM	3,23	0,31	3,01 - 3,45	0,000*
	Pós	SLM	0,98	0,20	0,83 - 1,12	
		LM	1,22	0,08	1,16 - 1,28	0,081
	Retenção	SLM	0,98	0,20	0,83 - 1,12	
		LM	1,27	0,10	1,20 - 1,34	0,028*

P-valores do Teste de *Dunnet*

\*Diferenças significativas

Na avaliação do músculo bíceps, houve diferenças significativas entre os grupos ( $F_{3,54}=1122,3$ ;  $p=0,000$ ). Foi possível verificar que nos períodos Pré-testes 1 e 2, as médias dos sujeitos do grupo LM são significativamente superiores às médias do grupo SLM ( $p<0,01$ ), reduzindo-se a partir do Pós-teste até o período Retenção ( $p<0,05$ ), porém, mantendo-se ainda significativamente superiores às médias do grupo SLM ( $p<0,05$ ). Na Tabela 15 observa-se que houve diferenças significativas entre os grupos ( $F_{3,54}=125,23$ ;  $p=0,000$ ) também nos valores de duração da ativação do o músculo tríceps dominante. Antes da intervenção, as médias do grupo LM foram significativamente superiores às observadas no grupo SLM ( $p<0,01$ ), após a intervenção (Pós-teste e Retenção) houve uma redução dos valores detectados neste grupo ( $p<0,01$ ) e as médias passaram a apresentar valores significativamente inferiores aos observados no grupo SLM ( $p<0,05$ ).

**TABELA 15** - Estatísticas Descritivas da Duração da Ativação dos Músculos Flexores e Extensores do Cotovelo Dominante dos Grupos SLM e LM nos Períodos Experimentais em C2

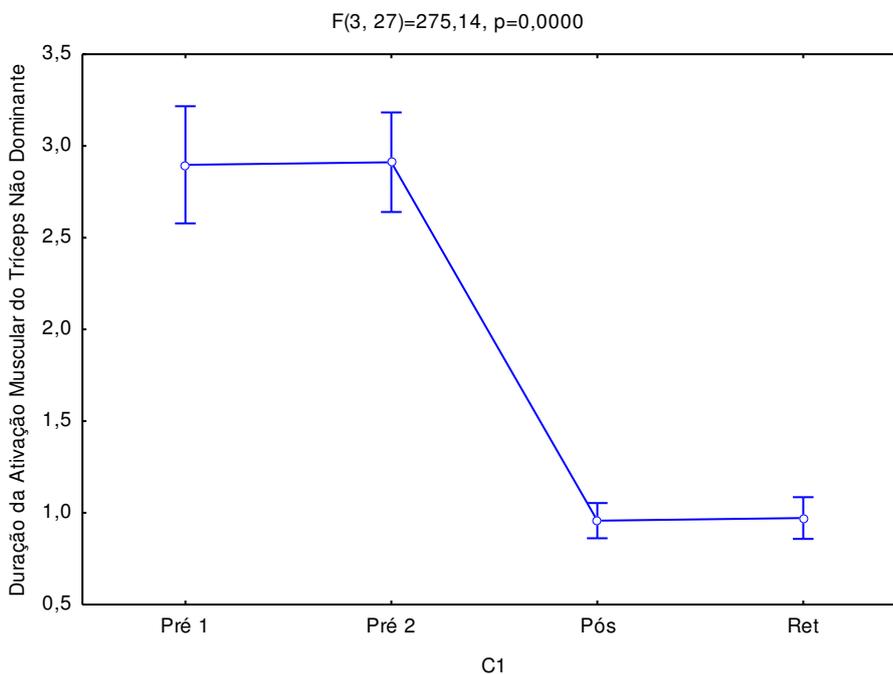
	Períodos	Grupos	Média	DP	IC 95%	P
Bíceps	Pré 1	SLM	0,50	0,09	0,44 - 0,57	-
		LM	4,20	0,28	3,99 - 4,40	0,000*
	Pré 2	SLM	0,50	0,09	0,44 - 0,57	
		LM	4,11	0,31	3,88 - 4,33	0,000*
	Pós	SLM	0,50	0,09	0,44 - 0,57	
		LM	0,69	0,08	0,63 - 0,75	0,091
	Retenção	SLM	0,50	0,09	0,44 - 0,57	
		LM	0,70	0,09	0,64 - 0,76	0,067
Tríceps Dominante	Pré 1	SLM	1,24	0,08	1,19 - 1,30	-
		LM	3,45	0,74	2,92 - 3,97	0,000*
	Pré 2	SLM	1,24	0,08	1,19 - 1,30	
		LM	3,46	0,79	2,90 - 4,03	0,000*
	Pós	SLM	1,24	0,08	1,19 - 1,30	
		LM	0,72	0,05	0,69 - 0,76	0,023*
	Retenção	SLM	1,24	0,08	1,19 - 1,30	
		LM	0,76	0,09	0,69 - 0,82	0,038*

P-valor do Teste de Dunnet

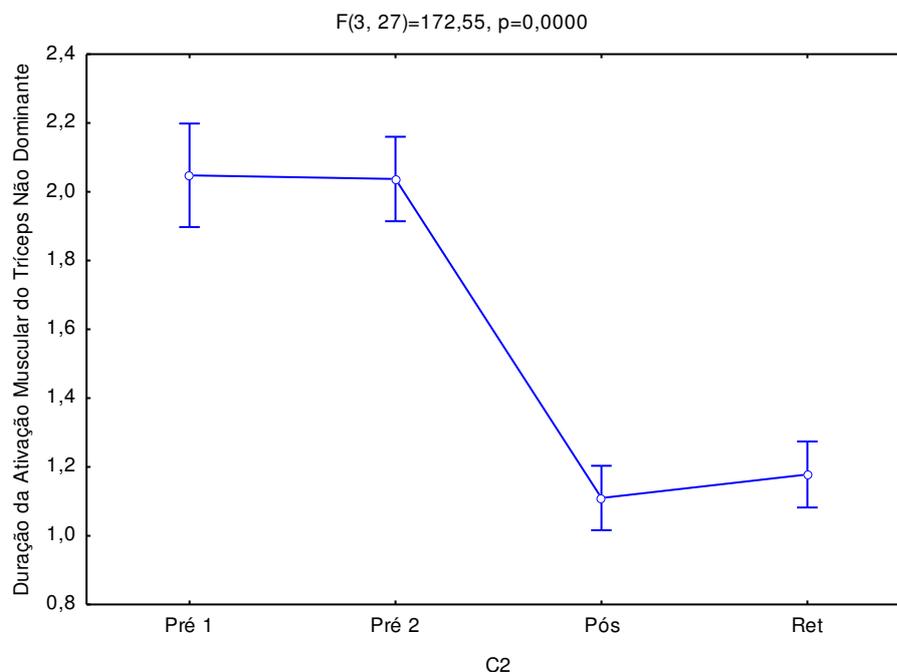
\*Diferenças significativas

Não foi possível comparar as durações de ativação do músculo tríceps não dominante entre os grupos, contudo, na análise intragrupo LM houve diferenças estatísticas significativas entre os períodos experimentais tanto em C1 (Figura 62) quanto em C2 (Figura 63). As médias observadas nos períodos Pré-teste 1 e Pré-teste 2 mostraram equivalência estatística ( $p>0,05$ ), após a intervenção, a partir do período Pós-teste e durante a Retenção, houve redução significativa das médias em relação aos dois períodos anteriores ( $p<0,05$ ).

**FIGURA 62** - Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Duração da Ativação Muscular do Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C1



**FIGURA 63** - Média e Intervalo de Confiança (95%) dos Valores de Duração da Ativação Muscular do Tríceps Não Dominante no Grupo LM nos Períodos Experimentais em C2

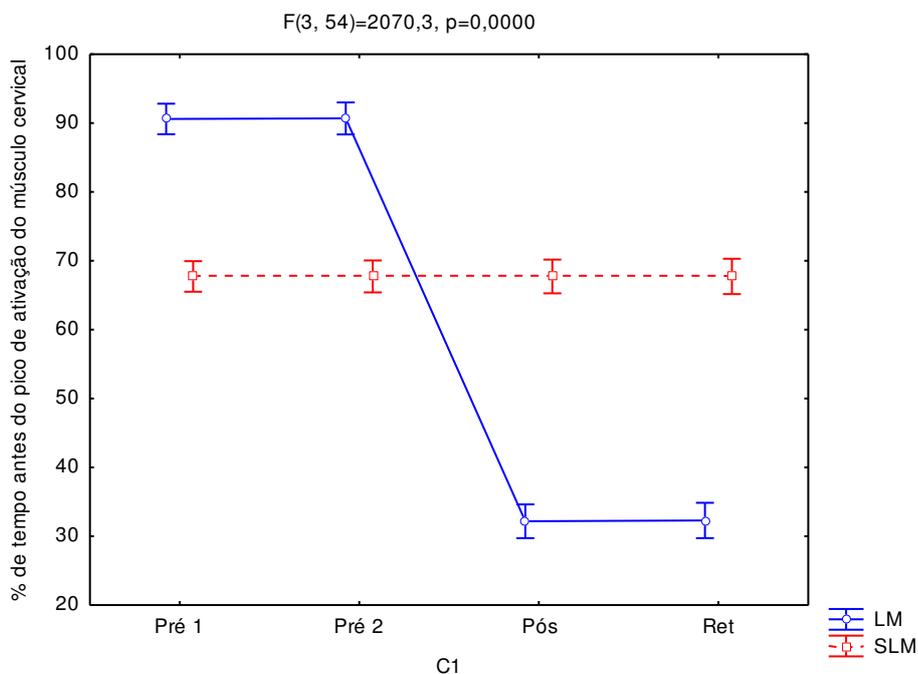


#### 4.2.3 Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular

##### 4.2.3.1 Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular na Condição C1

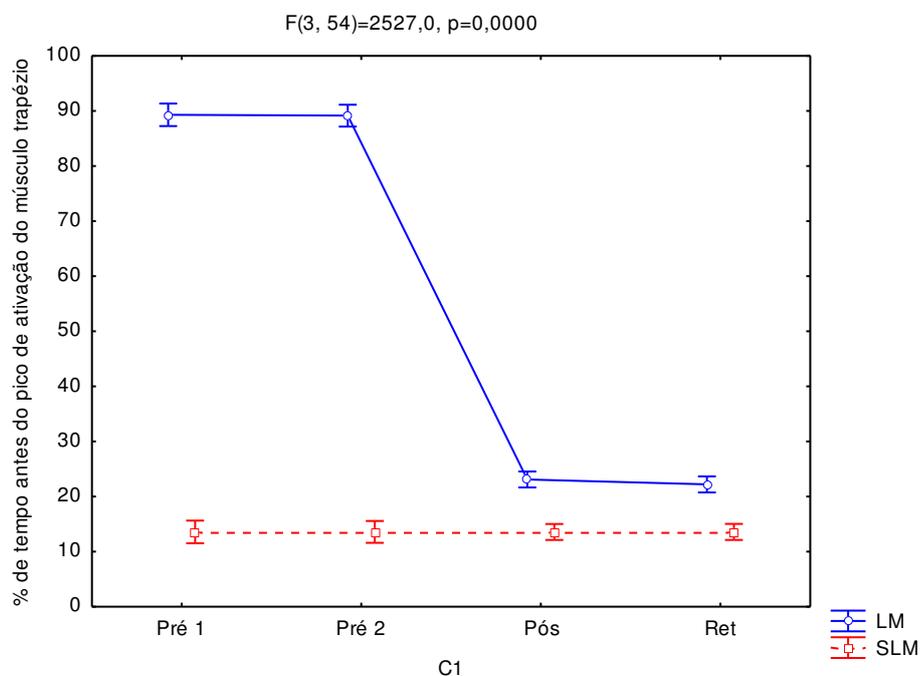
Ao avaliar o percentual de tempo antes do pico de ativação do músculo extensor cervical em C1, foi possível verificar que houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figura 64). As médias dos sujeitos do grupo LM foram significativamente maiores do que as do grupo SLM nos períodos Pré-teste 1 e Pré 2 ( $p < 0,01$ ). Porém, após a intervenção, foi observada a antecipação dos picos de ativação do referido músculo e as médias do grupo LM diminuíram significativamente ( $p < 0,05$ ) tornando-se menores que as do grupo SLM a partir do Pós-teste e no período do teste de Retenção ( $p < 0,05$ ).

**FIGURA 64** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo antes do Pico da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



Na avaliação do músculo trapézio superior, o comportamento foi semelhante ao observado no extensor cervical (Figura 65). Antes da intervenção, as médias do grupo LM foram superiores as do grupo SLM ( $p < 0,01$ ) (SLM=13,59 $\pm$ 2,25; LM-Pré-teste1=89,30 $\pm$ 3,74; Pré-teste2=89,15 $\pm$ 3,59). Após a intervenção houve a antecipação do pico de ativação do trapézio superior com a diminuição significativa das médias do grupo LM no Pós-teste e na Retenção ( $p < 0,05$ ), entretanto, as médias do grupo LM ainda mantiveram-se significativamente maiores que as do grupo SLM nos períodos Pós-teste e Retenção ( $p < 0,01$ ), (SLM=13,59 $\pm$ 2,25; LM-Pré-teste1=23,10 $\pm$ 2,11; Pré-teste2=22,22 $\pm$ 2,14).

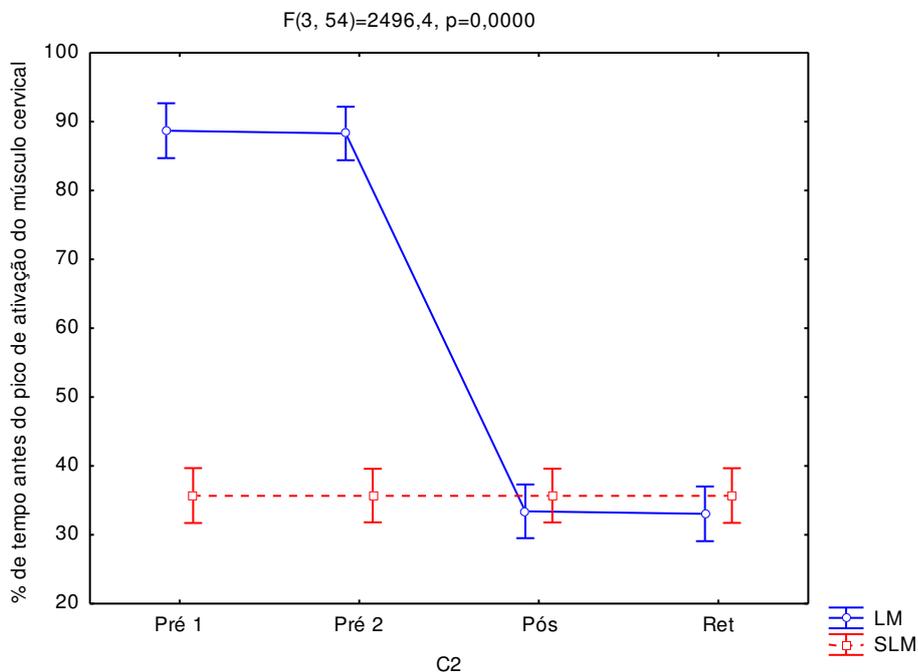
**FIGURA 65** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C1



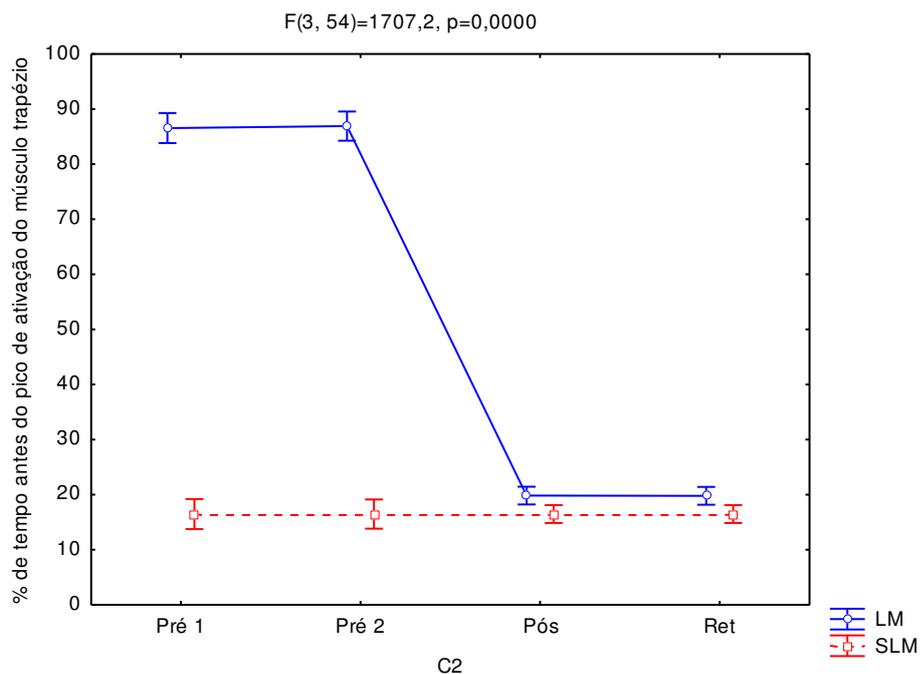
#### 4.2.3.2 Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação Muscular na Condição C2

Ao analisar o percentual de tempo antes do pico de ativação dos músculos extensor cervical e trapézio superior no experimento C2, foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os grupos (Figuras 66 e 67). Antes da intervenção, os valores do percentual de tempo para o grupo LM foram significativamente superiores às obtidas pelo grupo SLM ( $p < 0,01$ ). Porém, após a intervenção, observou-se a antecipação do pico de velocidade destes músculos, com a diminuição significativa dos valores das médias do grupo LM ( $p < 0,05$ ), reduzindo-se até próximo dos valores obtidos no grupo SLM, de modo que os grupos tornaram-se estatisticamente equivalentes nos períodos Pós-teste e Retenção.

**FIGURA 66** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação do Músculo Extensor Cervical nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2.



**FIGURA 67** - Média e Intervalo de Confiança (95%) do Percentual de Tempo Antes do Pico de Ativação do Músculo Trapézio Superior nos Grupos LM e SLM nos Períodos Experimentais em C2



## 5 DISCUSSÃO

Para discutir os resultados do presente estudo é preciso ter em mente as questões que motivaram a sua realização. A primeira questão procurou investigar como a diminuição de movimentos e de sensibilidade verificadas em pessoas com lesão medular torácica alteram a organização coordenativa do tronco e membro superior em relação ao comportamento típico de pessoas hígdas, ao realizarem uma ação funcional de transporte de um objeto para longe do corpo em duas direções. A segunda questão, considerada a problemática central deste estudo, procurou saber como a prática de exercícios com atenção direcionada para a variabilidade de parâmetros do movimento pode alterar a organização de movimentos do tronco e membro superior de pessoas com lesão medular torácica na realização da ação funcional estudada.

A formulação da primeira questão deveu-se ao fato de que a maioria dos estudos que avaliaram comportamentos coordenativos de membros superiores com pessoas com lesão neurológica, comparou a organização do movimento a partir de avaliações dos segmentos diretamente acometidos pela lesão em relação aos não acometidos. A maior parte deles avaliou ações de interceptação como alcançar, pegar e transportar objetos, realizadas por pessoas com Paralisia Cerebral (VAN THIEL; STEENBERGEN, 2001), Doença de Parkinson (WULF et al., 2009) e Acidente Vascular Encefálico (SAVELSBERGH et al., 2003). Poucos estudos avaliaram a ação de transporte de objetos com pessoas com lesão medular, embora esta seja uma das ações funcionais mais utilizadas por esta população em atividades de vida diária. Além disso, o comportamento coordenativo típico desta ação na posição sentada ainda não é conhecido quando o transporte é feito em distâncias longe do corpo e em diferentes direções, como ocorre em ambientes naturais.

Dessa forma, optou-se inicialmente por descrever as características cinemáticas espaciais e temporais bem como o *timing* das ações de grupos musculares do tronco e membro superior dominante de adultos sem lesão medular torácica (grupo SLM), durante a realização da tarefa estudada, possibilitando a posterior avaliação dos efeitos da intervenção prática no comportamento coordenativo do grupo LM.

A problemática da segunda questão está vinculada ao desafio da adaptabilidade funcional, isto é, a busca por estratégias que estimulem a autonomia motora de pessoas com lesão medular, considerando a possibilidade de flexibilização da organização do movimento como premissa para a autonomia. Como foi descrito na revisão de literatura, este desafio ainda não foi solucionado pelas abordagens teóricas que fundamentam a aprendizagem e controle motor como um processo de estabilização e automatização de movimentos (CARR; SHEPHERD, 2006).

Embora diferentes estudos venham demonstrando o potencial da atenção para mediar relações entre percepção e ação (WULF; HOB; PRINZ, 1998; FASOLI et al., 2002), a maior parte deles tem dedicado sua análise aos efeitos do foco externo e interno da atenção (LANDERS et al., 2005; WULF et al., 2009) ou do uso de dicas de aprendizagem (CIDADE et al., 1999; PASSETO, ARAÚJO; CORRÊA, 2006; MEDINA et al., 2008) como um recurso para estabilizar o desempenho das ações estudadas. Há, portanto, necessidade de maiores esclarecimentos sobre os efeitos do direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento (BERTOLDI; LADEWIG; ISRAEL, 2011), considerando abordagens sistêmicas de aprendizagem além da estabilização para (TANI, 2005).

Diante destas questões, os resultados deste estudo serão discutidos inicialmente sob o ponto de vista da identificação das diferenças entre as características da organização motora do grupo de pessoas sem lesão medular (SLM), e do grupo com lesão medular (LM) nas tarefas experimentais C1 e C2, centralizando a discussão nos efeitos das restrições impostas pelo organismo para analisar as diferenças encontradas entre os grupos antes da realização da intervenção prática. Posteriormente, serão discutidos os efeitos da intervenção adotada neste estudo, comparando os comportamentos intergrupos (SLM e LM) e intragrupo (LM), centralizando a discussão na restrição imposta pelos exercícios com seletividade da atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento na adaptabilidade do comportamento coordenativo do grupo LM.

## 5.1 COMPORTAMENTO DOS GRUPOS SLM E LM ANTES DA INTERVENÇÃO: O ORGANISMO COMO FATOR DE RESTRIÇÃO

### 5.1.1 Variáveis Cinemáticas

#### 5.1.1.1 Excursão Angular

Ao comparar o comportamento da excursão angular do grupo LM em relação ao SLM, observou-se que antes da intervenção as pessoas com lesão medular apresentaram maior extensão da coluna cervical, menor flexão do tronco e maior extensão do cotovelo ao realizarem a ação de transporte do objeto nas duas condições experimentais (C1) e (C2).

O aumento de excursão angular da extensão cervical, apresentado pelo grupo LM, provavelmente ocorreu como um mecanismo de compensação da percepção de desequilíbrio causada pela diminuição de informação sensorial do contato dos ísquios e da coxa sobre o acento da cadeira, bem como da planta dos pés no chão, no momento em que foi realizado o movimento de flexão do tronco, com afastamento deste segmento do apoio da cadeira para alcançar o local de transporte do objeto, isto é, para atender a restrição de distância (longe) e direção (frente e cima) da tarefa. É importante notar que essa percepção da necessidade de promover o aumento da extensão da coluna cervical, persistiu mesmo mantendo-se o apoio do membro superior não dominante na coxa homolateral (posição de teste), que teve a função não apenas de dar apoio mecânico, mas, de fornecer uma referência sensorial da posição do tronco e do segmento inferior (BARELA, 1997).

Além da compensação com o aumento da extensão cervical, pessoas com lesão medular ampliaram o movimento articular de extensão do cotovelo, provavelmente para que o alcance do local de transporte do objeto fosse feito com uma menor excursão de flexão do tronco, aumentando a percepção de segurança. Esta forma de organização corrobora a afirmação de Gimenez e Manoel (2005) sobre a tendência de adaptação dos movimentos de pessoas com

deficiência, caracterizada pela busca por uma sensação de segurança do indivíduo, permitindo uma atuação motora com economia.

Estudos realizados com pessoas com diferentes distúrbios neurológicos têm reportado que o movimento do tronco pode agir como estabilizador e como um componente integral do posicionamento do membro superior para alcançar objetos (KAMINSKI; BOCK; GENTILE, 1995; DEAN, 2012). Diferentemente do que ocorreu neste estudo com pessoas com lesão medular, tem sido demonstrado que pessoas com hemiplegia, quando fazem movimentos de alcance de objetos com o membro superior acometido pela lesão, usam estratégias compensatórias que envolvem o aumento de movimentos do tronco (LEVIN et al., 2002). Steenbergh et al. (2000) demonstraram maiores movimentos angulares do cotovelo e ombro e maior envolvimento do tronco de adultos com hemiplegia para a realização de ações de alcançar e pegar um objeto com o lado acometido pela lesão, quando comparado ao lado não acometido. Van Thiel e Steenbergen (2001) também encontraram maior deslocamento angular do ombro e do tronco ao avaliarem uma ação de alcance em adultos hemiplégicos quando comparados a adultos hígidos e Ricken, Savelsbergh e Bennet (2004) verificaram em crianças hemiplégicas o aumento do envolvimento do tronco em ações de alcançar e pegar, quando a ação era realizada com o lado hemiplégico do corpo.

No presente estudo, a diminuição da excursão angular do tronco apresentada por pessoas com lesão medular não pode ser explicada sob o ponto de vista da restrição de amplitude articular do movimento (ADM), pois em exame clínico prévio, todos os participantes do estudo apresentavam amplitude de movimento articular de tronco e membro superior dentro dos parâmetros de normalidade, bem como, apresentavam níveis de ativação muscular suficientes para realizarem a ação sem restrições de amplitude do arco de movimento. Dessa forma, a estratégia de diminuição da flexão do tronco combinada com o aumento da extensão do cotovelo, pode ser mais bem explicada como uma forma de auto-organização dos subsistemas orgânicos para atender à demanda de percepção subjetiva de instabilidade do tronco durante a realização do movimento. Este resultado reafirma a influência da informação proprioceptiva na organização de ações de membro superior, verificada no estudo de Tunick et al. (2003), que demonstrou menor controle na coordenação tronco-braço de sujeitos submetidos à deafferentação, quando comparados a sujeitos hígidos.

A relação entre o comportamento da excursão angular e a percepção de estabilidade foi observada também no estudo conduzido por Alonso et al. (2011) com pessoas com lesão medular. No referido estudo, os autores verificaram o aumento de excursão angular da inclinação lateral da coluna cervical quando a ação de transferência da cadeira de rodas foi realizada para o lado não preferencial, com maior possibilidade de percepção de instabilidade quando comparado ao lado preferencial.

Reyes-Guzmán et al. (2010) já haviam considerado a adaptabilidade da excursão angular em tarefas de transporte de objeto na posição sentada com pessoas com diferentes níveis de lesão medular cervical, em comparação com pessoas híginas. Foram encontradas diferenças na extensão do punho, com maiores amplitudes médias para pessoas com lesões cervicais mais altas, quando comparadas às lesões cervicais mais baixas e em pessoas híginas.

Da mesma maneira como nos achados do presente estudo, pessoas com lesão medular cervical apresentaram maiores ângulos de extensão do cotovelo na fase de transporte do objeto quando comparados a pessoas híginas. Entretanto, no estudo de Reyes-Guzmán et al. (2010), o movimento do tronco não foi considerado um dado relevante na comparação entre os diferentes níveis de lesão e as pessoas híginas. Os autores explicaram o aumento da excursão angular do cotovelo pelo fato dessa estratégia facilitar a extensão do punho (tenodese do punho), desenvolvida por pessoas com lesão medular cervical para apanhar objetos. Koshland, Galloway e Farley (2005) também não observaram diferenças na excursão angular do tronco, ao compararem o comportamento do movimento de pessoas com e sem lesão medular cervical em tarefas de alcance de objetos.

Segundo Murgia, Kyberd e Barnhill (2010) e Rand (2012) a compreensão do envolvimento do tronco em ações de membro superior pode estar relacionada ao grau de mobilidade deste segmento corporal, necessária para a realização da tarefa. Estudos prévios com pessoas com e sem lesão medular analisaram ações de transporte de objetos na posição sentada em tarefas experimentais que utilizaram objetos como um copo de água (MURPHY et al., 2006; REYES-GUZMÁN et al., 2010) ou pequenos objetos como bolas com 5 cm de diâmetro (GERA et al., 2010), adotando uma posição fixa para o tronco e uma distância próxima do corpo para o apoio do objeto (KOSHLAND; GALLOWAY; FARLEY,

2005; MURPHY et al., 2006; REYES-GUZMÁN et al., 2010; GERA et al., 2010). É importante considerar que a posição fixa do tronco usada nos estudos anteriores possibilitou comparações de comportamento entre pessoas híginas e pessoas com lesão medular cervical, as quais possuem uma grande diminuição do equilíbrio do tronco. Por outro lado, esta restrição limitou o entendimento das características de organização de movimentos do tronco e membro superior dominante de pessoas com lesão medular torácica. No presente estudo, a tarefa experimental manteve a posição sentada para o transporte do objeto, entretanto, determinou a distância “longe”, e variou as direções “frente” e “cima” (ver sessão de método) para o local de apoio do objeto, permitindo maior amplitude de movimento para o tronco.

Na medida em que nenhum dos participantes dos grupos LM e SLM apresentavam restrições de amplitudes de movimento para os ângulos estudados, porém, demonstraram organizações de excursão angular diferentes entre os grupos, é possível inferir que o aumento da mobilidade do tronco necessário para a realização da tarefa de transporte do objeto para longe do corpo interferiu na percepção dos recursos disponíveis ao organismo para a elaboração da solução do problema motor imposto pela restrição da tarefa. Este resultado é concordante com os achados de Tunick et al. (2004), sobre a influência de diferentes perturbações do movimento do tronco para a organização de ações de membros superiores, verificado com adultos com Doença de Parkinson.

No presente estudo, a restrição de distância da tarefa (longe) parece ter sido um fator determinante da adaptação da amplitude da excursão angular do tronco de pessoas com lesão medular, mais do que a variação das direções (frente e cima), quando comparado ao comportamento da excursão angular de pessoas sem lesão medular, pois as diferenças entre os grupos não variaram em relação à mudança de direção das condições C1 e C2.

Como afirma Newell (1986), a solução de problemas motores ocorre em função do relacionamento entre as restrições do indivíduo, tarefa e ambiente. Qualquer restrição que não seja adequadamente identificada pelo sistema, pode gerar dificuldades na formulação de estratégias de organização motora. Dessa forma, a instabilidade percebida pelo grupo com lesão medular para realizar o transporte do objeto para longe do corpo pode justificar a organização de proteção e compensação desta percepção de desequilíbrio, traduzida em menor

flexão do tronco, maior extensão do cotovelo e maior extensão cervical, quando comparado ao grupo sem lesão medular nas duas condições experimentais avaliadas.

#### 5.1.1.2 Pico de Velocidade Angular e Tempo Percentual do Pico de Velocidade Angular

Antes da intervenção prática, o pico de velocidade angular foi significativamente menor no grupo de pessoas com lesão medular (LM), quando comparado aos valores obtidos entre as pessoas sem lesão (SLM), em todos os ângulos estudados. Este comportamento dos picos de velocidade angular corrobora a busca pela sensação de segurança do sistema, relatada por Gimenez e Manoel (2005), sobre a adaptação de movimentos de pessoas com deficiência, já observada no comportamento da excursão angular.

Além dessa diferença na microestrutura do movimento, foi possível verificar diferença entre os grupos LM e SLM também na organização da ordem adotada entre os picos de velocidade de cada ângulo durante a realização da tarefa de transporte nas duas condições experimentais, isto é, houve diferença entre os grupos tanto na micro como na macroestrutura da ação em C1 e em C2.

O grupo SLM apresentou pico de velocidade primeiro na flexão do ombro dominante, seguido da extensão do cotovelo que ocorreu em conjunto com a flexão do tronco e, por último, ocorreu o pico da velocidade angular da rotação do tronco em ambas as condições experimentais. Percebe-se neste comportamento do grupo SLM a manutenção de um forte acoplamento entre os movimentos do tronco e do membro superior dominante, em especial nos ângulos de flexão do tronco e extensão do cotovelo, independente da direção da tarefa. Também foi possível verificar uma organização próximo-distal na ordem em que os picos ocorreram no membro superior dominante (ombro seguido do cotovelo) e no sequenciamento dos movimentos do tronco (flexão seguida da rotação).

A ordem em que ocorreu o pico de velocidade angular para o grupo LM foi semelhante ao SLM, apenas no que diz respeito ao comportamento do membro superior. Em contraste com o que foi verificado em estudos com adultos (LEVIN,

1996; CIRSTEIA; LEVIN, 2000) e crianças hemiplégicas (RICKEN; SAVELSBURGH; BENNET, 2004; RICKEN, 2005), as pessoas com lesão medular torácica mantiveram um forte acoplamento entre ombro e cotovelo, corroborando os resultados observados por Reyéz-Guzman et al. (2010) que também verificaram a manutenção do acoplamento entre ombro e cotovelo na comparação entre adultos hígidos e adultos com lesão cervical. Entretanto, no que diz respeito à relação coordenativa entre o tronco e o membro superior, o presente estudo demonstrou que os comportamentos da ordem dos picos de velocidade angular foram diferentes entre os grupos, o que indica que a perturbação da tarefa foi suficiente para provocar diferenças tanto na micro como a macroestrutura da organização do movimento apresentada pelos grupos.

O acoplamento entre tronco e membro superior no grupo SLM foi verificado pela proximidade do percentual do tempo em que ocorreu o pico de flexão do tronco e extensão do cotovelo. Esta característica da ordem temporal dos picos de velocidade angular de tronco e membro superior dominante não ocorreu com o grupo LM. Além disso, no grupo LM houve uma inversão na ordem dos picos de flexão e rotação do tronco, quando comparados ao SLM. Desta forma, o grupo LM apresentou a seguinte organização dos picos de velocidade angular: primeiro, na flexão do ombro dominante; segundo, na extensão do cotovelo; terceiro, na rotação do tronco; e por último, na flexão do tronco.

Estas diferenças entre o comportamento dos grupos também podem ter sido influenciadas pela quantidade e qualidade de informações proprioceptivas sobre o posicionamento e tensão muscular do tronco e membros inferiores que os grupos são capazes de identificar em relação aos seus corpos. Pessoas sem lesão medular, ao transportarem um objeto como uma jarra com 1 litro de água para longe do seu corpo em diferentes direções, adaptam a macro e microestrutura da ação com uma quantidade maior de informações proprioceptivas sobre a relação entre os subsistemas orgânicos quando comparadas a pessoas com lesão medular.

Como foi descrito anteriormente, o referencial proprioceptivo disponível ao grupo SLM parece implicar na percepção de segurança do sistema, o que pode influenciar a organização da sua macroestrutura, possibilitando o estabelecimento da ordem dos picos de modo a preservar relações coordenativas de acoplamento intersegmentos nos picos de velocidade do tronco e do membro superior

dominante, e da ordem próximo-distal intrasegmento, tanto no tronco como no membro superior dominante. Também pode ter influenciado a adaptação da microestrutura da ação estudada, verificada no aumento do pico de velocidade de todos os ângulos do tronco e do membro superior quando comparadas ao grupo LM. Já o grupo LM, parece perceber a necessidade de mais estabilidade, especialmente do tronco, o que pode explicar o comportamento da macroestrutura do movimento, por exemplo, no retardamento do percentual do tempo do pico de velocidade da flexão do tronco, de forma a inverter a ordem do pico de velocidade da flexão e da rotação deste segmento, quando comparada a ordem observada no grupo SLM. É possível que esta inversão esteja relacionada à tentativa de alcance do local de apoio do objeto por meio da antecipação do pico de velocidade da rotação do tronco, o que contribui para preservar a estabilidade do tronco. Esta percepção possivelmente interferiu na organização observada também na microestrutura do movimento, por exemplo, na diminuição dos picos de velocidade angular do tronco e membro superior.

Estas diferentes estratégias de adaptação na relação entre percepção e ação, utilizada em relação aos picos de velocidade angular pelos grupos LM e SLM, reforçam a influência do referencial proprioceptivo e sensorial para a organização motora, relatado por Tunick et al. (2003), Tunick et. al. (2004) e Pigeon et al. (2010). Porém, é importante notar que, embora este tipo de estratégia aumente a sensação de estabilidade e segurança, ela diminui a velocidade e a fluidez do movimento. Portanto, ainda que seja reconhecida pelo sistema como uma alternativa funcional, ela pode não ser a única forma de auto-organização, nem a mais adequada, mas, a organização possível em um dado momento diante da percepção do sistema sobre os recursos disponíveis ao organismo para promover a adaptação funcional da ação.

Os resultados do presente estudo foram concordantes com os encontrados por Do, Buisset e Moynot (1985) e Reft e Hasan (2002), que avaliaram padrões cinemáticos da ação funcional de alcance e também observaram menores picos de velocidade para os movimentos do membro superior de pessoas com lesão medular cervical quando comparadas a pessoas sem lesão. O estudo de Laffont et al.(2000) avaliou a organização do movimento de pessoas com lesão medular cervical durante o transporte de objetos na posição sentada e encontrou picos de velocidades semelhantes entre os sujeitos

com e sem lesão medular. Por outro lado, Reyez-Guzmán et al.(2010) encontraram diferenças de pico de velocidade entre os participantes com tetraplegia e os sujeitos hígidos na fase de transporte de um copo de água. As diferenças dos valores encontrados demonstraram que pessoas hígidas apresentavam picos de velocidades maiores durante o transporte do objeto (copo), entretanto, os valores foram semelhantes na fase de alcance do objeto, quando os sujeitos não estavam segurando o peso do objeto, corroborando a forte relação entre restrição do organismo e da tarefa para a organização da ação (NEWELL, 1986; BARELLA, 1997).

No presente estudo, a maior liberdade de movimento do tronco e o tamanho e peso do objeto (maior e mais pesado que nos estudos prévios) ampliou a análise das diferenças de organização dos picos de velocidade angular do tronco e membro superior entre pessoas com e sem lesão medular torácica. Os resultados deste estudo demonstraram que os valores de pico de velocidade angular e a ordem em que ocorreram nos grupos SLM e LM foram diferentes, principalmente na relação entre os segmentos tronco e membro superior dominante, mesmo quando a ação de transporte é realizada por pessoas com lesão medular torácica, sem acometimento direto dos membros superiores e da região superior do tronco. Esta característica de adaptabilidade de segmentos não diretamente acometidos pela lesão foi verificada também no comportamento do sistema muscular de pessoas com lesão medular cervical, relatada por Koshland, Galloway e Farley (2005), que observaram a redundância do sistema muscular para a realização da ação de funcional de alcance, mesmo nos músculos não acometidos diretamente pela lesão.

#### 5.1.1.3 Pico de Velocidade Linear do Punho e Tempo Percentual do Pico de Velocidade Linear do Punho

Na avaliação do pico de velocidade linear do punho nos eixos x (ântero-posterior), y (látero-lateral) e z (vertical), foi possível verificar que o grupo LM apresentou valores significativamente menores dos referidos picos nos três eixos, quando comparados ao comportamento do grupo SLM, demonstrando a

tendência de adaptabilidade da microestrutura do movimento também nessa variável. A característica de diminuição do pico de velocidade linear do membro superior dominante foi observada também por Do, Buisset e Maynot (2005) e por Heft e Hasan (2002) em tarefas de alcance realizadas por pessoas com lesão medular, quando comparadas com pessoas sem lesão.

No presente estudo foi possível verificar que, embora os valores dos picos de velocidade linear do punho fossem diferentes entre os grupos, houve similaridades na ordem em que ocorreram. Para ambos os grupos as médias dos picos de velocidade linear do punho ocorreram em ordem crescente nos seguintes eixos: y, z e x para o comportamento C1, e y, x e z para o C2. Dessa forma, os maiores picos foram observados no sentido anteroposterior (eixo x), quando o movimento foi direcionado para longe e frente, e no sentido vertical (eixo z), quando o movimento foi direcionado para longe e cima.

Em relação ao percentual do tempo em que os picos ocorrem em cada eixo, verificou-se que os dois grupos mantiveram a mesma ordem para as duas condições experimentais. Tanto em C1 quanto em C2, os picos de velocidade linear do punho ocorreram primeiro em z, seguido dos picos de x e y, sendo observada uma proximidade no percentual do tempo em que ocorreram nos eixos x e y. Houve, portanto, a preservação da característica de organização da macroestrutura utilizada pelos dois grupos, de forma que o pico de velocidade do punho ocorresse primeiro para cima (z), consistente com o movimento de retirada do objeto do apoio inicial, seguida do pico para frente e para o centro (x, y), que ocorreram para direcionar o objeto no local de apoio, localizado no centro da mesa tanto para a direção frente quanto para cima.

É importante notar que as diferenças de organização de micro e macroestrutura entre os grupos LM e SLM, verificadas na excursão angular e nos picos de velocidade angular do segmento tronco, não provocaram diferenças entre os grupos na organização da macroestrutura relativa aos picos de velocidade linear do punho nas duas condições experimentais. Por outro lado, embora a ordem dos picos fosse preservada, verificou-se uma antecipação no percentual do tempo em que ocorreu o pico de velocidade no eixo z para grupo LM quando comparado ao SLM e um retardamento do pico de velocidade linear do punho nos eixos x e y tanto em C1 quanto em C2.

Esta característica de antecipação do pico de velocidade linear do punho no eixo vertical (z), e seu retardamento nos eixos ântero-posterior (x) e látero-lateral (y) parece evidenciar a necessidade de manutenção da estabilidade do tronco durante o maior tempo possível no início do movimento, e é coerente com a característica de adaptação do grupo LM, observada em relação aos componentes de excursão angular e do pico de velocidade angular do tronco.

O retardamento do pico de velocidade linear do punho no eixo x também reforça a ideia de que pessoas com lesão medular diminuem o tempo percentual de desaceleração do movimento (intervalo de tempo entre o pico de velocidade e o final do movimento), provavelmente como mais um recurso para ajustar as relações entre os componentes do programa de ação, de maneira a favorecer a estabilidade do tronco e preservar a coordenação e controle dos movimentos dos membros superiores. Porém, diferente do que foi observado com pessoas com lesão medular torácica, em ações de alcance e transporte de objetos realizadas por crianças com hemiplegia, os picos de velocidade lineares do punho no eixo x demonstram um comportamento de antecipação, portanto, os tempos de desaceleração do movimento foram aumentados na comparação do lado acometido pela lesão em relação ao não acometido (RICKEN; SAVELSBERGH; BENNET, 2004).

Essa necessidade de maior tempo de desaceleração do movimento apresentado por pessoas hemiplégicas pode ocorrer para conferir maior precisão ao transporte e apoio do objeto frente às desordens coordenativas do membro superior acometido pela lesão (RICKEN, 2005). Portanto, embora os resultados obtidos nos estudos com a população hemiplégica e com lesão medular sejam opostos, é possível verificar semelhança na busca por adaptabilidade da microestrutura da ação para cumprir a meta funcional das tarefas, considerando as especificidades das restrições orgânicas de cada tipo de alteração neuromotora (GIMENEZ; MANOEL, 2005).

No presente estudo, no comportamento do pico de velocidade linear do punho, assim como ocorreu no pico de velocidade angular do membro superior dominante, os resultados demonstraram a característica de estabilidade da macroestrutura do movimento entre os grupos SLM e LM, evidenciada pela preservação da ordem dos referidos picos, mesmo sob diferentes restrições do organismo e da tarefa nas condições C1 e C2. Por outro lado, os resultados

também mostraram a presença de instabilidade nos ajustes de microestrutura do movimento, principalmente nas diferenças de magnitude dos picos de velocidade angular e linear nas duas condições experimentais.

Essa tendência de maior estabilidade da macroestrutura e instabilidade da microestrutura corroboram a possibilidade da existência de algum tipo de representação central em diferentes níveis de hierarquia com tendência à ordem, convivendo com a desordem da microestrutura da ação para permitir adaptabilidade funcional, como é proposto por Tani et al. (2005) na visão sistêmica da formação de programas de ação.

#### 5.1.1.4 Tempo Total de Movimento

Antes da intervenção, pessoas com lesão medular apresentaram tempos totais de movimento significativamente superiores aos apresentados pelo grupo sem lesão medular tanto em C1 quanto em C2. Esses resultados foram semelhantes aos achados de Reyez-Guzmán et al. (2010) que demonstraram que pessoas com tetraplegia em nível C6–C7 realizavam a ação de beber de um copo em tempos totais maiores que pessoas hígdas. Confirmaram também os resultados dos estudos de Do, Buisset e Moynot (1985) e Reft e Hasan (2002) que encontraram maiores tempos totais de movimento em movimentos de alcance e em movimentos de apontar, realizados por tetraplégicos, quando comparados a pessoas sem lesão medular. O aumento do tempo total do movimento foi observado ainda em tarefas de alcançar e transportar objetos, realizada com o membro superior hemiplégico de crianças com Paralisia Cerebral (RICKEN, 2005).

Os dados de tempo total do movimento, maiores para o grupo LM em relação ao SLM nas condições C1 e C2, refletem as características das interações entre os componentes de micro e macroestrutura da ação, organizadas no grupo LM, com menores velocidades angulares e lineares e relações menos acopladas entre tronco e membro superior dominante tanto em C1 quanto em C2, com provável impacto para a característica de menor fluidez do movimento e maior tempo total para a sua realização.

Na análise das interações entre os componentes de um programa de ação é preciso observar que, embora abordagens sistêmicas reconheçam que seus componentes sejam recuperados da memória, o que pressupõe a existência de uma estrutura pré-determinada, é assumido também que estes componentes não são especificados de maneira rígida (TANI, 2005). De acordo com o autor, o armazenamento dos componentes em diferentes níveis de hierarquia permite a geração de diferentes interações entre seus componentes.

Koshland, Galoway e Farley (2005) analisaram a tarefa de alcance comparando o comportamento de pessoas com e sem lesão medular e encontraram alta variabilidade no comportamento muscular entre os grupos estudados. Entretanto, a variabilidade observada no sistema muscular produziu similaridades de organização do movimento, e não foram verificadas diferenças na avaliação cinemática. Esse dado reforça a importância da análise do comportamento das ações musculares para se compreender melhor os problemas de redundância do sistema e a adaptabilidade do comportamento motor de pessoas com lesão medular.

### 5.1.2 Variáveis Eletromiográficas

#### 5.1.2.1 Instante da Ativação Muscular: Ativação Prévia e Latência

Como foi descrito na seção de métodos, para detectar o instante em que os músculos foram ativados neste estudo, foi necessário capturar os sinais mioelétricos em um tempo de 500ms antes do início do movimento, possibilitando o registro do início da atividade muscular mesmo se ela ocorresse antes do início do movimento. A determinação do instante de ativação do grupo de músculos do tronco e membro superior envolvidos na ação estudada possibilita a compreensão de como estes músculos antecipam ou retardam suas ativações em relação ao início do movimento determinando, portanto, o comportamento de ativação prévia (antes de 500ms) ou de latência (após 500ms) respectivamente.

No grupo SLM foram ativados previamente ao início do movimento os músculos: extensor cervical, trapézio superior, deltoide anterior, peitoral maior e bíceps braquial. O deltoide médio e o tríceps braquial dominante foram os únicos músculos ativados após o início do movimento, tanto em C1 quanto em C2, e não foi detectado nível de atividade eletromiográfica suficiente para que o músculo tríceps fosse considerado ativo no lado não dominante.

Esta forma de organização da ativação muscular apresentada pelo grupo SLM, demonstra um forte acoplamento de ativação muscular antes do início do movimento entre os músculos estabilizadores do tronco e os músculos responsáveis pelos movimentos do membro superior dominante (flexores do ombro e flexores do cotovelo). Esta característica do instante de ativação dos estabilizadores do tronco (extensor cervical e trapézio superior) é consistente com a atividade antecipatória necessária para garantir a estabilidade do tronco (TYLER; HASAN, 1995), diante da previsão de instabilidade imposta a este segmento corporal para a realização da tarefa (TUNICK et al., 2003).

A ativação prévia de músculos responsáveis pelos movimentos de flexão do ombro (peitoral maior e deltoide anterior) também coincidem com a previsão de instabilidade proximal do membro superior dominante ocorrida já no início do movimento. Entretanto, em relação aos movimentos do cotovelo, a ativação prévia do bíceps não pode ser explicada apenas pela atividade antecipatória do movimento ocorrido no segmento antebraço no início do movimento, mas também, pela posição inicial do membro superior dominante na qual o cotovelo está em flexão para segurar a alça da jarra e manter o objeto apoiado no membro inferior.

Percebe-se pela latência do deltoide médio que não houve atividade antecipatória para a abdução do ombro em nenhuma das condições experimentais no grupo SLM. A latência do tríceps dominante observada nesse grupo indica que, muito embora o pico de velocidade na extensão do cotovelo ocorra conjuntamente com o pico da flexão do tronco, a instabilidade gerada pelo movimento de flexão e extensão da articulação do cotovelo não é suficiente para causar atividade antecipatória do tríceps dominante no grupo SLM e sua ação concentra-se mais na frenagem do movimento.

Diferentemente do que ocorreu com o grupo SLM, no grupo LM, os instantes de ativação muscular demonstraram que os músculos estabilizadores do

tronco foram ativados somente após o início do movimento. Na condição C1, os músculos extensor cervical e trapézio superior encontravam-se em condição de latência, enquanto o deltoide médio, deltoide anterior, o peitoral maior, o bíceps e o tríceps dominante estavam ativados antes do início do movimento.

Outra diferença de organização da ativação muscular é que, neste grupo, foram detectados valores de ativação para o músculo tríceps não dominante, o qual estava latente em relação ao início do movimento. Embora o instante de ativação do tríceps não dominante não possa ser comparado entre os grupos SLM e LM por não terem sido detectados valores de ativação no grupo SLM, esse dado indica a diferença de organização do sistema muscular, provavelmente para atender a necessidade de apoio do membro superior não dominante no membro inferior em função da instabilidade do tronco percebida pelo grupo LM. É possível que o instante de ativação do músculo tríceps não dominante, ocorrido após o início do movimento no grupo LM, esteja relacionado com a estratégia usada por este grupo de retardar os picos de velocidade de flexão do tronco, com consequente percepção da necessidade de maior apoio do membro superior não dominante sobre a coxa após o início do movimento.

Relações similares sobre a influência da percepção dos recursos disponíveis para a organização da ação foram descritas por Gagnon et al. (2009) que observaram a diferença de ativação muscular de pessoas com lesão medular ao realizarem a ação de transferência da cadeira de rodas, comparando a ativação dos músculos quando a transferência era feita para o lado dominante ou não dominante.

No presente estudo, as diferenças entre os grupos LM e SLM em relação à organização do padrão do instante de ativação muscular na condição C1 demonstraram uma provável relação com a análise cinemática descrita anteriormente, sobretudo para os movimentos do tronco. Na medida em que o grupo LM apresentou picos de velocidade angular da flexão do tronco menores que os detectados no grupo SLM, e estes picos ocorreram após o início do movimento, é possível inferir que o sistema muscular não tenha identificado a necessidade de atividade antecipatória dos músculos estabilizadores, o que pode estar relacionado com a latência encontrada no extensor cervical e no trapézio superior na condição C1.

Como foi colocado anteriormente, o controle de tronco de pessoas com lesão medular é considerado um pré-requisito funcional para organização de movimentos de membros superiores realizados na posição sentada (KAMINSKI; BLOCK; GENTILE, 1995; DEAN; SHEPHERD; ADAMS, 1999; PIGEON et al., 2000). Tyler e Hasan (1995) observaram que o nível de controle de tronco de pessoas com lesão medular cervical está diretamente relacionado à atividade antecipatória dos músculos eretores da coluna. Porém, no presente estudo, a latência dos estabilizadores do tronco apresentadas pelo grupo LM na condição C1 parece estar relacionada tanto com o nível de controle de tronco, característico da lesão medular torácica, quanto com a estratégia de preservação de estabilidade deste segmento utilizada para atender à demanda da tarefa. Esta necessidade de manter o tronco estável pode ter influenciado o padrão de atividade muscular apresentado pelos estabilizadores do tronco no grupo de pessoas com lesão medular.

Por outro lado, a relação observada entre as variáveis cinemáticas e a ativação dos músculos estabilizadores do tronco no grupo LM na condição C1, não explica o comportamento da ativação muscular apresentada por este grupo na condição C2. Quando o objeto foi transportado para longe e para cima (C2), foi verificada a ativação prévia do trapézio superior, da mesma maneira como ocorreu no grupo SLM, entretanto, foram preservadas as diferenças em relação à micro e a macroestrutura da ação, observadas anteriormente na análise cinemática. Esta divergência corrobora a ideia de plasticidade (MOLINARI, 2009) e redundância dos diferentes subsistemas orgânicos (KOSHLAND; GALLOWAY; FARLEY, 2005) na complexidade das relações dos componentes de macro e microestrutura de programas de ação, admitindo a coexistência entre ordem e desordem entre os seus componentes (TANI, 2005).

É possível que a antecipação da ativação do trapézio superior tenha relação com um fator relatado pelos participantes do estudo, entretanto, não verificado nas variáveis cinemáticas, que foi a percepção dos sujeitos com lesão medular da maior instabilidade do tronco quando o deslocamento do objeto é feito para longe e para cima (C2) quando comparado à longe e frente (C1). A elevação da jarra com água em C2, ainda que feita com velocidades ainda mais lentas que em C1 e com um pico de velocidade do tronco mais tardio, provavelmente provoca uma percepção de instabilidade maior deste segmento desde o início do

movimento, o que pode justificar a ativação prévia do trapézio superior no grupo LM, mesmo sem alteração dos dados cinemáticos compatíveis com tal organização muscular.

Como afirmam Tani (1989; 1992) e Choshi (2000), o programa de ação não especifica a contração de cada músculo individualmente. A especificação é restrita à macroestrutura, na medida em que é assumida uma forma abstrata de representação do padrão motor em diferentes níveis do controle hierárquico. Assim, desde que exista desordem entre os componentes que integram o programa, a redundância do sistema é uma consequência desta coexistência entre macroordem e microdesordem para garantir a adaptação funcional.

#### 5.1.2.2 Duração da Ativação Muscular

Pessoas sem lesão medular (SLM) apresentam menores tempos de duração da ativação muscular quando comparadas a pessoas com lesão medular (LM) tanto em C1 quanto em C2 para a maior parte dos músculos estudados. Foi possível observar que o grupo LM apresentou maior duração da ativação para os músculos: extensor cervical, trapézio superior, deltoide médio, deltoide anterior, peitoral maior e bíceps. Apenas o tríceps dominante em C1 apresentou valores de duração da ativação inferiores quando comparados com o grupo SLM. Esta característica foi observada também no peitoral maior no C2.

É interessante notar que os músculos extensor cervical, trapézio superior e deltoide médio permaneceram mais tempo ativados durante o movimento no grupo LM, apesar da latência no início do movimento, isto é, mesmo nos músculos em que o instante da ativação muscular foi detectado mais tardiamente em relação ao início do movimento quando comparado ao grupo SLM. No comportamento C2, todos os músculos avaliados apresentaram durações maiores de atividade mioelétrica durante o movimento no grupo LM.

Este resultado em relação à maior duração de atividade muscular também foi observado no estudo de Newsan et. al. (2003), que verificaram alterações eletromiográficas na ativação de 12 músculos do ombro durante a manobra de *push-up* com voluntários com diferentes alturas de lesão medular. Os resultados

mostram que a atividade mioelétrica para o deltoide anterior foi maior no grupo com lesões mais altas (tetraplégicos em relação a paraplégicos). Neste estudo de Newsan et al. (2003), a diminuição de capacidade de contração muscular de vários músculos do tronco e do membro superior dominante, característico de lesões medulares cervicais, poderia explicar a maior ativação do deltoide médio como uma estratégia compensatória para a diminuição da atividade dos outros músculos do ombro. Porém, no presente estudo, esta mesma associação não pode ser feita, uma vez que a altura de lesão dos participantes do grupo LM não é capaz de alterar diretamente a capacidade de contração de nenhum dos músculos testados.

Uma possível explicação para os diferentes comportamentos entre os grupos LM e SLM seria as diferenças significativas de velocidade apresentadas entre os movimentos destes dois grupos. Como foi visto, os picos de velocidade angular e linear foram significativamente menores e o tempo total do movimento foi significativamente maior para o LM tanto em C1 quanto em C2. Entretanto, essa relação não é suficiente para explicar, por exemplo, o comportamento de menor duração de ativação muscular do tríceps dominante em C1 no grupo LM.

A explicação que mantém coerência entre os dados do presente estudo parece estar relacionada à redundância do sistema muscular de pessoas com lesão medular, também observada nos estudos de Koshland, Galway e Farley (2005), e Gagnon et al. (2009), provavelmente para gerar flexibilidade ao programa de ação, necessária para atender à percepção de maior instabilidade do centro do corpo (tronco e regiões proximais do membro superior dominante) mantendo também os músculos destas regiões ativados por mais tempo durante o movimento. Neste caso, há a percepção da tendência de pessoas com deficiência organizarem seus movimentos priorizando a segurança do sistema, relatada por Gimenez e Manoel (2005), entretanto, esta forma de organização não gerou um comportamento de economia no grupo LM em todas as variáveis avaliadas como, por exemplo, na duração da ativação muscular e no tempo total de movimento, reforçando a complexidade da relação entre macro e microestrutura no comportamento motor.

### 5.1.2.3 Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação Muscular

O tempo percentual em que ocorreram os picos da ativação muscular dos principais estabilizadores do tronco avaliados neste estudo (extensor cervical e trapézio superior) foram mais tardios para o grupo LM em C1 e C2 quando comparados ao SLM, reafirmando a tendência estabelecida entre o controle do tronco e a atividade antecipatória dos eretores da coluna no estudo de Tyler e Hasan (1995), não apenas para o instante em que ocorre a ativação, mas também, para o tempo percentual do movimento em que ocorre o pico da ativação muscular.

O comportamento do pico da ativação dos estabilizadores do tronco foi coerente com a característica de organização temporal observada no pico de velocidade angular do movimento de flexão do tronco, que também foi tardio no LM se comparado ao SLM. Entretanto, foi possível verificar que o instante da ativação muscular em relação ao início do movimento (pré-ativação ou latência) não determina a antecipação ou retardamento do pico de atividade desses músculos. Como foi descrito anteriormente, no comportamento C1 o trapézio superior estava latente e no C2 estava pré-ativado, porém o pico da ativação deste músculo foi tardio nas duas condições experimentais (C1 e C2). Esse resultado reforça a ideia de que a ativação prévia do trapézio em C2 pode estar mais relacionada a uma previsão de instabilidade do tronco, percebida pelos participantes do grupo LM em C2 que, de fato, à instabilidade causada pelo movimento de flexão deste segmento nos instantes iniciais da tarefa.

É preciso considerar que a interação dos componentes de um programa de ação é influenciada por mecanismos de *feedback* e *feedforward*, integrando estruturas centrais e periféricas para promover adaptabilidade dos movimentos (TANI et al., 2004). De acordo com Carr e Shepherd (2006), a ativação de músculos para a realização de uma tarefa funcional é influenciada pela avaliação sensorial e motora que gera ajustes antecipatórios e/ou compensatórios para a formação das sinergias percebidas pelo sistema como as mais apropriadas para a ação, reforçando a impossibilidade de dicotomia entre percepção e ação. Assim,

respostas antecipatórias preparatórias ou de ajustes posturais adaptativos são essenciais para garantir o controle motor (TANI, 2005).

Ao analisarmos os resultados deste estudo é importante considerar que a técnica de DiFabio (1987) foi utilizada para detectar quando ocorreram mudanças significativas na atividade do sinal eletromiográfico. Esta técnica tem produzido resultados consistentes e a inspeção visual dos dados tem confirmado a reprodutibilidade da localização do *onset* detectado (THELEN et al., 2000).

Para comparar os dados relativos à ativação dos músculos, os sinais mioelétricos foram primeiro normalizados em função da máxima atividade RMS para cada músculo estudado durante a fase de transporte do objeto. Embora a normalização pela máxima contração isométrica voluntária seja indicada para estudos com populações sem alterações motoras (BURDEN, 2010), a opção por não usar este tipo de normalização foi feita para permitir a realização do estudo com pessoas com lesão medular.

Além disso, é preciso considerar a dificuldade em obter reprodutibilidade das medidas das atividades musculares máximas (YANG; WINTER, 1983) e o problema de normalizar uma atividade dinâmica por uma medida estática. Yang e Winter (1984) mostraram que a variabilidade do sinal mioelétrico era diminuída substancialmente quando os sinais eram primeiro normalizados pelo pico ou pela média do sinal obtido durante a realização da atividade, naquele caso, o ciclo da marcha. Esta técnica de normalização resulta em sinais de magnitude similar, de maneira que variáveis coordenativas relativas ao *timing* das ações musculares, como as que foram analisadas neste estudo, podem ser comparadas entre sujeitos e entre tentativas.

Em estudos eletromiográficos encontrados na literatura (THELEN et al., 2000; HUG, 2011) há descrição da ocorrência do fenômeno do *cross talking* caracterizado pela interferência de sinal de músculos vizinhos aos estudados quando são utilizados eletrodos de superfície, como no caso do presente estudo (HUG, 2011). Esta interferência pode variar de 5 a 15% da magnitude do sinal (De LUCA; MERLETTI, 1988).

Da mesma forma, na descrição dos dados cinemáticos há possibilidade de o posicionamento de marcadores reflexivos dos membros superiores, adotado no modelo biomecânico deste estudo, ocasionar o fenômeno do *cross talking* pela movimentação tissular nos pontos dos marcadores, em especial do marcador do

epicôndilo lateral do úmero nos movimentos de flexão e extensão do cotovelo (KONTAXIS et al., 2009). Por outro lado, a manutenção dos métodos para a aquisição e processamento dos dados cinemáticos e eletromiográficos para todos os sujeitos e condições experimentais preserva a validade da descrição dos valores encontrados.

No presente estudo, a análise das relações entre as variáveis cinemáticas e eletromiográficas antes da realização da intervenção, demonstrou um conjunto de características de organização de subsistemas de pessoas com e sem lesão medular que colaboram para encontrar uma solução funcional para o movimento estudado a partir dos recursos e das limitações percebidas como as mais adequadas para a funcionalidade da ação. Tais diferenças foram observadas principalmente na característica de variabilidade do comportamento da microestrutura do movimento, por exemplo, na amplitude da excursão angular, na magnitude de pico de velocidade angular e linear, no tempo total do movimento e na duração da atividade muscular, tanto para os movimentos do tronco como do membro superior.

Também foi possível observar que antes da intervenção, a perturbação causada pela tarefa estudada gerou diferenças de comportamento da macroestrutura no que diz respeito à organização do tronco verificada, por exemplo, na ordem em que ocorreram os picos de velocidade angulares do tronco, no instante da ativação e no tempo percentual em que ocorreu o pico da ativação dos músculos estabilizadores do tronco, bem como nas diferenças de acoplamento entre os movimentos do tronco e do membro superior dominante. Entretanto, produziu similaridades entre os grupos em relação à macroestrutura do movimento do membro superior dominante observada na ordem em que ocorrem os picos de velocidade angular de ombro e cotovelo e o pico de velocidade linear do punho.

Assumindo que o programa de ação tem uma macroestrutura orientada para a ordem e microestrutura para a desordem, uma determinada macroestrutura torna possível a geração de muitos padrões de movimento diferentes usando variabilidade inerente à microestrutura (TANI, 2005). Como foi descrito anteriormente, a macroestrutura não é pré-estruturada de maneira rígida determinando como os componentes devem interagir, mas, permite adaptabilidade (TANI et al., 2004).

Uma questão a considerar é o fato de não terem sido encontradas diferenças significativas entre os períodos Pré-teste1 e Pré-teste 2 para nenhuma das variáveis cinemáticas e eletromiográficas avaliadas neste estudo, tanto em C1 como em C2. Este dado demonstrou a estabilidade do comportamento do grupo LM, isto é, a possibilidade da existência de atratores do comportamento coordenativo relativamente estáveis no grupo de pessoas com lesão medular. Gleick (1990) afirma que, embora a evolução do sistema aconteça por meio da perturbação da estabilidade, é necessário que o sistema encontre-se em um determinado nível de organização no qual a perturbação possa causar alguma resposta adaptativa. De acordo com Tani (2005), o processo adaptativo exige modificações na estrutura da habilidade já adquirida, portanto, pressupõe um nível de estabilidade estrutural.

No presente estudo, esta estabilidade de comportamento pode ter sido favorecida pela característica da amostra e da tarefa. Os participantes eram pessoas com mais de um ano de lesão medular torácica adquirida, o que predispõe a um momento de maior estabilidade das alterações neurofisiológicas próprias da lesão (UMPHRED; CARLSON, 2007). Outra questão importante foi o critério de inclusão que admitiu pessoas com lesão medular que já tivessem obtido alta de tratamento fisioterapêutico, o que pressupõe um bom nível de consistência e estabilidade para a realização de funções básicas de membros superiores (ARES et al., 2001), incluindo tarefas de transporte de objetos. Por outro lado, considerando a aprendizagem motora como um processo contínuo de instabilidade-estabilidade-instabilidade do comportamento motor (TANI et al., 2004), é possível inferir que a estabilidade de comportamento verificada pela ausência de diferença significativa entre o Pré-teste 1 e o Pré-teste2 seja transitória e, portanto, passível de perturbação para que novos estados de organização possam emergir.

## 5.2 COMPORTAMENTO DOS GRUPOS SLM E LM APÓS A INTERVENÇÃO: ATENÇÃO E VARIABILIDADE NA ORGANIZAÇÃO DO MOVIMENTO

Ao discutirmos os efeitos da intervenção proposta neste estudo, vale destacar que seu objetivo foi provocar uma perturbação no comportamento do

grupo de pessoas com lesão medular, levando em consideração o estado prévio de estabilidade desse grupo na realização da ação funcional estudada. Com esse objetivo, o direcionamento da atenção para variabilidade de velocidade, amplitude e tensão do movimento, foi proposto durante a prática de exercícios gerais de equilíbrio, manipulação e locomoção, compostos por sequências de movimentos ativos e autopassivos do tronco e membros, com a principal característica de permitir muitas soluções para os desafios motores (ver sessão de métodos).

Como foi descrito, a opção por direcionar a atenção para a variabilidade de parâmetros do movimento durante a prática destes exercícios foi adotada para que o direcionamento cognitivo da atenção não competisse com os atratores de micro e macroestrutura próprios da maneira como o movimento é organizado (estado de equilíbrio) para atingir a meta funcional da ação estudada. Portanto, os exercícios não foram eles, por si só, considerados a tônica da intervenção proposta, mas, o motivo de sua escolha, qual seja, o reconhecimento do limite do direcionamento da atenção humana como um fator promotor de seu papel restritor.

É importante salientar ainda que o direcionamento de atenção para parâmetros do movimento foi utilizado somente durante a prática da intervenção, enfatizando o objetivo de utilizar tal direcionamento como um potencializador da prática da flexibilização dos parâmetros de movimento. Dessa forma, na discussão dos resultados é preciso ter em mente que o objeto de análise do presente estudo não está no foco de atenção utilizado pelos participantes durante os testes de realização da ação, mas sim, nos efeitos da prática dos exercícios com direcionamento de atenção para parâmetros motores na reorganização na macro e da microestrutura do movimento.

Outro fator a considerar é que apesar de estudos prévios terem analisado os efeitos da atenção no comportamento motor de pessoas com desordens neurológicas, a maior parte deles utilizou instrumentos qualitativos para analisar os efeitos da atenção em intervenções práticas. Não foram encontrados estudos de análises cinemáticas e/ou eletromiográficas sobre os efeitos da atenção como um agente de instabilidade dos comportamentos estudados, por esse motivo, a relação entre os estudos prévios fica limitada para efeitos de discussão dos resultados encontrados no presente estudo.

Dessa forma, optamos por descrever as alterações cinemáticas e eletromiográficas encontradas após o procedimento adotado identificando seus efeitos nas características do comportamento da macro e microestrutura da ação para discutir o conjunto dessas alterações, apoiados em abordagens teóricas sistêmicas que assumem a convivência entre ordem e desordem no comportamento motor humano.

## 5.2.1 Variáveis Cinemáticas

### 5.2.1.1 Excursão Angular

Analisando os efeitos da intervenção sobre a excursão angular, um dado que chamou atenção foi a diminuição significativa da excursão da extensão cervical no grupo LM, tornando o comportamento dos grupos LM e SLM equivalentes tanto no C1 quanto no C2. Este dado reforça a ideia de que antes da intervenção, pessoas com lesão medular apresentavam maior necessidade de realizar compensações ao movimento de flexão do tronco com o aumento da extensão cervical, provavelmente em função da percepção dos recursos disponíveis ao organismo. Como foi descrito, esta percepção é alterada pela diminuição da qualidade da informação proprioceptiva e sensorial, em especial no momento em que precisaram afastar o tronco do apoio da cadeira para alcançar o local de transporte do objeto para longe do corpo, direcionando-o para frente (C1) ou para cima (C2). Esta possibilidade é reforçada também com a verificação do aumento significativo da rotação e da flexão do tronco, apresentada após a intervenção no grupo LM em C1, diminuindo a característica de movimento do tronco em bloco, característico de pessoas com lesão medular (ARES, 2001; ISRAEL; BERTOLDI, 2010).

Além dessas alterações, no comportamento C2 houve aumento da amplitude de movimento articular em abdução do ombro após a intervenção no grupo LM, ainda que mantendo equivalências estatísticas para a análise intergrupo (SLM e LM), enquanto a flexão do ombro foi diminuída, tornando-se estatisticamente inferior ao grupo SLM. Esta organização da excursão angular do

ombro do grupo LM demonstra que após a intervenção o sistema articular encontrou uma nova forma de adaptar-se frente à instabilidade do transporte do objeto na condição C2 (instabilidade relatada pelos participantes do estudo como sendo maior que em C1). Esta característica já havia sido observada antes da intervenção no comportamento de latência muscular do deltoide médio, agonista na abdução do ombro e, portanto, facilitador da estabilidade do tronco. Entretanto, naquele momento, esta característica do sistema muscular não era observada na análise cinemática da excursão angular, como ocorreu após a intervenção.

Levando em consideração a função estabilizadora do tronco relatada por Kaminski, Bock e Gentile (1995), Dean, Sheperd e Adams (1999) e Rand et al. (2012), pode-se dizer que, antes da intervenção, a perturbação gerada pelo movimento do tronco no transporte do objeto para longe do corpo interferiu na elaboração da ação com uma organização de proteção e compensação da perda de equilíbrio traduzida em menor flexão do tronco, maior extensão do cotovelo e maior extensão cervical do grupo LM quando comparado ao grupo SLM tanto em C1 quanto em C2. Porém, após a intervenção, houve uma mudança na organização dos subsistemas orgânicos para solucionar o problema motor, com um impacto na reorganização da amplitude articular, gerando a diminuição significativa da excursão em extensão da coluna cervical, aumento de rotação do tronco (C1), aumento da abdução e diminuição da flexão do ombro (C2).

Dessa forma, é possível dizer que a prática de exercícios com direcionamento da atenção para as variações de amplitude, velocidade e tensão parece ter provocado um nível de perturbação no subsistema articular, capaz de alterar a percepção dos recursos de microestrutura deste sistema disponíveis ao organismo, interferindo na complexa relação entre propriocepção e organização da ação, relatada por Pigeon et al.(2000) e Tunick et al. (2003; 2004).

#### 5.2.1.2 Pico de Velocidade Angular

Na análise do comportamento dos picos de velocidade angular, a intervenção também demonstrou um efeito de reorganização da microestrutura do

movimento, com um aumento significativo dos picos de velocidade em todos os ângulos estudados no grupo LM quando comparados aos valores obtidos entre os Pré-testes 1 e 2, tanto em C1 quanto em C2. Porém, estes valores ainda foram significativamente menores no grupo L, na rotação do tronco em C1 e na flexão do tronco, extensão do ombro e extensão do cotovelo em C2.

O efeito da intervenção sobre o tempo percentual em que estes picos ocorreram demonstrou um impacto na reorganização do sequenciamento dos picos de velocidade angular de flexão e rotação do tronco. Como foi descrito, antes da intervenção os picos de velocidade do tronco ocorriam primeiro em rotação e depois em flexão. Após a intervenção, houve uma antecipação do pico de velocidade da flexão do tronco, o que inverteu a ordem inicial do tempo percentual dos picos de velocidade do tronco no grupo LM.

Portanto, a intervenção manteve diferenças na microestrutura do movimento entre os grupos SLM e LM tanto nos valores dos picos de velocidade do tronco como nos do membro superior, entretanto, no que se refere à macroestrutura, produziu equivalências de organização entre os grupos. Em relação ao membro superior dominante foi mantida a ordem próximo-distal dos picos de ombro e cotovelo, já observada antes da intervenção, porém, a antecipação do pico de velocidade da flexão do tronco proporcionou uma relação de maior acoplamento entre tronco e braço, isto é, uma menor distância de tempo, principalmente entre a ocorrência dos picos de velocidade de flexão do ombro e tronco em ambas as condições experimentais.

Fasoli et al. (2002), verificaram que o uso de foco externo da atenção provocou um comportamento de aumento do pico de velocidade do membro superior em tarefas de alcance realizadas com adultos hemiplégicos por Acidente Vascular Encefálico. No referido estudo, a atenção externa foi direcionada no momento da medida da ação estudada. Porém, os resultados do presente estudo permitem verificar que o aumento dos picos de velocidade angular do tronco e do membro superior também pode ocorrer como um efeito do direcionamento da atenção para variabilidade de parâmetros do movimento, reconhecendo que o sistema pode encontrar novas formas de auto-organização para solucionar um problema motor por meio do estímulo da percepção dos recursos disponíveis ao organismo e não apenas pelo direcionamento de uma solução para o problema motor. Este resultado é concordante com a afirmação de Bernstein (1967) de que

a aprendizagem bem sucedida não consiste na repetição da solução de um problema motor, mas, no processo de solucioná-lo repetidas vezes.

Como foi colocado anteriormente, o procedimento adotado neste estudo não focalizou a estabilidade do comportamento inicialmente apresentado. Neste caso, a atenção para variabilidade de parâmetros de amplitude, velocidade e tensão, manipulada durante a prática de movimentos gerais de equilíbrio, manipulação e locomoção demonstrou ser um agente de estimulação para a reorganização tanto da macroestrutura como da microestrutura da ação. As alterações da magnitude e da ordem dos picos de velocidade angular do tronco e membro superior observadas após a intervenção são consistentes com a ideia de convivência entre macroordem e microdesordem típica de ações habilidosas (TANI et al., 2004), e reforçam a noção sistêmica de que estados de ordem podem emergir de processos que causam algum grau de desordem (KUNN, 2000; KELSO; ZANONE, 2002).

#### 5.2.1.3 Pico de Velocidade Linear do Punho

O efeito da intervenção sobre o pico de velocidade linear do punho também foi observado em relação à flexibilização da microestrutura do movimento, isto é, houve um aumento significativo dos valores dos picos de velocidade em todos os eixos (x, y e z) para o grupo LM, entretanto, estes valores ainda continuaram significativamente inferiores aos observados no grupo SLM tanto em C1 quanto em C2.

Outro dado interessante foi verificado na organização da macroestrutura da ação, da mesma maneira como ocorreu no comportamento dos picos de velocidade angular. A perturbação causada pela intervenção preservou as semelhanças de macroestrutura já existentes entre os grupos antes do procedimento e aumentou as similaridades entre os grupos na organização dos picos de velocidade linear do punho nos eixos x (ântero-posterior), y (látero-lateral) e z (vertical).

Foi preservada a ordem crescente dos valores dos picos nos eixos y, z e x para o comportamento C1 e nos eixos y, x e z para o C2, permanecendo

correspondentes com a direção da tarefa (C1/para frente=maior pico em x - ântero-posterior e C2/para cima=maior pico em z - vertical), bem como foi mantida a ordem do tempo percentual em que ocorreram nos eixos z, x e y, tanto em C1 como em C2. Porém, houve um retardamento do pico no eixo z e houve uma antecipação nos eixos x e y de forma que os valores percentuais do tempo em que ocorreram ficassem ainda mais próximos dos valores observados no grupo SLM.

A reorganização do pico de velocidade linear do punho e do pico de velocidade angular do tronco e do membro superior, observada após a intervenção, reforça a tendência de convivência entre macroordem e microdesordem explicada pela possibilidade de armazenamento de componentes de um programa de ação em diferentes níveis de hierarquia, integrando aspectos centrais e periféricos na elaboração do programa (TANI, 1989; 1992; 2005; COCHI, 2000). Como foi observado, a perturbação causada pela intervenção aumentou similaridades da estrutura do movimento entre os grupos, entretanto, preservou a variabilidade funcional, considerada por Manoel e Conolly (1995) como necessária para que ocorra o processo adaptativo.

Outros estudos cinemáticos que analisaram o transporte de objetos com pessoas hemiplégicas demonstraram que o tempo entre o pico de velocidade linear do punho no eixo x e o apoio do objeto (tempo de desaceleração) é aumentado quando o movimento é realizado com o lado do corpo acometido pela lesão. No presente estudo, antes da intervenção, a comparação entre pessoas com e sem lesão medular torácica demonstrou uma relação inversa àquela observada em pessoas hemiplégicas, isto é, a presença da lesão provocou diminuição do tempo de desaceleração.

Como foi descrito anteriormente, essas diferenças reforçam as relações entre as diferentes necessidades do organismo, tarefa e ambiente na organização da ação. As alterações coordenativas causadas pela Paralisia Cerebral demandam mais tempo de desaceleração do movimento para facilitar a precisão no posicionamento do objeto, que ocorre no final da ação (RICKEN, 2005), porém pessoas com lesão medular diminuem o tempo de desaceleração, provavelmente como uma estratégia para manter o tronco estável por mais tempo no início do movimento. Isto significa que a tendência de aumento do tempo de desaceleração do movimento verificada no grupo de pessoas com lesão medular após a

intervenção, pode ter sido influenciada pela mudança na percepção da estabilidade do tronco no início da ação, observada tanto na alteração de microestrutura (aumento dos picos de velocidade linear e angular) como na macroestrutura da ação (antecipação dos picos de velocidade angular da flexão do tronco e da velocidade linear do punho no eixo x).

Essas alterações reforçam o entendimento de que, embora as diferenças entre grupos LM e SLM estejam relacionadas às restrições proprioceptivas do organismo (Tunick et al., 2003; 2004), elas também sofrem o efeito do nível de percepção que os indivíduos conseguem desenvolver sobre os recursos disponíveis ao organismo para solucionar os problemas motores (NEWELL, 1986).

#### 5.2.1.4 Tempo Total de Movimento

Na análise do tempo total do movimento foi possível verificar uma diminuição significativa dos valores do grupo LM entre os períodos pré e pós-intervenção, no sentido de uma aproximação dos valores apresentados pelo grupo SLM, embora ainda fossem estatisticamente diferentes tanto em C1 como em C2.

A diminuição do tempo total de movimento no grupo de pessoas com lesão medular reflete as mudanças de microestrutura da ação observada nas demais variáveis cinemáticas avaliadas neste estudo, em especial, no que diz respeito ao aumento dos valores de pico de velocidade angular e linear. Mais que isso, esta mudança do comportamento também pode ser explicada pela reorganização da macroestrutura da ação, que favoreceu a emergência de relações coordenativas de maior acoplamento dos picos de velocidade de movimentos angulares do tronco e do membro superior, pré-dispondo à reorganização da microestrutura da ação e ao aumento da fluidez do movimento, com provável impacto para a redução do seu tempo total.

Embora neste estudo o tempo necessário para a realização do movimento tenha diminuído significativamente, a persistência de diferença entre os grupos corrobora os achados de Popovc (1994), Moynot (1985), Reft e Hasan (2002) e

Reyez-Guzmán et al. (2010) sobre os maiores tempos de movimento observados em pessoas com lesão medular quando comparadas a pessoas sem lesão para realizarem as ações de alcançar, apontar e transportar objetos respectivamente.

Diferente do que ocorreu na característica da excursão angular e no tempo em que ocorreram os picos de velocidade linear do punho, o aumento do tempo total do movimento foi observado também em tarefas de alcançar e transportar objetos, realizadas por pessoas hemiplégicas com Paralisia Cerebral (VAN THIEL; STEENBERGEN, 2001; RICKEN; SALVESBERGH; BENNET, 2004). Esta coincidência de resultados pode indicar que, embora as características de relação entre os componentes de programas de ação sejam organizadas de maneira distinta entre pessoas com diferentes tipos de alterações neuromotoras, elas parecem resultar na necessidade de maior tempo total para a realização de diferentes ações de membro superior.

Fasolli et al.(2002) verificaram que o direcionamento da atenção com foco externo produz a diminuição do tempo total do movimento em tarefas de alcance. Porém, da mesma maneira como ocorreu com os resultados do pico de velocidade angular, no presente estudo foi possível verificar que a diminuição do tempo total do movimento na tarefa estudada também pode ocorrer como um efeito do direcionamento da atenção para variabilidade de parâmetros do movimento, reafirmando a possibilidade do próprio sistema parametrizar a ação por auto-organização (KELSO et al., 1980).

## 5.2.2 Variáveis Eletromiográficas

### 5.2.2.1 Instante da Ativação Muscular: Ativação Prévia e Latência

Analisando as alterações ocorridas após a intervenção nos instantes de ativação muscular do grupo LM, verificou-se uma significativa antecipação da ativação dos estabilizadores do tronco (no extensor cervical e trapézio superior em C1 e no extensor cervical em C2), de modo que o comportamento da ativação

destes músculos tornou-se estatisticamente equivalente ao grupo SLM tanto em C1 como em C2.

Os músculos flexores do ombro (deltoide anterior e peitoral maior), mantiveram-se ativados previamente ao início do movimento, porém, os instantes de ativação aumentaram significativamente no grupo LM, isto é, tornaram-se mais próximos do início do movimento, como foi verificado no comportamento do grupo SLM. O abductor do ombro (deltoide médio) permaneceu latente, entretanto, o instante de ativação foi significativamente diminuído seguindo a tendência de aproximação da ativação muscular no início do movimento. Esta diminuição do tempo de ativação prévia e de latência dos músculos do ombro foi suficiente para tornar os grupos SLM e LM estatisticamente equivalentes em relação ao instante de ativação do deltoide médio e peitoral maior na condição C1 e C2.

Em relação aos flexores e extensores do cotovelo, o bíceps e tríceps dominante passaram a apresentar latência em relação ao início do movimento, com valores significativamente maiores que os observados no comportamento do grupo SLM em C1 e C2. Este retardamento da ativação do bíceps no grupo LM inverteu a característica de ativação prévia deste músculo, quando comparado com o grupo SLM. Já o tríceps dominante, embora também estivesse latente no grupo SLM, os valores de latência foram superiores para os sujeitos com lesão medular, isto é, a sua ativação continuou mais tardia mesmo havendo uma antecipação significativa do seu instante de ativação.

Estes resultados demonstram que a intervenção realizada com o grupo LM aumentou o acoplamento da ativação muscular próxima ao início do movimento, principalmente dos músculos estabilizadores do tronco e dos responsáveis pelos movimentos do ombro, seguindo a característica de organização temporal da ativação destes músculos apresentada pelo grupo SLM para as duas condições experimentais. Esta diminuição do instante de ativação dos estabilizadores do tronco do grupo LM (extensor cervical e trapézio superior) pode estar relacionada com a necessidade de atividade antecipatória percebida pelo sistema para garantir estabilidade do tronco, diante da mudança de organização dos componentes do programa de ação observadas na análise cinemática como, por exemplo, a antecipação e o aumento do pico e velocidade angular da flexão e da rotação do tronco.

A antecipação da ativação dos estabilizadores do tronco pode ter influenciado o aumento dos valores do instante de ativação dos músculos responsáveis pelos movimentos do ombro (peitoral maior, deltoide anterior e deltoide médio) em C1 e C2, aproximando-os do início do movimento, e também coincidem com a adaptação ao aumento da instabilidade proximal do membro superior dominante verificada, por exemplo, com o aumento dos valores de pico de velocidade angular do ombro.

Entretanto, em relação aos movimentos do cotovelo, a latência do bíceps pode indicar a emergência de uma estratégia distinta do grupo LM em relação ao SLM para segurar o objeto na posição inicial, provavelmente deixando o peso da jarra mais apoiado sobre o membro inferior. Essa organização de latência da ativação do bíceps e tríceps também indica que a instabilidade gerada pelo movimento de flexão e extensão da articulação do cotovelo desde o início do movimento, provavelmente não foi percebida como suficiente para causar atividade antecipatória do bíceps no grupo LM e do tríceps nos grupos LM e SLM.

A ativação do músculo tríceps não dominante, detectada apenas no grupo LM, também foi alterada após a intervenção. Embora este músculo mantivesse a característica de ativação após o início do movimento, observou-se uma significativa antecipação do instante de sua ativação (diminuição do tempo de latência), reforçando a relação entre a organização da ativação muscular apresentada e a antecipação do pico de velocidade da flexão do tronco ocorrido no subsistema articular após a intervenção.

Os efeitos da intervenção nas alterações dos instantes de ativação muscular no grupo LM, confirmam a tendência de aproximação de organização da macroestrutura do movimento para os músculos ativado principalmente para estabilizar o tronco e para mover o ombro, entretanto, demonstram diferenças em relação à ativação dos músculos flexores e extensores do cotovelo entre os grupos LM e SLM.

As relações estabelecidas no presente estudo sobre o instante de ativação muscular e os demais componentes do subsistema articular observados na avaliação cinemática, são concordantes com os estudos que demonstraram a influência do controle do tronco na organização do membro superior de pessoas com lesão medular (TUNICK et al., 2003; 2004) e evidenciam que a relação entre os subsistemas muscular e articular na busca deste controle, está sujeita não

apenas às limitações de movimento impostas pela lesão medular, como uma relação estável de causa e efeito, mas, pode ser alterada com o estímulo à variabilidade de parâmetros do movimento. Estes resultados permitem inferir que a intervenção adotada aumentou a oportunidade de pessoas com lesão medular perceberem os recursos que estão disponíveis ao seu organismo, mesmo em momentos considerados mais estáveis sob o ponto de vista das alterações neurofisiológicas da lesão medular, como no caso dos participantes deste estudo.

#### 5.2.2.2 Duração da Ativação Muscular

O efeito da intervenção no grupo LM promoveu uma significativa diminuição da duração da ativação de todos os músculos estudados em C1 e C2, com exceção do tríceps dominante. Na condição C1, esta diminuição do tempo de ativação tornou os grupos SLM e LM estatisticamente equivalentes em relação aos estabilizadores do tronco (extensor cervical e trapézio superior), o abductor do ombro (deltoide médio) e o flexor do ombro (peitoral maior). Para os músculos deltoide anterior e bíceps, embora tenha havido diminuição significativa em relação ao comportamento observado antes e depois do procedimento, esta redução não foi suficiente para conferir equivalência estatística entre os grupos LM e SLM. O único músculo que não alterou significativamente a duração da ativação na condição C1 foi o tríceps não dominante que já apresentava, antes do procedimento, duração menor que a observada no grupo SLM.

Na condição C2, houve diminuição da duração da ativação para todos os músculos estudados tornando os tempos de ativação dos estabilizadores (extensor cervical e trapézio superior), dos flexores do ombro (deltoide anterior, peitoral maior) e do extensor do cotovelo (tríceps dominante) estatisticamente menores que o apresentado no grupo SLM, porém, ainda manteve a duração da ativação do abductor (deltoide médio) e o extensor do cotovelo (tríceps dominante) maior quando comparada ao grupo SLM.

Com base nesses resultados é possível inferir que a intervenção promoveu uma significativa economia do comportamento muscular dos músculos estudados no grupo LM no C1 e C2, entretanto, reafirmou a característica de

manutenção de diferenças na microestrutura da ação entre os grupos LM e SLM, principalmente na condição C2. Diferente do que era esperado, as diferenças entre os grupos na condição C2 produziram uma maior economia da duração da ativação dos estabilizadores do tronco para o grupo LM em relação ao SLM, mesmo com a percepção de maior instabilidade do tronco nesta condição, como foi relatada pelos participantes.

Este dado corrobora a redundância do sistema muscular (GAGNON et al., 2009) e a complexidade das relações entre o sistema muscular e as alterações ocorridas nos outros componentes de micro e macroestrutura já observados na análise cinemática, que provavelmente influenciaram a emergência de um comportamento mais econômico da duração da ativação muscular intragrupo LM em C1 e C2 e intergrupo em C2, após a intervenção.

Newsan et al. (2003) demonstraram a influência da altura da lesão medular cervical na atividade muscular do deltoide anterior, verificando valores maiores para as lesões mais altas. Porém, a significativa diminuição da duração da ativação dos músculos estudados, observada após a intervenção adotada no presente estudo, reafirma que estímulo à variabilidade de parâmetros do movimento pode interferir na reorganização da microestrutura da ação promovendo a emergência de um comportamento mais econômico de duração muscular em ações de transporte de objetos realizada por pessoas com lesão medular. Neste sentido, verifica-se que o comportamento orientado para a maior segurança do sistema, relatado por Gimenez e Manoel (2005) como uma característica de pessoas com deficiência, pode criar novas relações entre os componentes do programa de ação para atingir este estado de segurança, a partir da percepção dos recursos disponíveis ao organismo, o qual pode ser estimulado por meio da prática de exercícios com direcionamento da atenção para variabilidade de parâmetros do movimento.

#### 5.2.2.3 Percentual de Tempo Antes do Pico da Ativação Muscular

Ao avaliar o efeito da intervenção sobre o percentual do tempo antes do pico de ativação dos estabilizadores do tronco (extensor cervical e trapézio) no

grupo LM, foi detectada uma significativa antecipação do pico de ativação dos dois músculos tanto em C1 quanto em C2. Analisando as diferenças entre os grupos, foi possível verificar que no C1, apesar da intervenção ter causado diminuição do percentual do tempo do pico da ativação do trapézio superior, ele ainda ocorreu proporcionalmente depois do tempo apresentado pelo grupo SLM. Já, a antecipação do pico de ativação do extensor cervical tornou o percentual do tempo em que este pico ocorreu significativamente menor que o observado no grupo SLM. No C2, a antecipação dos picos de ativação dos dois estabilizadores do tronco (extensor cervical e trapézio superior) foi suficiente para tornar o comportamento dos grupos SLM e LM estatisticamente equivalente. Estas diferenças de organização entre C1 e C2 reafirmam a característica de redundância do sistema muscular, observada por Koshland, Galloway e Farley (2005) e Gagnon et al. (2009) no comportamento das demais variáveis estudadas.

Ao relacionarmos a semelhança de organização do tempo em que ocorreram os picos de ativação dos estabilizadores do tronco entre os grupos LM e SLM, com o aumento de abdução do ombro ocorrido para direcionar o objeto para longe e para cima (C2), é possível verificar nestas variáveis um conjunto de estratégias dos subsistemas orgânicos para favorecer a estabilidade do tronco na condição C2. Estas alterações podem justificar a diminuição significativa da duração da ativação muscular (ganho de economia) dos músculos estabilizadores do tronco apresentada pelas pessoas com lesão medular na condição C2, a pós a intervenção.

Os resultados do efeito da intervenção no percentual do tempo em que ocorreram os picos de ativação do extensor cervical e do trapézio superior reforçam a ideia que a presença da lesão medular ou, a altura da lesão, podem não ser os únicos fatores responsáveis pela determinação da atividade antecipatória dos estabilizadores do tronco, mas, esta atividade está sujeita à complexidade das relações entre indivíduo, tarefa e ambiente (NEWELL, 1986). Como foi descrito, o conjunto de alterações observadas nos componentes do programa motor depende das interações entre *feedback* e *feedforward* (MARUYAMA, 1963) na utilização dos recursos percebidos como disponíveis ao organismo em contato com o ambiente, estabelecendo uma relação indissociável entre percepção e ação (BARELLA, 1997).

As alterações nos componentes de macro e micro estrutura da ação estudada, verificadas com a prática do procedimento adotado, confirmaram a perspectiva transitória das relações entre estes componentes do programa de ação (TANI, 2005). Dessa forma é possível dizer que a característica do direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros de movimento adotada neste estudo, criou disposição para a alteração do estado de ordem inicial apresentado pelo grupo LM e possibilitou a emergência de um novo estado de organização temporária, na medida em que também não foram encontradas diferenças significativas no comportamento do grupo de pessoas com lesão medular entre os períodos Pós-teste e Retenção nas variáveis estudadas.

Os efeitos da intervenção sobre as variáveis cinemáticas e eletromiográficas indicou que o procedimento adotado foi capaz de provocar um nível de ruído no estado de organização dos componentes de macro e microestrutura do grupo LM, gerando alterações nessas estruturas, de forma que os grupos tornaram-se ainda mais semelhantes na macroestrutura da ação enquanto as diferenças de adaptação na microestrutura da ação continuaram existindo, ainda que os grupos passassem a apresentar comportamentos mais próximos.

A observação destas relações reafirma a possibilidade de explicação da formação de programas de ação a partir de modelos teóricos que admitem a convivência entre consistência e variabilidade (TANI, 2005). De acordo com este autor, a organização motora é influenciada pelas variações disponíveis aos componentes do programa de ação, portanto, o aprendizado de habilidades motoras pode ser facilitado se a pessoa tiver uma rica experiência de variação de parâmetros de movimento. Embora a elaboração de um padrão de motor dependa de restrições sobre seus componentes de micro e macroestrutura, a seleção apropriada de variações dos componentes do programa só é possível com a existência de várias alternativas.

Diante disso, na análise dos efeitos da intervenção sobre os dados deste estudo, é preciso considerar que a lesão medular traumática apresenta como característica principal a perda motora e sensorial de parte do corpo de forma abrupta. Dessa forma, indivíduos adultos que adquirem uma lesão medular traumática passaram todo o período de sua infância e adolescência estabelecendo variações entre os componentes dos seus subsistemas orgânicos

a partir de recursos disponíveis a um organismo sem lesão medular. Além disso, é necessário levar em consideração o contexto físico e psicossocial, próprios da experiência vivida por pessoas com lesão medular. É possível que fatores como a superproteção familiar e a negação do contato da própria pessoa com as alterações do corpo e de seus movimentos influencie diretamente na diminuição do seu repertório motor (ISRAEL; BERTOLDI, 2010), com prováveis implicações para a seleção dos componentes do programa de ação diante deste contexto.

A influência da experiência motora sobre a reorganização de habilidades motoras foi confirmada neste estudo, na medida em que a prática de exercícios gerais de equilíbrio, manipulação e locomoção, com direcionamento da atenção para a variabilidade de velocidade, amplitude e tensão muscular, provocou uma nova seleção dos componentes do programa motor para atender as restrições impostas pelas especificidades da tarefa funcional de transporte do objeto para longe do corpo nas direções frente e cima. O estímulo à variabilidade de parâmetros motores promoveu um salto qualitativo de organização dessas pessoas para realizar a ação estudada com interações mais eficientes sob o ponto de vista funcional como, por exemplo, a diminuição de compensações em extensão da coluna cervical, o aumento dos picos de velocidade linear e angular, o aumento do acoplamento entre o tronco e o braço, o aumento de atividade antecipatória dos estabilizadores do tronco, a economia da atividade muscular e a diminuição do tempo total do movimento.

A importância desses resultados para o processo adaptativo de pessoas com lesão medular está no reconhecimento que o estímulo à funcionalidade motora não se completa com a estabilidade observada, por exemplo, na consistência inicial do desempenho de ações funcionais de membros superiores, considerada um requisito para a avaliação da independência motora dessas pessoas (ALES; CALARIS, 2001). Como se sabe, na perspectiva teórica do paradigma sistêmico, o ganho de complexidade pressupõe que o sistema se afaste do padrão de estabilidade inicial, sendo necessário um estado de prontidão para a mudança no qual exista a coexistência entre ordem e desordem (LASZLO, 1972; BERTALANFFY, 1977). Assim, é possível que a ênfase em práticas fundamentadas em abordagens de aprendizagem motora como um processo que se encerra na estabilidade, desconsidere justamente o potencial de evolução de pessoas com lesão medular para estados mais complexos de organização motora

após o período de formação da estrutura inicial das ações funcionais, com um provável impacto negativo na sua capacidade adaptativa.

A aproximação entre teoria e prática é um grande desafio lançado a todos os profissionais que buscam estimular a independência funcional de pessoas com lesão medular. Mesmo havendo um avanço importante nas abordagens teóricas que fundamentam as intervenções com esta população, na prática, ainda é comum a urgência pela conquista de estabilidade e automatização de ações funcionais, em geral, por meio da repetição de padrões de movimento considerados mais adequados para transferências, mudanças de decúbito, manuseio de cadeira de rodas, locomoção, entre outras. Esta característica de intervenção é importante para formar estruturas destas ações e garantir certo grau de independência funcional inicial a pessoas com lesão medular (RIBERTO et al., 2004; ARES; CASALIS, 2001), entretanto, como afirma Tani (2005), se os componentes de um programa de ação não forem flexibilizados, é possível que haja perda de adaptabilidade, o que pode dificultar a possibilidade da pessoa com lesão medular encontrar soluções para problemas motores.

É sabido da importância do direcionamento da atenção para a solução de problemas nos processos de controle e aprendizagem motora (PELLEGRINI, 2001). Como foi descrito anteriormente, os estudos encontrados com pessoas com distúrbios neurológicos têm enfatizado o papel da atenção como agente de diminuição do erro durante o desempenho de habilidades motoras, por meio do seu direcionamento para fatores críticos da tarefa (CIDADE et al., 1998; MEDINA et al., 2008) e também como consequência do direcionamento do seu foco externo ou interno (LANDERS et al., 2005; WULF; SU, 2007). Com base nesses estudos, alguns autores têm apontado caminhos sobre o uso do direcionamento da atenção em intervenções práticas. Por exemplo, Wulf et al. (2009) indicam que os profissionais que trabalham no processo de aprendizagem motora de pessoas com distúrbios neurológicos, devam utilizar o foco externo de atenção, uma vez que vem sendo demonstrado que o foco interno aumenta fatores de desordem dos movimentos. Entretanto, os resultados do presente estudo, demonstram que o processo de aprendizagem motora também pode ser estimulado com o direcionamento da atenção para fatores de instabilidade e desordem do comportamento, concordando com resultados dos estudos prévios de Bertoldi, Ladewig e Israel (2007) e Bertoldi, Israel e Ladewig (2008). Portanto, o

reconhecimento da convivência entre ordem e desordem na aprendizagem motora (TANI et al., 2004) pode realocar o papel da atenção para um lugar mais flexível de análise, sujeita aos objetivos das diferentes fases do processo de aprendizagem.

Pellegrini (2001) já havia considerado os enfoques distintos do papel da atenção em relação às abordagens da teoria do processamento de informações (limite) e dos sistemas dinâmicos (restrição). Entretanto, a aproximação entre teoria e prática proposta na intervenção adotada neste estudo, sugere que, da mesma maneira como estas teorias vistas de forma isolada não são suficientes para explicar o comportamento motor, a análise do papel da atenção unicamente sob o ponto de vista de uma ou outra teoria, enfatizando aspectos centrais ou periféricos de estabilidade ou instabilidade, pode ceder lugar à tendência integrativa da perspectiva de modelos de nãoequilíbrio de aprendizagem motora (TANI et al., 2004). Dessa forma, é possível que a atenção seja considerada como limite e/ou restrição, na medida em que for entendida como um agente facilitador do ganho de complexidade das relações entre estados transitórios de instabilidade-estabilidade-instabilidade no desenvolvimento da autonomia motora da pessoa com lesão medular.

## 6 CONCLUSÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar os efeitos da prática de exercícios com direcionamento de atenção para variações de parâmetros do movimento na organização do comportamento motor de adultos com lesão medular torácica durante a realização da ação funcional de transportar um objeto para longe do corpo nas direções frente (C1) e cima (C2), comparando-o em função das restrições impostas pelo organismo com lesão medular (LM) e sem lesão medular (SLM), por meio de análise cinemática tridimensional sincronizada com eletromiografia.

Antes da intervenção, a perturbação causada pela tarefa possibilitou a observação de diferenças de organização do movimento entre pessoas com e sem lesão medular, demonstradas na microestrutura da ação, por exemplo, nas diferentes amplitudes da excursão angular, magnitudes dos picos de velocidade angular e linear, nos tempos totais do movimento e nas diferentes durações da atividade muscular, tanto para os movimentos do tronco como do membro superior, nas duas condições experimentais (C1 e C2). Também foi possível observar que a tarefa gerou diferenças de comportamento da macroestrutura dos movimentos, por exemplo, na ordem dos picos de velocidade angular de flexão e rotação do tronco e no retardamento dos picos de ativação muscular dos estabilizadores do tronco (extensor cervical e trapézio superior), porém, manteve similaridades na macroestrutura do movimento do membro superior dominante, observadas na ordem dos picos de velocidade angular de ombro e cotovelo e na ordem dos picos de velocidade linear do punho em C1 e C2.

Analisando os efeitos da intervenção sobre as variáveis estudadas foi possível verificar que o procedimento adotado provocou um nível de perturbação no comportamento do grupo LM que alterou a organização da micro e da macroestrutura da ação. Em relação ao comportamento da macroestrutura, houve a tendência de preservação das similaridades pré-existentes entre os grupos LM e SLM no membro superior dominante e houve a emergência de novas similaridades na reorganização da ordem dos picos de velocidade angular dos movimentos do tronco e na antecipação da ativação muscular, principalmente dos músculos estabilizadores do tronco. No que diz respeito à microestrutura da ação,

embora tenha ocorrido uma tendência de aproximação do comportamento do grupo LM em relação ao SLM, estes grupos permaneceram diferentes na maioria das variáveis como, por exemplo, nas magnitudes dos picos de velocidade angular do tronco e membro superior dominante, nas magnitudes dos picos de velocidade linear do punho, nos tempos totais de movimento e nas durações das ativações musculares, em especial, quando o objeto era transportado para longe e para cima (C2).

Os resultados deste estudo reforçam a noção de que a organização do movimento está sujeita a interação entre *feedback* e *feedforward* na utilização dos recursos percebidos como disponíveis ao organismo em contato com o ambiente e demonstraram que estabilidade inicial de organização do movimento é um estado transitório de ordem, passível de reorganização via instabilidade. Corroboraram também a ideia de que a formação de programas de ação pode combinar aspectos de representação central e periférica do movimento com armazenamento de informações em diferentes níveis de hierarquia, permitindo adaptabilidade funcional, isto é, permitem a convivência entre estabilidade e instabilidade das ações, com tendência da macroestrutura ser orientada para ordem e a microestrutura para a desordem.

No presente estudo foi demonstrado o potencial do direcionamento da atenção para variações de parâmetros de velocidade, amplitude e tensão, durante a prática de exercícios gerais de estabilidade, manipulação e locomoção, como um agente promotor de estados mais complexos de organizações do movimento funcional de membro superior de pessoas com lesão medular. Portanto, é possível concluir que a característica do direcionamento da atenção para a variabilidade de parâmetros de movimento adotada neste estudo, aumentou as possibilidades de variação dos componentes do programa de ação, criou disposição para a alteração do estado de ordem inicialmente apresentado pelo grupo LM e facilitou uma seleção mais apropriada de variações dos componentes do programa da ação estudada, possibilitando a emergência de um novo estado de organização.

Sugere-se que futuros estudos ampliem as análises destes resultados com pessoas com diferentes níveis de lesão medular e com um maior número de sujeitos, aprofundem a discussão sobre a variabilidade relacionada às diferenças intersujeitos e intrasujeitos e analisem os efeitos do direcionamento de atenção

para a variabilidade de parâmetros do movimento com outras estruturas de prática e em relação às restrições de diferentes tarefas funcionais.

Os resultados deste estudo indicaram uma possibilidade de aproximação entre abordagens teóricas que enfatizam o papel da atenção como limite e as que assumem seu papel restritor no comportamento motor humano, assumindo a necessidade de novas aproximações teóricas entre os estudos da atenção e a visão de aprendizagem motora como um processo além da estabilidade. A importância desses resultados está no reconhecimento de que o estímulo ao processo adaptativo do movimento de pessoas com lesão medular não se encerra na diminuição do erro e na formação de padrões iniciais de consistência de ações funcionais. Ao contrário disso, este é um processo dinâmico que pressupõe novos paradigmas de intervenção e a contínua aproximação entre concepções teóricas e práticas para promover uma visão sistêmica de autonomia motora, ainda em construção.

## REFERÊNCIAS

ABERNETHY, B. Attention. In: SINGER R.; MURPHY, M.; TENNANT, L. K. **Handbook of research on Sport Psychology**, New York: McMillan Publ. Co., 1993, p. 127-179.

ADAMS, J. A. A closed-loop theory of motor learning. **Journal of Motor Behavior**, v. 3, n. 2, p.111-150, 1971.

ALONSO, K. C.; MACHADO de AZEVEDO, E. R. F. B.; CACHO, E. W.; VAROTO, R.; CLIQUET JUNIOR, A. Avaliação cinemática da transferência de paraplégicos da cadeira de rodas. **Acta Ortopédica Brasileira**, (on line), v. 19, n. 6; 2011. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-78522011000600005&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522011000600005&lng=en&nrm=iso). Acesso em: 12/05/2012.

ALVES, A. S.; GUEDES, M. H. D.; ALVES, V. L. R. Um estudo sobre satisfação sexual de pessoas portadoras de lesão medular. **Acta Fisiátrica**, v. 6, n.1, 1999.

AMERICAN SPINAL CORD INJURY ASSOCIATION. **International standards for neurologic classification of spinal cord injury**. Chicago: American Spinal Cord Injury Association, 2001.

ANDRADE, M. J.; GONÇALVES, S. Lesão medular traumática: recuperação neurológica e funcional. **Acta Médica Portuguesa**, v.2, n.20, p.401-406, 2007.

ARES, M. J. J.; CASALIS, M. E. P. Avaliação da incapacidade e níveis funcionais. In: GREVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROSFILHO, T. E. P. **Diagnóstico e tratamento da lesão medular espinal**. São Paulo: Roca, 2001.

ASHFORD, D.; BENNET, S.; DAVID, S. K. Observational modeling effects for movement dynamics and movement outcome measures across differing task constraints: a meta-analysis. **Journal of Motor Behavior**, v.38, n.1, p. 185-205, 2006.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE MEDICINA FÍSICA E REABILITAÇÃO. **Projeto Diretrizes. Espasticidade: avaliação clínica**. São Paulo: Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação, 2006.

ATLAN, H. **Entre o cristal e a fumaça**. Rio de Janeiro: Zahar; 1993. N BV

BARAN, Y.; MILLER, A. Auditory feedback control for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. **Journal of Neurological Science**, v. 254, n.1, p.90-94, 2007.

BARELLA, J. A. A perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo do desenvolvimento motor. In: PELLEGRINI, A. M. (Org.). **Coletânea de estudos: comportamento motor I**. São Paulo: Movimento, 1997, p.11-28.

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

BEEKHUIZEN, K. S.; FIELD-FOTE, E. C. Massed practice versus massed practice with stimulation: effects on upper extremity function and cortical plasticity in individuals with incomplete cervical spinal cord injury. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 10, n. 1, p.33-45, 2005.

BENDA, R. N. **Variabilidade de prática e processo adaptativo na aquisição de habilidades motoras**. (Tese de Doutorado) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

BENNET, S. E.; KARNES, J. L. **Neurological disabilities: assessment and treatment**. New York: Lippincott, 1998.

BERNSTEIN, A. N. **The coordination and regulation of movements**. London: Pergamon, 1967.

BERTALANFFY, L. Von. **Problems of life: an evaluation of modern biological thought**. London: John Wiley & Sons, 1952.

BERTALANFFY, L. Von. **Teoria geral de sistemas**. Petrópolis: Vozes, 1977.

BERTHOUSE, L.; LUNGARELLA, M. Motor skill acquisition under environmental perturbations: on the necessity of alternate freezing and freeing degrees of freedom. **Adaptive Behavior**, v. 12, n. 1, p. 47-64, 2004.

BERTOLDI, A. L. S. A formação do bailarino para a dança contemporânea: a arte da diversidade. I Simpósio Internacional de Dança em Cadeira de Rodas, **Anais**, Campinas, Unicamp, v. 1, p. 91-116, 2001.

BERTOLDI, A. L. S.; ISRAEL, V. L.; LADEWIG, I. Efeitos da atenção dirigida para parâmetros da qualidade de movimento na recuperação neurofuncional: relato de caso. **Fisioterapia em Movimento**, v. 2, n. 3, p. 19-25, 2008.

BERTOLDI, A. L. S.; LADWIG, I.; ISRAEL, V. L. Influência da seletividade de atenção no desenvolvimento da percepção corporal de crianças com deficiência motora. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 4, p.19-324, 2007.

\_\_\_\_\_. O papel da atenção na Fisioterapia Neurofuncional. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**, v.18, n.2, p.195-199, 2011.

BOBATH, B.; BOBATH, K. **Desenvolvimento motor nos diferentes tipos de paralisia cerebral**. São Paulo: Manole, 1989.

BOJANIC, D. M.; PETROVACKI-BALJ, B. D.; JORGOVANOVIC, N. D.; ILIC, V. R. Quantification of dynamic EMG patterns during gait in children with cerebral palsy. **Journal of Neuroscience Method**, v.198, n.2, p.325-331, 2011.

BORGES, D. **Aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

BROADBENT, D. E. **Perception and communication**. New York: Pergamon Press, 1958.

BUTLER, E.E.; LADD, A. L.; LOUIE, S. A.; LAMONT, L. E.; WONG, W.; ROSE, J. Three-dimensional kinematics of upper limb during a reach and grasp cycle for children. **Gait Posture**, v.32, n.1, p.72-77, 2010.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.6, p.1023-1035, 2010.

CALANCIE, B.; MOLANO, M. R.; BROTOU, J. G. Neural plasticity as revealed by the natural progression of movement expression- both voluntary and involuntary- in humans after spine cord injury. **Progress in Brain Research**, v. 128, p. 71-88, 2000.

CAPRA, F. **O ponto de mutação**: a ciência, a sociedade e a cultura emergente. São Paulo: Cultrix, 1982.

CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. The changing face of neurological rehabilitation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.10, n.2, p.147-156, 2006.

CIDADE, R. E.; LADEWIG, I.; TAVARES, M. C. G. C. O uso de dicas específicas como estratégia de atenção seletiva em portadores de síndrome de Down. **Revista da Sobama**, v. 4, n. 4, 1999.

CIRSTEA, M. C.; LEVIN, M. F. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**, v. 123, n.5, p. 940-953, 2000.

CHOSHI, K. Aprendizagem motora como um problema mal definido. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, sup. 3, p.16-23, 2000.

COOK, T. D.; CAMPBELL, D. T. **Quasi-experimentation**: design and analysis for field settings. Boston: Houghton Mifflin Company, 1979.

COURT, M. J. L.; BENNETT, S. J.; WILLIAMS, A. M.; DAVIDS, K. Effects of attentional strategies and anxiety constraints on perceptual-motor organization of rhythmical arm movements. **Neuroscience Letters**, v.384, n.1, p.17-22, 2005.

CUSTÓDIO, N. R. O.; CARNEIRO, M. R. Lesão Medular no centro de reabilitação e readaptação Dr. Henrique Santillo (CRER – GO). **Coluna**, v.8, n. 9, p.265-268, 2009.

CUTHMA, C. R. **O uso de dicas específicas na melhora da atenção seletiva em crianças**. (Monografia) – Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 1999.

DECETY, J.; GREZES, J. Neural mechanisms subserving the perception of human actions. **Trends Cognition Science**, v. 3, n. 5, p.172-178, 1999.

DESROCHES, G.; DUMAS, R.; PRADON, D.; VASLIN, P.; LEPOUTRE, F. X.; CHÈZE, L. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 4, p. 299-306, 2010.

DEAN, C.; SHEPHERD, R.; ADAMS, R. Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. **Gait Posture**, v.10, n.1, p.135-146, 1999.

DELFINO, A.; HELTON, L. A. Trauma raquimedular. **Medicina**, v.32, n.1, p. 388-400, 2000.

De LUCA, C. J.; MERLETTI, R. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg electroencephalogram. **Clinical Neurophysiology**, Chicago, v.69, n.1, p.568-75, 1988.

DIETZ, V. Spastic Movement Disorder. **Spinal Cord**, v.38, p.389-393, 2000.

Di FABIO, R. P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. **Physical Therapy**, v.67, n.1, p.43-48, 1987.

DO, M. C.; BOUISSET, S.; MOYNOT, C. Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task? **Ergonomics**, v.28, n.2, p. 1363-1375, 1985.

DUBOWSKY, S. R.; SISTO, S. A.; LANGRANA, N. A. Comparison of kinematics, kinetics and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: an integrative approach. **Journal of Biomechanics and Engineering**, v.131, n. 2, p.210-215, 2009.

DUMONT, R. J.; OKONKWO, D. O.; VERMA, S.; HURLBERT, R. J.; BOULOS, P.T.; ELLEGALA, D. B.; DUMONT, A. S. Acute spinal cord injury, part I: pathophysiologic mechanisms. **Clinical Neuropharmacology**, v.24, n.5, p.254-264, 2001.

EDWARDS, S. **Fisioterapia neurológica: uma abordagem centrada na solução de problemas**. Porto Alegre: Artmed, 1999.

EVERSHEIM, U.; BOCK, O. The role of precues in the preparation of motor responses in humans. **Journal of Motor Behavior**, v. 34, n. 3, p. 271-276, 2002.

FASOLI, S. E.; TROMBLY, C.A.; TICLE-DEGNED, L.; NERFAELLIE, M. H. Effect of instructions on functional reach in persons with and without cerebrovascular

accident. **American Journal of Occupational Therapy**, v.56, n. 4, p.380-390, 2002.

FERNANDES, C. **O corpo em movimento**: o sistema Laban/Bartenieff na formação e pesquisa em artes cênicas. 2 ed. São Paulo: Annablume, 2006.

FORD, D. H.; LERNER, R. M. **Developmental systems theory**: an introduction approach. Newbury Park CA: Sage, 1992.

GAGNON, D.; NADEAU, S.; NOREAU, L.; ENG, J. J.; GRAVEL, D. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. **Clinical Biomechanics**, v.23, n.3, p.279-290, 2008.

GAGNON, D.; KOONTZ, A. M.; BRINDLE, E.; BONINGER, M. L.; COOPER, R. A. Does upper-limb muscular demand differ between preferred and non preferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury? **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 46, n.9, p. 1099-2108, 2009.

GALLAGHER, J. G. Critical cues: can they really help me teach children? **Teaching Elementary Physical Education**, v.6, n.1, p.15-16, 1995.

GAUTHIER, L. V. Remodeling the brain: plastic structural brain changes produced by different motor therapies after stroke. **Stroke**, v. 39, n. 5, p. 1520-1525, 2008.

GERA, G.; FREITAS, S. M. S. F.; LATASH, M. L.; MONAHAN, K.; SCHONER, G.; SCHOLZ, J. P. Motor abundance contributes to resolving multiple kinematic task constrains. **Motor Control**, v. 14, n.1, p.83-115, 2010.

GIBSON, J. J. **The ecological approach to visual perception**. Boston: Houghton Mifflin, 1979.

GIANINI, P. E. S.; CHAMLIAN, T. R.; ARAKAKI, J. C. Dor no Ombro em Pacientes com Lesão Medular. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.14, n.1, 2006.

GIMENEZ, R.; MANOEL, E. J. Comportamento Motor e Deficiência: considerações para a pesquisa e intervenção. In: TANI, G. (Org.). **Comportamento motor**: aprendizagem e desenvolvimento. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005, p. 315-327.

GLEICK, J. **Caos**: a criação de uma nova ciência. Rio de Janeiro: Campus, 1990.

GORDON, J. Assumptions underlying physical therapy interventions: theoretical and historical perspectives. In: CARR, J. H.; SHEPHERD, R. B. **Movement Science Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation**. 2. ed. Gaithersburg: Aspen, 2000. p.1-31.

HEBB, D. O. **The organization of Behavior**: a neuropsychological theory. New York: Wiley & Sons Inc., 1949.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.5, p.361-374, 2000.

HIBBS, A. E.; THOMPSON, K. G.; FRENCH, D. N.; HODGSON, D.; SPEARS, I. R. Peak and average rectified EMG measures: which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.1, p.102-111, 2011.

HORGAN, J. **O Fim da Ciência**: uma discussão sobre os limites do conhecimento científico. São Paulo: Companhia das Letras, 1998.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.1, p. 1-12, .2011.

ISRAEL, V. L. **Hidroterapia**: um programa de ensino para desenvolver habilidades motoras aquáticas do lesado medular em piscina térmica. (Tese de Doutorado) – Departamento de Educação, UFSCAR, São Carlos, 2000.

ISRAEL, V. L.; BERTOLDI, A. L. S. **Deficiência físico motora**: interface entre educação especial e repertório funcional. Curitiba: Ibepe, 2010.

IVANERO, Y. P.; POPPELE, R. E.; LACQUANITI, F. Distributed neural networks for controlling human locomotion: lessons from normal and SCI subjects. **Brain Research Bulletin**, v. 78, n. 1, p. 13- 21, 2009.

JASON, V.; WULF, G.; McNAVIN, N.; MERCER, J.; TOLLNER, T. EMG Activity as a Function of the Performer's Focus of Attention. **Journal of Motor Behavior**, v.36, n.4, p.450-459, 2004.

JANELLE, C. M.; CHAPENOY, J. D.; COOMBES, S. A; MOUSSEAU, M. B. Mechanics of attentional cueing during observational learning to facilitate motor skills acquisition. **Journal of Sports Science**, v.21, n.10, p.825-838, 2003.

JENSEN, M. P.; HOFFMAN, A. J.; CARDENAS, D.D. Chronic pain in individuals with spinal cord injury: a survey and longitudinal study. **Spinal Cord**, v. 43, n.12, p. 704-712, 2005.

KAHNEMAN, D. **Attention and effort**. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1973.

KAMINSKI T. R.; BOCK, C.; GENTILE, A. M. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. **Experimental Brain Research**, v.106, n.3, p.457-466, 1995.

KEELE, S. W. Movement control in skilled motor performance. **Psychological Bulletin**, v. 70, n.6, p.387-403,1968.

\_\_\_\_\_. **Attention and human performance**. Pacific Palisades: Goodyear, 1973.

KELSO, J. A. S. **Dynamic patterns**: the self-organization of brain and behavior. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 1995.

KELSO, J. A. S.; HAKEN, H. Novas leis antecipáveis no organismo: a sinérgica do cérebro e do comportamento. In: MURPHY, M. P.; O'NEILL, L. A. J. **O que é vida? 50 anos depois**: especulações sobre o futuro da biologia. São Paulo: Editora da UNESP, 1997.

KELSO, J. A. S.; HOLT, K. J.; KUGLER, P.N.; TURVEY, M. T. On the concept of coordinative structure as dissipative structures: II empirical lines of convergence. In: STELMAS, G. E.; REQUIN, J. **Tutorials in motor behavior**. Amsterdam: North Holland, 1980, p.168-172.

KELSO, J. A. S; ZANONE, P. G. The coordination dynamics of learning and transfer across different effector systems. **Journal of Experimental Psychology**, v. 28, n. 4, p. 776-797, 2002.

KNIKOU, M. Neural coupling between the upper and lower limbs in humans. **Neuroscience Letters**, v.416, n.2, p.138-143, 2007.

KLAPP, S. T.; JAGACINSK, R. J. Gestalt principles in the control of motor action. **Psychology Bulletin**, v.137, n.3, p.443-462, 2011.

KONTAXIS, A.; CUTTI, A. G.; JOHNSON, G. R.; VEEGER, H. E. J. A framework for the definition for measuring upper-extremity kinematics. **Clinical Biomechanics**, v. 24, p.246-253, 2009.

KOSHLAND, G. F.; GALLOWAY, J. C.; FARLEY, B. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. **Explain Brain Research**, v.164, n. 2, p.133-147, 2005.

KUGLER, P. N.; KELSO, J. A. S.; TURVEY, M. T. On coordination and control in naturally developing systems. In: KELSO, J. A. S.; CLARK, J. E. **The development of movement control and coordination**. New York: Wiley, 1982.

KUHN, T. S. **The structure of scientific revolutions**. Chicago: Chicago Press, 1970.

LABAN, R. **O Domínio do movimento**. 3ed. São Paulo: Summus, 1978.

LABAN, R.; LAWRENCE, F. C. **Effort**. London: MacDonald and Evans, 1947.

LADEWIG, I. **Use of task specific cues and manipulation of environmental distractors to enhance children's selective attention**. (Tese de Doutorado) – Universidade de Pittsburg, 1994.

\_\_\_\_\_. A importância da atenção na aprendizagem de habilidades motoras. **Revista Paulista de Educação Física**, v.14, sup. 3, p.62-71, 2000.

LADEWIG, I.; CAÇOLA, P. M.; YAMAGUCHI, A.; MEDINA, J. Comparação entre o uso de dicas de aprendizagem no ensino de habilidades esportivo-motoras e no ensino de habilidades cognitivo-motoras. In: I Congresso Internacional de Pedagogia do Esporte. **Anais**. (on line). Maringá, 2005.

LADEWIG, I.; CAMPOS, W.; GALLAGHER, J. D. Das teorias de atenção às estratégias de atenção seletiva: uma revisão bibliográfica. **Revista Synopsis do Departamento de Educação Física da UFPR**, v. 7, ano VII, p. 81-94, Curitiba, 1996.

LADEWIG, I.; CIDADE, R. E.; LADEWIG, M. Dicas de aprendizagem visando aprimorar a atenção seletiva em crianças. In: TEIXEIRA, L. A. **Avanços em Comportamento Motor**. São Paulo: Movimento, 2001, p.166-197.

LADEWIG, I.; CUTHMA, C. R.; MARTINS, D. F. O uso de dicas como facilitador da aprendizagem em crianças. In: Evento de Iniciação Científica da UFPR – EVINCI 7. **Anais**. Curitiba: UFPR, 1999. p. 22.

LADEWIG, I.; CUTHMA, C. R.; MARTINS, D. F.; GALLAGHER, J. D. Attention instructors! Use cues to improve your student's selective attention. In: NASPSPA Conference. **Anais**. Journal of Sport & Exercise Psychology, v. 22, San Diego, 2000, p. S 63.

LADEWIG, I.; GALLAGHER, J. D. Cue use to enhance selective attention. In: Conferência Anual da AAHPERD. **Anais**. Research Quarterly for Exercise and Sport, v.65, Denver, 1994, p. S 64.

LADEWIG, I.; GALLAGHER, J. D.; CAMPOS W. A utilização de “dicas específicas” como facilitador do aprendizado em crianças. **Revista Synopsis do Departamento de Educação Física da UFPR**, v. 6, ano VI, p. 50-53, Curitiba, 1995.

LAFFONT, I.; BRIAND, E.; DIZIEN, O.; COMBEAUD, M.; BUSSEL, B.; REVOL, M.; ROBY-BRAMI, A. Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. **Spinal Cord**, v. 38, n.6, p.354-362, 2000.

LAMB, W. Posture and gesture: an introduction to the study of physical behavior. London: Gerald Deick Worth, 1965.

LANCE, J. W. Symposium synopsis. In: FELDMAN, R. G.; YOUNG, R. R.; KOELLA, W. P. **Spasticity**: disordered motor control. Year Book Publ. Chicago, 1980, p. 85-495.

LANDERS, M.; WULF, G.; WALLMANN, H.; GUADAGNOLI, M. An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with Parkinson's disease who have a fall history. **Physiotherapy**, v.91, n.3, p.152-158, 2005.

LASZLO, E. **Introduction to systems philosophy**. New York: Harper Torch Books, 1972.

LEVIN, M. F. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. **Brain**, v. 119, n. 1, p. 281-293, 1996.

LEVIN, M. F.; MICHAELSEN, S. M.; CIRSTEA, C. M.; ROBY-BRAMI, A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. **Experimental Brain Research**, v.143, n.2, p.171-180,2002.

LEWIN, R. **Complexidade**: a vida no limite do caos. Rio de Janeiro: Rocco, 1994.

LI, T.; YORKE, J. A. Period three implies chaos. **The American Mathematical Monthly**, v.82, n.10, p.985-992, 1975.

LIEPERT, J.; UHDE, I.; GRAF, S. Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: a preliminary study. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v.248, n.4, p.315-321, 2001.

LIN, K. C.; WU, C. Y.; WEI T, H.; LEE, C. Y.; LIU, J. S. Effects of modified constraint-induced movement therapy on reach-to-grasp movements and functional performance after chronic stroke: a randomized controlled study. **Clinical Rehabilitation**, v.21, n.12, p.1075-86, 2007.

LORENZ, K. **A essência do caos**. Brasília: Editora da UnB, 1996.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n.9, p.879-885, 2010.

MADDOX, J. **O que falta descobrir**: explorando os segredos do universo, as origens da vida e o futuro da espécie humana. Rio de Janeiro: Campus, 1999.

MAGILL, R. A. **Motor learning**: concepts and applications. Iowa: Brown Publishers, 1989.

MANOEL, E. J. **Adaptative control and variability in the development of skilled actions**. (Doctoral Dissertation)– Sheffield, Department of Psychology of University of Sheffield, 1993.

MANOEL, E. J.; CONNOLLY, K. J. Variability and the development of skilled actions. **International Journal of Psychophysiology**. v.19, 1995, p.129-147.

MAROTTA, J. T. Traumatismo raquimedular. In: ROWLAND, L. P. **Tratado de neurologia**. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997, p.35-47.

MASSER, L. S. Critical cues help first-grade students' achievement in handstands and forward rolls. **Journal of Teaching Physical Education**, v.12, p. 302-312, 1993.

MARUYAMA, M. The second cybernetics: deviation-amplifying mutual causal processes. **American Scientist**, v. 51, p.164-179, 1963.

MCNEVIN, N.H.; WULF, G.; CARLSON, C. Effects of attentional focus, self-control, and dyad training on motor learning: implications for physical therapy. **Physical Therapy**, v.80, n.4, p.373-385, 2000.

MENESES, M. S. **Neuroanatomia aplicada**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

MEDINA, J.; MARQUES, I.; LADEWIG, I.; RODACKI, A. F. O efeito de dicas de aprendizagem na aquisição do rolamento peixe por crianças com TDC. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v.29, n.2, p. 247-254, 2008.

MELANDRA, A. G.; KAWAMURA, C. K.; FREITAS, C. D.; LUCARELI, P. R. G.; PINHEIRO, P. O. Laboratório de marcha. In: BORGES, D.; MORA, E. W.; LIMA, E.; CAMPOS e SILVA, P. A. (Org.). **Fisioterapia: aspectos clínicos e práticos da reabilitação**. São Paulo: Artes Médicas, 2007, p. 615-640.

MERCER, J. L.; BONINGER, M.; KOONTZ, A.; REN, D.; DYSON-HUDSON, T.; COOPER, R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 8, p.781-789, 2006.

MICHAELS, C.F.; WITHAGEN, R.; JACOBS, D. M.; ZAAL, T. J. M.; BONERS, R. M. Information, perception and action: a reply to commentators. **Biological Psychology**, v.13, n.3, p.227-244, 2001.

MICHAELSEN, S.M.; LEVIN, M.F. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. **Stroke**, v. 35, n.8, p.1914-1919, 2004.

MILLER, G. A. **Living systems**. New York: McGraw-Hill, 1978.

MOLINARI, M. Plasticity properties of CPG circuits en humans: impact on gait recovery. **Brain Research Boulettin**, v. 78, n. 1, p. 22-25, 2009.

MOMMENSOHN, M.; PETRELLA, P. **Reflexões sobre Laban, o mestre do movimento**. São Paulo: Summus, 2006.

MORAES, J. T. C. B. Instrumentação para análise da biodinâmica do movimento. In: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. I. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação da Liberdade; Escola de Educação Física da USP, 2000, p.15-44.

MORAES, J. L.; XIMENES, R. C.; PASSOS, M. P.; SOUGEY, E. B. **Validação da versão brasileira do questionário de autoavaliação da escala de Hamilton para depressão (QAEH-D)**. (Tese de Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2008.

MORIN, E. **Introdução ao Pensamento Complexo**. Lisboa: Instituto Piaget; 1990.

MORIN, E.; LE MOIGNE, J. L. **A Inteligência da Complexidade**. São Paulo: Petrópolis, 2000.

MOURA, D. K. R. **O uso de dicas de aprendizagem no ensino de habilidades da dança moderna**. (Dissertação de Mestrado), Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Paraná, UFPR, 2006.

MURGIA, A.; KYBERD, P; BARNHILL, T. The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper extremities during activities of daily living. **Gait Posture**, v. 31, p. 300-3006, 2010.

MURPHY, M. A.; SUNNERHAGEN, K. S.; JOHNELS, B.; WILLEN, C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v.3, n.18, p.13-22, 2006.

NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: WHITING, H. T. A. **Motor development in children: aspects of co-ordination and control**. Dordrecht: Martinus Nijhof, 1986, p. 341-360, 1986.

NEWELL, K. M. Change in motor learning: a coordination and control perspective. **Motriz**, v. 9, n. 1, p. 1-6, 2003.

NEWELL, K. M.; BRODERICK, M. P.; DEUTSCH, K. M.; SLIFKIN, A. B. Task goals and change in dynamic degrees of freedom with motor learning. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, v.29, n.2, p.379-387, 2003.

NEWSAM, C. J.; LEE, A. D.; MULROY, S. J.; PERRY, J. Shoulder EMG during depression raise in men with spinal cord injury: the influence of lesion level. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 26, p. 59-64, 2003.

NORMAN, D. A. **Memory and attention**: an introduction to human information processing. New York: Wiley, 1969.

OLGIVIE, C.; BOWKER, P.; ROWLEY, D. I. The physiological benefits of paraplegic orthotically aided walking. **Paraplegia**, v. 31, n. 2, p. 111-115, 1993.

O'SULLIVAN, S. J.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia**: avaliação e tratamento. 2. ed. Barueri: Manole, 2004.

PANDY, G.; YU, J.; MARCUS, D. A. C. Shoulder muscle function depends on elbow joint position: an illustration of dynamic coupling in the upper limb. **Journal of Biomechanics**, v.44, n.10, p.1859-1868, 2011.

PASSETO, S. C.; ARAÚJO, P. F.; CORRÊA, U. C. Efeitos de dicas visuais na aprendizagem do nado crawl para alunos surdos. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v. 6, n. 3, p.281-293, 2006.

PELLEGRINI, A. M. Revisitando a atenção. In: TEIXEIRA, L. A. **Avanços em Comportamento Motor**, São Paulo: Movimento, 2001, p.147-65.

PEIXOTO, B. O. Lesão medular: estudo do potencial evocado como recurso prognóstico e comparação entre o tratamento de estimulação elétrica neuromuscular e fisioterapia convencional. **Fisioterapia Brasil**, v.4, p.17-24, 2003.

PIGEON, P.; YAHIA, L. H.; MITNITSKI, A. B.; FELDMAN, A. G. Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk

with and without visual feedback. **Experimental Brain Research**, v.131, p.336-349, 2000.

POPOVIC, M.; POPOVIC, D. A new approach to reaching control for quadriplegic patients. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.4, p.242-253, 1994.

PRIGOGINE, I. **O fim das certezas**: tempo, caos e as leis da natureza. São Paulo: Editora da UNESP, 1996.

PRIGOGINE, I; STENGERS, I. **A nova aliança**: metamorfose da ciência. Brasília: Editora da UnB, 1984.

RANGEL, L. **Os temas de movimento de Rudolf Laban (I,II,III,IV,V,VI,VII,VIII)**: modos de aplicação e referências. São Paulo: Annablume, 2008.

RAND, M. K.;VAN GEMMERT, A. W. A.; HOSSAIN, A. B. M. I.; STIMANSKY, Y. P.; STEIMACH, G. E. Control of aperture closure initiation during trunk assisted reach-to-grasp movements. **Experimental Brain Research**, v. 219, n. 2, p. 293-304, 2012.

REFT, J.; HASAN, Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effects of external trunk support. **Spinal Cord**, v.40, n.1, p. 186-191, 2002.

REYES-GUZMÁN, A.; GIL-AGUDO, A., PEÑASCO-MARTÍN, B.;SOLÍS-MOZOS, M.; AMA-ESPINOSA, A.; PÉREZ-RIZO, H. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation** (online). v.7, n. 41, 2010. Disponível em:<<http://www.jneuroendreab.com/content/7/1/41>>. Acesso em: 13/07/2011.

RIBERTO, M.; MIYAZAKI, M. H.; JUCA, S. S. H.; SAKAMOTO, H.; PINTO, P. P. N.; BATTISTELLA, L. R. Validação da versão brasileira da Medida de Independência Funcional. **Acta Fisiátrica**, v.11, n.2, p. 72-76, 2004.

RICKEN, A. X. C. **Reaching a solution**: coordination of interceptive actions in children with Spastic Hemiparetic Cerebral Palsy. (Doctoral Dissertation), Manchester Metropolitan University. Amsterdam, Vrije Universiteit, 2005.

RICKEN, A. X. C.; SAVELSBERGH, G. J. P.; BENNETT, S. J. Coordinating degrees of freedom during interceptive actions in children. **Experimental Brain Research**, v.156, p. 415-421, 2004.

RIFKIN, J. **Entropy**. New York: Viking, 1980.

RODIS-LEWIS, G. Limitations of the mechanical model in the cartesian conception of the organism. In: HOOKER, M. **Descartes**. Baltimore: Johns Hopkins University Press, 1978.

RODRIGUES, D. ; HERRERA, G. Recursos fisioterapêuticos na prevenção da perda da densidade mineral óssea com lesão medular. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 12, n. 3, p.35-46, 2004.

ROSS, A. O. **Psychological aspects of learning disabilities and reading disorders**. New York: McGraw-Hill, 1976.

SALBACH, N. M.; MAYO, N. E.; WOOD-DAUPHINEE, S. A task-oriented intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v.18, n.5, p.509-518, 2004.

SAVELSBERGH, G. J. P.; DAVIDS, K.; VAN DER KAMP, J.; BENNETT, S. J. **Development of movement co-ordination in children**. London: Routledge, 2003.

SAVELSBERGH, G. J. P.; ROSENGREN, K.; VAN DER KAMP, J.; VERHEUL, M. Catching action development. In: SAVELSBERGH, G. J. P.; DAVIDS, K.; VAN DER KAMP, J.; BENNETT, S. J. **Development of movement co-ordination in children**. London: Routledge, 2003, p. 191-212.

SAVELSBERGH, G. J. P.; VAN DER KAMP, J. Information in learning to co-ordinate and control movements: is there a need for specificity of practice? **International Journal of Sport Psychology**, v.31, p.1-18, 2000.

SARAIVA, R. A.; PIVA JÚNIOR, L.; PAZ JÚNIOR, A. C.; PACHECO, M. A. R. As Bases Fisiopatológicas para a Anestesia no Paciente com Lesão Medular. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 45, n. 6, p.387-398, 1995.

SCHAEFER, S. Y.; DEJONG, S. L.; CHERRY, K. M.; LANG, C. E. Grip type and task goal modify reach-to-grasp performance in post-stroke hemiparesis. **Motor Control**, v. 16, n.2, p.245-264, 2012.

SCHMIDT, R. A. A schema theory of discrete motor skill learning. **Psychological Review**, v. 82, p.225-260, 1975.

\_\_\_\_\_. **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. Champaign: Human Kinetics, 1988.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. Attention and performance. In: SCHMIDT, R. A. **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. Champaign: Human Kinetics, 1999, p. 61-91.

SCHMIDT, R. A.; WRISBERG, C. A. **Aprendizagem e performance motora: uma abordagem da aprendizagem baseada no problema**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

SCHNEIDER, E. D.; KAY, J. J. Ordem a partir da desordem: a termodinâmica da complexidade biológica. In: MURPHY, M. P.; O'NEILL, L. A. J. **O que é vida? 50 anos depois: especulações sobre o futuro da biologia**. São Paulo: Editora da UNESP, 1997.

SCOTT, S. H. A multi-level approach to understanding upper limb function. **Brain Research**, v. 165, n.1, p.347-62, 2007.

SHIFFRIN, R. M.; SCHNEIDER W. Controlled and automatic human information processing II: perceptual learning, automatic attending, and a general theory. **Psychological Review**, v. 84, p. 127-190, 1977.

SILVA, D. C. O.; SILVA, Z.; SOUSA, G. C. S.; SILVA, L. F. G.; MARQUES, K. V.; SOARES, A. B.; CERQUEIRA, E. P.; LIBERTI, E. A.; BÉZIN, F. Electromyographic evaluation of upper limb muscles involved in arm wrestling sport simulation during dynamic and static conditions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n.16, p. 448-57, 2009.

STEENBERGEN, B. **The planning and co-ordination of prehension movements in spastic hemiparesis**. Nijmegen : Katholieke Universiteit Nijmegen, 2000.

STEENBERGEN, B.; HULSTIJN, W.; LEMMENS, I. H. L.; MEULENBROEK, R. G. J. The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis. **Human Movement Science**, v. 19, n.1, p. 75-105, 2000.

STEENBERGEN, B.; MARTENIUK, R. G.; KALBFLEISCH, L. E. Achieving coordination in prehension: joint freezing and postural contributions. **Journal of Motor Behavior**, v. 27, n.4, p. 333-348, 1995.

STEENBERGEN, B.; MEULENBROEK, R. G. J.; ROSENBAUM, D. A. Constraints on grip selection in hemiparetic Cerebral Palsy: effects of lesional side, end-point accuracy, and context. **Cognitive Brain Research**, v. 19, p.145-159, 2004.

STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. São Paulo: Premier, 2000.

TANI, G. **Variabilidade de resposta e processo adaptativo em aprendizagem motora**. (Tese de Livre Docência), Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989.

\_\_\_\_\_. Processo adaptativo: uma concepção de aprendizagem motora além da estabilização. In: TANI, G. (Org.). **Comportamento motor: aprendizagem e desenvolvimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005, p.60-70.

TANI, G.; CORRÊA, U. C.; BENDA, R. N.; MANOEL, E. J. O paradigma sistêmico e o estudo do comportamento motor humano. In: TANI, G. (Org.). **Comportamento motor: aprendizagem e desenvolvimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005, p. 45-59.

TANI, G.; FREUDENHEIM, A. M.; MEIRA JÚNIOR, C. M.; CORREA, U. C. Aprendizagem Motora: tendências, perspectivas e problemas de investigação. **Revista Paulista de Educação Física**, v.18, n. esp. p.55-72, 2004.

THELEN, D. G.; MURIUKI, M.; JAMES, J.; SCHULTZ, A.B.; ASHTON-MILLER, J. A.; ALEXANDER, N. B. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.2, p. 93-101, 2000.

THELEN, E.; FISHER, D. M. An explanation for a 'disappearing' reflex. **Developmental Psychology**, v.18, p. 760-775, 1992.

TOTSIKA, V.; WULF, G. The influence of external focus of attention in transfer to novel situations and skills. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.74, p. 220-225; 2003.

TREISMAN, A. Selective attention in man. **British Medical Bulletin**, v.20, p. 12-16, 1964.

TUNIK, E.; POIZNER, S.; ADAMOVICH, S. V.; LEVIN, M. F.; FELDMAN, A. G. Deficits in adaptive upper limb control in response to trunk perturbations in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**, v. 159, n. 1, p.23-32, 2004.

TUNIK, E.; POIZNER, S.; LEVIN, M. F.; ADAMOVICH, S. V.; MASSIER, J.; LAMARRE, Y.; FELDMAN, A. Arm-trunk coordination in the absence of proprioception. **Experimental Brain Research**, v. 153, n.3, p.343-355, 2003.

TURVEY, M. T. Coordination. **American Psychologist**, v.45, p.938-953, 1990.

TURVEY, M. T. Preliminaries to theory of action with reference to vision. In: SHAW, R.; BRANDFORD, J. **Perceiving, acting and knowing: toward an ecological psychology**. Hillsdale, New Jersey: Laurence Erlbaum, 1977.

TYLER, A. E.; HASAN, Z. Qualitative discrepancies between trunk muscle activity and dynamic postural requirements at the initiation of reaching movements performed while sitting. **Experimental Brain Research**, v.107, p. 87-95, 1995.

UGRINOWITSCH, H. **Efeito do nível de estabilização do desempenho e do tipo de perturbação no processo adaptativo em aprendizagem motora**. (Tese de Doutorado), Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

UGRINOWITSCH, H.; CORRÊA, U. C.; TANI, G. Perturbação perceptiva e processo adaptativo na aprendizagem de uma tarefa de timing coincidente. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.19, n.4, p.277-284, 2005.

UMPHRED, D. **Reabilitação neurológica**. 4.ed. Barueri: Mano Le, 2004.

UMPHRED, D.; CARLSON, C. **Reabilitação neurológica prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

VAN DEN BERG, M. E.; CASTELLOTE, J. M.; MAHILLO-FERNANDEZ, I.; DE PEDRO-CUESTA, J. Incidence of spinal cord injury worldwide: a systematic review. **Journal of Neuroepidemiology**, v. 34, n. 3, p. 184-92, 2010.

VAN DER BERGHE, A.; LEVIN, O.; SCHUTTER, J.; SWINNEN, S.; JONKERS I. Three-dimensional reaching tasks: effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity. **Gait Posture**, v. 32, n.4, p.500-5007, 2010.

VAN DER WEEL, F. R.; VAN DER MEER, A. L. H.; LEE, D. N. Measuring dysfunction of basic movement control in Cerebral Palsy. **Human Movement Science**, v.15, n.2, p. 253-283, 1996.

VAN THIEL, E.; STEENBERGEN, B. Shoulder and hand displacements during hitting, reaching, and grasping movements in hemiparetic cerebral palsy. **Motor Control**, v.2, p.166-182, 2001.

VEREIJKEN, B.; VAN EMMERIK, R. E. A.; WHITING, H. T. A.; NEWELL, K. M. Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. **Journal of Motor Behavior**, v.24, n.1, p. 133-142, 1992.

VETTE, A. H.; YOUSHIDA, T.; THRASHER, T. A.; MANSANI, K.; POPVIC, M. R. A Complete non-lumped and verifiable set of upper body segment parameters for three dimensional dynamic modeling. **Medical, Engineering and Physics**, v.33, n.1, p.70-79, 2011.

VIEIRA, J. A. **Teoria do conhecimento e arte**: formas de conhecimento – arte e ciência, uma visão a partir da complexidade. Fortaleza: Expressão Gráfica, 2006.

VON TSCHARNER, V.; BJOERN ESKOFIER, B.; FEDEROLF, P. Removal of the electrocardiogram signal from surface EMG recordings using non-linearly scaled wavelets. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.4, p.683-688, 2011.

VON FOSTER, H. On self-organizing systems and their environments. In: YOVITS, M. C.; CAMERON, S. **Self-organizing systems**. Oxford: Pergamon Press, 1960.

WEISS, P. **Within the gates of science and beyond**. New York: Hafner, 1971.

WELFORD, A. T. The psychological refractory period and the timing of high speed performance – a review and a theory. **British Journal of Psychology**, v. 43, n. 2, p.2-19, 1952.

WIENER, N. **Cibernética e sociedade: o uso humano de seres humanos**. São Paulo: Cultrix; 1984.

WINTHER, K .T.; THOMAS, J. R. Developmental differences on children's labeling of movement. **Journal of Motor Behavior**, v.13, n.2, p.77-90, 1991.

WU, C.; TROMBLY, C. A.; LIN, K. A kinematic study of contextual effects on reaching performance in persons with and without stroke: influences of object availability. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, n.1, p.95-101, 2000.

WULF, G.; SU, J. An External Focus of Attention Enhances Golf Shot Accuracy in Beginners and Experts. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 78, n. 4, p.384-389, 2007.

WULF, G.; HOB, M.; PRINZ, W. Instructions for motor learning: differential effects of internal versus external focus of attention. **Journal of Motor Behavior**, v.30, n.2, p.169-179, 1998.

WULF, G.; LANDERS, M.; LEWTHWAITE, R.; TOLLNER, T. External focus instructions reduce postural instability in individuals with Parkinson disease. **Physical Therapy**, v. 89, n.2, p.162-168, 2009.

WULF, G.; SHEA, C.; PARK, J. H. Attention and motor performance: preferences for and advantages of an external focus. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.72, n.4, p.335-344, 2001.

YAMAGUCHI, A. Y. S. **O efeito das dicas no rebater para crianças com características de déficit de atenção**. (Dissertação de Mestrado), Departamento de Educação Física. Universidade Federal do Paraná, UFPR, 2007.

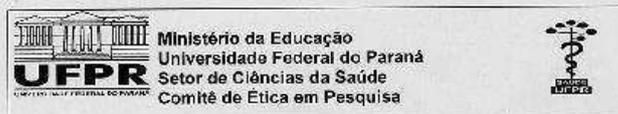
YANG, J. F.; WINTER, D. A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 65, n.1, p.517-21, 1984.

\_\_\_\_\_. Electromyographic reliability in maximal and submaximal isometric contractions. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.64, n.1-2, p.417–20, 1983.

ZACHRY, T.; WULF, G.;MERCER, J.; BEZODIS, N. Increased movement accuracy and reduced EMG activity as the result of adopting an external focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v. 67, n. 2, p.304-309, 2005.

**ANEXOS**

## ANEXO I

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO SETOR DE CIÊNCIAS  
DA SAÚDE DA UFPR.

Curitiba, 25 de novembro de 2009.

Ilmo (a) Sr. (a)  
**Andrea Lúcia Serio Bertoldi**

**Nesta**

Prezado(a) Pesquisador(a),

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "Efeitos da seletividade de atenção para parâmetros do movimento no comportamento motor de pessoas com deficiência física" está de acordo com as normas éticas estabelecidas pela Resolução CNS 196/96, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR, em reunião realizada no dia 28 de outubro de 2009 e apresentou pendência(s). Pendência(s) apresentada(s), documento(s) analisado(s) e projeto aprovado em 25 de novembro de 2009.

Registro CEP/SD: 826.161.09.10      CAAE: 0078.091.000-09

Conforme a Resolução CNS 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do relatório final ou parcial: 25/05/2010.

Atenciosamente

  
**Prof. Dr. Lillian Maria Labronci**  
Coordenadora do Comitê de Ética em  
Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde

Prof. Dra. Lillian Maria Labronci  
Coordenadora do Comitê de Ética  
em Pesquisa - S94UFPR

Rua Padre Camargo, 280 – Alto da Glória – Curitiba-PR – CEP 80060-240  
Fone: (41)3360-7259 – e-mail: cometica.saude@ufpr.br

**ANEXO II****AUTORIZAÇÃO PARA A DIVULGAÇÃO DO NOME DA ASSOCIAÇÃO DOS DEFICIENTES FÍSICOS DO PARANÁ NO ESTUDO****ADFP – ASSOCIAÇÃO DOS DEFICIENTES FÍSICOS DO PARANÁ**RUA XV DE NOVEMBRO, 2765 - ALTO DA XV - FONE (041) 3264-7234 - FAX (041) 3262-6097 - CEP 80.050-000  
CURITIBA - PARANÁ - BRASIL -  
[www.adfp.org.br](http://www.adfp.org.br) - [adfp@adfp.org.br](mailto:adfp@adfp.org.br)**AUTORIZAÇÃO**

Autorizamos a doutoranda Andréa Lúcia Sérgio Bertoldi RG 8.187.265-1, CPF 850.430.369-15 a divulgar o nome da Associação dos Deficientes Físicos do Paraná na tese de doutorado intitulada "Efeitos da seletividade da atenção no comportamento motor de pessoas com deficiência física" realizada no programa de Pós-graduação - Doutorado em Educação Física na Universidade Federal do Paraná UFPR.

Curitiba, 25 de julho de 2012.

  
Mauro Vincenzo Cláudio Nardini  
Presidente

### ANEXO III

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPANTES SEM DEFICIÊNCIA FÍSICA



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Comitê Setorial de Ética em Pesquisa



#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

##### Pesquisadores responsáveis:

**Andréa Lúcia Sérgio Bertoldi** – *Fisioterapeuta, aluna de doutorado em Educação Física na Universidade Federal do Paraná - UFPR.*

**Prof. Dr. Iverson Ladewig** – *Educador Físico, professor da graduação e pós-graduação- mestrado e doutorado em Educação Física da Universidade Federal do Paraná - UFPR.*

Este é um convite para você participar voluntariamente do estudo “**EFEITOS DA SELETIVIDADE DE ATENÇÃO PARA PARÂMETROS DO MOVIMENTO NO COMPORTAMENTO MOTOR DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA FÍSICA.** Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com quem você está conversando neste momento ou a qualquer outro momento pelos telefones (41) 3026-4398 ou 9615-6665.

##### OBJETIVOS DO ESTUDO

Pessoas com lesão medular (paraplegia) sobrecarregam a musculatura dos braços e do tronco alterando a coordenação dos movimentos e a ação muscular ao realizarem suas atividades diárias. Para interferirmos neste problema é necessário conhecer melhor as características destas ações e as diferenças existentes entre as pessoas com e sem lesão medular ao realizá-las. Estudos têm mostrado que a variação de parâmetros de amplitude, velocidade e tensão dos músculos interferem na coordenação dos movimentos. Portanto, o objetivo geral deste estudo é avaliar os efeitos de um tratamento que direciona a atenção dos participantes para variações destes parâmetros na ação de transportar um objeto. Nossos objetivos específicos são: descrever características relativas ao tempo do movimento (velocidade), à localização dos braços e do tronco (amplitude) e à

ação de músculos (tensão) envolvidos na ação de transportar um objeto; comparar estas características entre pessoas com e sem deficiência física; e verificar como o tratamento proposto poderá interferir nestas características.

## PROCEDIMENTOS

Ao participar deste experimento, você se compromete a comparecer a Universidade Federal do Paraná em 1 ocasião previamente agendada, com duração prevista de 2:00 horas para a realização dos seguintes testes:

### 1 - Medida da ação dos músculos (eletromiografia)

Para sabermos qual sobre a atividade de seus músculos durante a ação de transportar um objeto, a ação de seus músculos será registrada por um aparelho por meio de eletrodos (pequenos adesivos) colocados na sua pele em locais correspondentes a oito músculos que estamos estudando. Estes locais são: sua nuca, na parte de cima de suas costas, nos braços e na altura do seu peito. Estes locais serão limpos com álcool e se houver pêlos estes deverão ser raspados no local onde o eletrodo será fixado.

### 2 - Medidas da amplitude e da velocidade do movimento (cinemática)

Para medirmos a amplitude e a velocidade da ação serão colocadas com esparadrapos pequenas esferas de isopor de 1cm<sup>2</sup> cobertas com fitas reflexivas em pontos do seu tronco e dos seus braços. O reflexo destas fitas será registrado por câmeras que emitem sinais para um computador que fará os cálculos sobre a localização dos segmentos corporais no espaço e sobre o tempo dos movimentos.

Será pedido que você segure uma jarra plástica com um litro de água dentro dela, que deverá estar apoiada no seu colo, e que você transporte esta jarra para uma mesa posicionada a sua frente na altura de seu umbigo (direção frente) e depois na altura de seu queixo (direção cima). Você deverá repetir esta ação 10 vezes em cada posição da mesa.

**A colocação de marcadores, eletrodos e os exercícios não provocarem dor**, caso isso aconteça você terá a liberdade para suspender o procedimento. Em função da experiência dos profissionais, **os procedimentos não oferecem riscos à saúde ou de lesão para os voluntários da pesquisa**. Profissionais de Educação Física, um fisioterapeuta e um médico estarão acompanhando todos os procedimentos.

## RISCOS

Os riscos referentes à participação deste estudo são relativos à possibilidade de você sentir dor muscular ou sensação de cansaço muscular localizado após a

realização de testes de contração voluntária máxima. Embora não seja comum, existe a possibilidade de ocorrer este tipo de desconforto.

## **BENEFÍCIOS**

Sua participação neste estudo contribuirá para um melhor entendimento sobre as diferenças na coordenação motora e no trabalho muscular de pessoas com e sem lesão medular.

## **CONTRAPARTIDA**

Se você for excluído do estudo na avaliação médica por motivos que não o impeçam de realizar a ação estudada você poderá realizar os testes e conhecer seus resultados.

## **DESPESAS/ RESSARCIMENTO/ INDENIZAÇÃO**

Você estará isentos de qualquer tipo de despesa para sua participação. Será disponibilizado todo e qualquer equipamento necessário para a realização dos testes. Será fornecido transporte de táxi pago pelo pesquisador. Se você preferir fazer o transporte com veículo próprio receberá do pesquisador um valor em dinheiro referente ao total do gasto relativo a combustível para a sua participação no estudo. Dessa forma não se aplicam outras formas de ressarcimento ou indenizações.

## **PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA**

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

## **GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE**

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada. A pesquisadora garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma. O seu teste será filmado, respeitando-se completamente o seu anonimato. Tão logo a pesquisa termine, as mídias serão desgravadas.

## **ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS**

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessária antes de concordar em participar do estudo. Suas dúvidas poderão ser esclarecidas também no decorrer do estudo ou após o seu término. Caso queira entrar em

contato com nosso laboratório (CECOM/UFPR) ligue para 3360-4333, das 8h às 18h de segunda a sexta-feira com o Prof. Dr. Iverson Ladewig ou Andréa Lúcia Sérgio Bertoldi 3026-4398- 9615-6665.

### **COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências da Saúde e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Rua Pe. Camargo, 280, Alto da Glória, Curitiba PR.

**Diante do exposto acima eu, abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.**

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
 Sujeito

RG

\_\_\_\_\_  
 Pesquisadora: Andrea Lúcia  
 Sérgio Bertoldi  
 RG: 8.187.265-1

## ANEXO IV

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPANTES COM DEFICIÊNCIA FÍSICA



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Comitê Setorial de Ética em Pesquisa



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### Pesquisadores responsáveis:

**Andréa Lúcia Sérgio Bertoldi** – Fisioterapeuta, aluna de doutorado em Educação Física na Universidade Federal do Paraná - UFPR.

**Prof. Dr. Iverson Ladewig** – Educador Físico, professor da graduação e pós-graduação- mestrado e doutorado em Educação Física da Universidade Federal do Paraná - UFPR.

Este é um convite para você participar voluntariamente do estudo “**EFEITOS DA SELETIVIDADE DE ATENÇÃO PARA PARÂMETROS DO MOVIMENTO NO COMPORTAMENTO MOTOR DE PESSOAS COM DEFICIÊNCIA FÍSICA**”. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com quem você está conversando neste momento ou a qualquer outro momento pelos telefones (41) 3026-4398 ou 9615-6665.

#### OBJETIVOS DO ESTUDO

Pessoas com lesão medular (paraplegia) sobrecarregam a musculatura dos braços e do tronco alterando a coordenação e o controle dos movimentos ao realizarem suas atividades diárias. Para interferirmos neste problema é necessário conhecer melhor as características destas ações e as diferenças existentes entre as pessoas com e sem lesão medular ao realizá-las. Estudos têm mostrado que a variação de parâmetros de amplitude, velocidade e a tensão dos músculos interferem na coordenação e no controle dos movimentos. Portanto, o objetivo geral deste estudo é avaliar os efeitos de um tratamento que direciona a atenção dos participantes para variações destes parâmetros na ação de transportar um objeto. Nossos objetivos específicos são: descrever características relativas ao

tempo do movimento (velocidade), à localização dos braços e do tronco (amplitude) e à ação de músculos (tensão) envolvidos na ação de transportar um objeto; comparar estas características entre pessoas com e sem deficiência física; e verificar como o tratamento proposto poderá interferir nestas características.

## PROCEDIMENTOS

### Testes

Ao participar deste experimento, você se compromete a comparecer à Universidade Federal do Paraná em 4 ocasiões previamente agendadas, aos fins de semana, com duração prevista de 2:00 horas para a realização dos seguintes testes:

#### 1 - Medida da ação dos músculos (eletromiografia)

Para sabermos sobre a ação de seus músculos durante a ação que vamos testar precisamos registrar a ação de seus músculos por meio de eletrodos (pequenos adesivos) colocados na sua pele em locais correspondentes a oito músculos que estamos estudando. Estes locais são: sua nuca, na parte de cima de suas costas, nos braços e na altura do seu peito. Estes locais serão limpos com álcool e se houver pêlos estes deverão ser raspados no local onde o eletrodo será fixado.

#### 2 - Medidas da amplitude e da velocidade do movimento (cinemática)

Para medirmos a amplitude e a velocidade da ação serão colocadas com esparadrapos pequenas esferas de isopor de 1cm<sup>2</sup> cobertas com fitas reflexivas em pontos do seu tronco e dos seus braços. O reflexo destas fitas será registrado por câmeras que emitem sinais para um computador que fará os cálculos sobre a localização dos segmentos corporais no espaço e sobre o tempo dos movimentos.

Será pedido que você segure uma jarra plástica com um litro de água dentro dela, que deverá estar apoiada no seu colo, e que você transporte esta jarra para uma mesa posicionada a sua frente na altura de seu umbigo (direção frente) e depois na altura de seu queixo (direção cima). Você deverá repetir esta ação 10 vezes em cada posição da mesa.

**A colocação de marcadores, eletrodos e os exercícios não provocarem dor**, caso isso aconteça você terá a liberdade para suspender o procedimento. Em função da experiência dos profissionais, **os procedimentos não oferecem riscos à saúde ou de lesão para os voluntários da pesquisa**. Profissionais de Educação Física, um fisioterapeuta e um médico estarão acompanhando todos os procedimentos.

## **Intervenção**

Ao participar da intervenção proposta neste estudo você se comprometerá a comparecer no ginásio de Fisioterapia da Associação dos Deficientes Físicos do Paraná durante 5 semanas com frequência de 3 sessões por semana com duração de 50 minutos cada para realizar um programa de tratamento que consiste na realização de:

- a) aquecimento geral através de deslocamentos na cadeira de rodas
- b) aquecimento específico através movimentos com o tronco, membros superiores e inferiores sem deslocamento,
- d) manipulação de objetos
- e) deslocamentos articulares e rolamentos
- f) relaxamento.

Nestes exercícios sua atenção será direcionada para variações de amplitude, velocidade e tensão dos músculos do pescoço, ombros e dos braços.

**Este é um procedimento experimental.** Embora já tenha sido realizado, havendo a publicação de um estudo de caso com um adulto com lesão medular com resultados positivos para a coordenação motora, há necessidade de maiores esclarecimentos sobre seus efeitos com um número maior de pessoas com lesão medular.

## **RISCOS**

Os riscos referentes à participação deste estudo são relativos à possibilidade de você sentir dor muscular ou sensação de cansaço muscular localizado após a realização de testes de contração voluntária máxima. Embora não seja comum, existe a possibilidade de ocorrer este tipo de desconforto.

## **BENEFÍCIOS**

Ao participar deste estudo você contribuirá para um melhor entendimento sobre as diferenças na coordenação motora e no trabalho muscular entre pessoas com e sem lesão medular e para o desenvolvimento de tratamentos que promovam a funcionalidade dos movimentos do tronco e braços de pessoas com lesão medular.

Ao participar das sessões de intervenção você poderá ser beneficiado com um esperado ganho de coordenação motora e de economia na ação dos músculos estudados. Entretanto, embora os benefícios dos resultados do tratamento sejam esperados, não podem ser garantidos uma vez que este tratamento está em fase experimental.

## **CONTRAPARTIDA**

Se você for excluído do estudo na avaliação médica por motivos que não o impeça de realizar a ação estudada e/ou o tratamento, você poderá realizar os testes e participar das sessões de tratamento em conjunto com os demais participantes. Se você precisar abandonar o estudo por motivos que o impeça de realizar as sessões de tratamento, você será convidado a continuar este tratamento em outra ocasião, quando estiver apto, conforme critério médico.

## **DESPESAS/ RESSARCIMENTO/ INDENIZAÇÃO**

Você estará isentos de qualquer tipo de despesa para sua participação. Será disponibilizado todo e qualquer equipamento necessário para a realização dos testes. Será fornecido transporte de táxi adaptado pago pelo pesquisador. Se você preferir fazer o transporte com veículo próprio, receberá do pesquisador um valor em dinheiro referente ao total do gasto relativo ao combustível para a sua participação no estudo. Dessa forma não se aplicam outras formas de ressarcimento ou indenizações.

## **PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA**

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

## **GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE**

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada. A pesquisadora garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma. O seu teste será filmado, respeitando-se completamente o seu anonimato. Tão logo a pesquisa termine, as mídias serão desgravadas.

## **ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS**

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessária antes de concordar em participar do estudo. Suas dúvidas poderão ser esclarecidas também no decorrer do estudo ou após o seu término. Caso queira entrar em contato com nosso laboratório (CECOM/UFPR) ligue para 3360-4333, das 8h às 18h de segunda a sexta-feira com o Prof. Dr. Iverson Ladewig ou Andrea Lúcia Sérgio Bertoldi 3026-4398- 9615-6665.

## COMITÊ DE ÉTICA DO SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Fui informado que este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Setor de Ciências da Saúde e que no caso de qualquer problema ou reclamação em relação à conduta dos pesquisadores deste projeto, poderei procurar o referido Comitê, localizado na Rua Pe. Camargo, 280, Alto da Glória, Curitiba PR.

**Diante do exposto acima eu, abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.**

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Sujeito

RG

\_\_\_\_\_  
Pesquisadora: Andrea Lúcia  
Sério Bertoldi  
RG: 8.187.265-1