

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**CAMPUS DE MARÍLIA**  
**Faculdade de Filosofia e Ciências**

**MAURO AUDI**

**ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO MOTOR DE MEMBRO  
SUPERIOR EM ENCEFALOPATAS QUE FAZEM USO DE PULSEIRA  
ESTABILIZADORA**

**Marília**  
**2006**

**MAURO AUDI**

**ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO MOTOR DE MEMBRO  
SUPERIOR EM ENCEFALOPATAS QUE FAZEM USO DE PULSEIRA  
ESTABILIZADORA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Educação. F.F.C. Unesp – Campus de Marília.

Área de concentração: Ensino na Educação Brasileira  
Linha de pesquisa: Educação Especial no Brasil

Orientadora: Dra. Lígia Maria Presumido Braccialli

Marília

2006

Audi, Mauro

A911e Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior em encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora / Mauro Audi. – Marília, 2006.

112 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Educação) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, 2006.

Orientadora: Profª Drª Lígia Maria Presumido Bracialli

Bibliografia: f. 100-105

1. Paralisia cerebral. 2. Deficientes. 3. Educação especial. 4. Movimentos involuntários. I. Autor. II. Título.

CDD: 618.92

**MAURO AUDI**

**ESTUDO COMPARATIVO DO COMPORTAMENTO MOTOR DE MEMBRO  
SUPERIOR EM ENCEFALOPATAS QUE FAZEM USO DE PULSEIRA  
ESTABILIZADORA**

O presente trabalho teve como objetivo geral analisar o comportamento motor de membros superiores, no movimento de apontar um alvo, com e sem o uso de peso, em indivíduos com encefalopatias, que apresentavam movimentos involuntários nos membros superiores.

---

Dr. Mário Antonio Baraúna

---

Dra. Rita de Cássia Tibério Araújo

---

Dra. Lígia Maria Presumido braccialli

Data da aprovação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

## *Dedicatória*

*Ao meu pai, Rahef Audi, que de alguma forma eu sei que ele sempre estará vibrando e contente com as conquistas de seus filhos.*

*A minha mãe, Zenaide B. Audi, que sempre está rezando por mim.*

*Aos meus amores, que torcem por meu sucesso:*

*Eloísa M.M.Audi, Débora Audi e Guilherme Audi.*

## *Agradecimentos*

*À Profa. Dra. Lígia Maria Presumido Braccialli, por ter idealizado esta pesquisa e acreditado em meu potencial para realizá-la, por ter-me orientado com sabedoria, contribuindo para meu aprendizado, por saber o valor desta conquista em minha vida e por compreender as dificuldades que este trabalho proporcionou.*

*A uma força invisível, inexplicável, mas sempre presente, que, nos momentos difíceis, me direciona para um caminho correto.*

*À minha querida mãe, que ama e ajuda seus filhos, cuida com tanta dedicação dos netos com uma força admirável, que nos dá tranquilidade e tempo para realizarmos nossos trabalhos.*

*A minha querida mulher, Eloísa M.M. Audi, e meus filhos, Débora e Guilherme, simplesmente pela existência eterna de vocês em minha vida, ou seja, por tudo. Qualquer frase se torna pequena diante da gratidão que tenho por vocês.*

*Aos meus queridos sobrinhos, Naira Audi e Gustavo Audi, que permaneceram horas sentados, para realização do estudo-piloto.*

*A minha cunhada, Áurea M. Miranda, pelo empréstimo de equipamentos e apoio nos diálogos.*

*A meus irmãos e cunhados, Márcia S. Audi, Rubens Audi, Maria Luiza B. Audi e Carlos Danelutti, que sempre me incentivaram neste caminho.*

*Aos integrantes do grupo de pesquisa Deficiências Físicas e Sensoriais, pelas contribuições nesta pesquisa, desde quando era apenas um projeto.*

*Aos participantes desta pesquisa e seus pais, que voluntariamente contribuíram para que ela pudesse se desenvolver.*

*Aos Prof. Dr. Eduardo José Manzini e Profa. Dra. Débora Deliberato, por estarem sempre dispostos a auxiliar no desenvolvimento da pesquisa e no aprendizado do aluno.*

*Aos Prof. Dr. Mario Antonio Baraúna e Profa. Dra. Rita de Cássia Tibério Araújo, pelas valiosas contribuições no exame de qualificação.*

*A Eiji Hayashi, pela contribuição na área de informática.*

*Ao Prof. Dr. Sebastião Marcos R. Carvalho, pela ajuda na análise estatística.*

*À CAPES, MEC, SEESP e PROESP, pelo apoio na compra dos equipamentos para realização desta pesquisa.*

## RESUMO

Alguns indivíduos com encefalopatias podem apresentar movimentos involuntários associados ao quadro de seqüelas. Esses movimentos podem provocar limitações funcionais e vir a prejudicar o desempenho nas atividades escolares e da vida diária. O uso de pulseira estabilizadora com pesos é um recurso que pode minimizar os movimentos involuntários e auxiliar no desempenho desses indivíduos. O presente trabalho teve como objetivo geral analisar o comportamento motor de membro superior, no ato de apontar um alvo, por meio do uso de peso, em indivíduos com seqüelas de encefalopatias, os quais apresentavam movimentos involuntários nos membros superiores. Participaram da pesquisa 8 indivíduos, com seqüelas de encefalopatias, que apresentavam movimentos involuntários em membros superiores, do gênero masculino e feminino. A pesquisa foi realizada no laboratório de análise de movimento do Centro de Estudos da Educação e da Saúde, Unesp, Campus de Marília (CEES). A coleta de dados foi feita por meio de estudo cinemático e eletromiográfico da performance do movimento de membros superiores, no ato de apontar um alvo, com e sem o uso de peso. Foi realizada uma análise quantitativa dos dados obtidos nos registros cinemáticos, em relação ao deslocamento escalar, velocidade média escalar e nos registros eletromiográficos, em relação à intensidade de contração muscular, nos momentos sem o uso de peso contra a ação da gravidade e com o uso de peso. Para cada movimento, foram comparados: a velocidade escalar, o deslocamento escalar, o momento de contração muscular, por meio de análise de dispersão de dados pareados. Os resultados demonstraram respostas mais adequadas de intensidades de contrações musculares e de menor deslocamento escalar, com uso de pulseira de pesos. Pode-se concluir que o uso de pulseira com peso favoreceu a realização de um movimento mais adequado e funcional, durante o ato de apontar um alvo.

Palavras-chaves: paralisia cerebral; deficiente; educação especial; movimento involuntário

## **ABSTRACT**

Some individual with encephalopathy can present involuntary movements associated with features of sequel. These movements can arose functional restrictions and come to prejudice the performance at school and daily activities. The use of stabilized bangle with weight is a resource that can minimize the involuntary movements and relieve this individual performance. The present work had as general objective to analyze the upper limbs motor behavior during the act of aim a target through the use of weight on individual with encephalopathy sequel that presented involuntary movements on upper limbs. Eight individual with encephalopathy sequel participated in this research which presented involuntary movements in upper limbs of male and female gender. The research was accomplished in the laboratory of analyzes of movements at Centro de Estudos da Educação e da Saúde, Unesp, Campus from the city of Marília ( CEES ).The collection of data was accomplished thought the kinematics and electromyographic studies performs of upper limbs in the act of aim a target with and without the use of weight. It was accomplished a quantitative analyses of data obtained to kinematics register related to the dislocation scale, medium scalar velocity in the register of electromyographic related to intensity of muscular contraction during the movements without the use of weight against the gravicity action and also with the use of weight. For each movement was compared: the scalar velocity, scalar dislocation, the movement of muscular contraction through the analyze of electromyographic. The results demonstrated adequate answers to the intensity of muscular contractions and less scalar dislocation with the use of weight. Concluding that the use of bangle with weight exalted the accomplishment of functional and adequate movement during the act of aim a target.

Key-words: Cerebral palsy; deficient; Special Education; Dyskinesias

## **LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

### **LISTA DE FIGURAS**

Figura 1- Sistema operacional do sistema motor córtico-muscular .....	30
Figura 2- Posição dos marcadores reflexivos auto-adesivos.....	42
Figura 3- Análise Kavídeo, comparação com e sem peso.....	44
Figura 4- Posição da filmadora com vista superior, pedestal de suporte e mesa em semicírculo.....	45
Figura 5- Posicionamento dos alvos demarcados na mesa para executar o movimento.....	46
Figura 6 – Pulseira estabilizadora com peso de chumbo e velcro.....	48
Figura 7 – Análise gráfica dos registros eletromiográficos, em valores RMS, dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide.....	49

### **LISTA DE GRÁFICOS**

Gráfico 1 – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóides, durante o movimento de ida do alvo central sem o uso de pesos.....	53
Gráfico 2 – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida ao alvo central com o uso de pesos.....	55
Gráfico 3 – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno do alvo central sem o uso de peso.....	57
Gráfico 4 - Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno do alvo central com o uso de pesos.....	59
Gráfico 5 - Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de pesos.....	61

Gráfico 6- Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóides, durante o movimento de ida a um alvo deslocado com o uso de peso.....	63
Gráfico 7- Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de peso.....	65
Gráfico 8 – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno de um alvo deslocado sem o uso de peso.....	67
Gráfico 9 - Frequência relativa dos movimentos adequados, inadequados e indiferentes, sem e com uso de peso.....	68
Gráfico 10 - Comparação dos deslocamentos escalares, durante o movimento de ida a um alvo central com e sem uso de peso.....	70
Gráfico 11 - Comparação dos deslocamentos escalares para o movimento de retorno de um alvo central com e sem uso de peso.....	72
Gráfico 12 - Comparação dos deslocamentos escalares para o movimento de ida a um alvo deslocado com e sem uso de peso.....	74
Gráfico 13 - Comparação dos deslocamentos escalares para o movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem uso de peso.....	76
Gráfico 14 - Análise comparativa da frequência relativa do menor deslocamento escalar, durante o movimento de ida e retorno a um alvo central e deslocado, com e sem uso de peso, realizado pelos oito participantes.....	77
Gráfico 15 – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de ida a um alvo central com e sem uso de peso.....	78
Gráfico 16 – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de retorno de um alvo central.....	80
Gráfico 17 – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de ida a um alvo deslocado.....	81
Gráfico 18 – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de retorno de um alvo deslocado.....	83

Gráfico 19 - Análise comparativa da frequência relativa da maior velocidade média escalar, durante o movimento de ida e retorno a um alvo central e deslocado, com e sem uso de peso, realizado pelos oito participantes.....84

#### LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Características, diagnóstico e classificação do comprometimento motor/tônus e topografia, dos participantes do estudo.....38

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1- Medida da escala de pólos calculada para cada participante.....	43
Tabela 2 - Medidas das principais distâncias e peso utilizado na tarefa.....	47

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

AVE.....	Acidente Vascular Encefálico
AVI.....	Archive Video Image
EMG.....	Eletromiografia
GMFM.....	Gross Motor Function Measure
P.....	Participante
PC.....	Paralisia Cerebral
RM.....	Resistência Máxima
RMS.....	Root Mean Square
S.....	Deslocamento Escalar
TCE.....	Trauma Crânio-encefálico
VM.....	Velocidade Média Escalar

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS.....</b>	<b>18</b>
2.1 Recursos pedagógicos.....	19
2.2 Encefalopatias.....	23
2.3 Movimentos involuntários.....	28
2.4 Tratamento dos movimentos involuntários.....	34
<b>3 OBJETIVO.....</b>	<b>36</b>
3.1 Objetivo geral.....	36
3.2 Objetivos específicos.....	36
<b>4 MÉTODO.....</b>	<b>37</b>
4.1 Participantes.....	37
4.2 Local de pesquisa.....	38
4.3 Equipamentos e materiais.....	38
4.4 Procedimentos para coletas de dados.....	39
4.4.1 Registro eletromiográfico.....	40
4.4.2 Análise cinemática.....	41
4.5 Procedimentos para análise dos dados.....	49
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>51</b>
5.1 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central sem o uso de peso.....	51
5.2 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central com o uso de peso.....	53
5.3 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central sem o uso de peso.....	55
5.4 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central com o uso de peso.....	57
5.5 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de peso.....	59

<b>5.6 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado com o uso de peso.....</b>	<b>61</b>
<b>5.7 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado sem o uso de peso.....</b>	<b>63</b>
<b>5.8 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado com o uso de peso.....</b>	<b>65</b>
<b>5.9 Resultados dos deslocamentos escalares, durante o movimento de ida a um alvo central com e sem o uso de peso.....</b>	<b>69</b>
<b>5.10 Resultados dos deslocamentos escalares, durante o movimento de retorno de um alvo central com e sem o uso de peso.....</b>	<b>70</b>
<b>5.11 Resultados dos deslocamentos escalares para o movimento de ida a um alvo deslocado com e sem o uso de peso.....</b>	<b>72</b>
<b>5.12 Resultados dos deslocamentos escalares para o movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem o uso de peso.....</b>	<b>74</b>
<b>5.13 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de ida a um alvo central com e sem o uso de peso.....</b>	<b>77</b>
<b>5.14 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de retorno de um alvo central com e sem o uso de peso.....</b>	<b>79</b>
<b>5.15 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de ida a um alvo deslocado com e sem o uso de peso.....</b>	<b>80</b>
<b>5.16 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, durante o movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem o uso de peso.....</b>	<b>82</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>85</b>
<b>6.1 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....</b>	<b>85</b>
<b>6.2 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....</b>	<b>88</b>
<b>6.3 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....</b>	<b>89</b>

6.4 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	91
6.5 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de ida a um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	92
6.6 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de retorno de um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	93
6.7 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de ida a um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	94
6.8 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de retorno de um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	94
6.9 Discussão da análise cinemática em relação à velocidade média dos movimentos sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso.....	96
7 CONCLUSÃO.....	97
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	98
9 REFERÊNCIAS.....	100
GLOSSÁRIO.....	106
APÊNDICES	
APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	107
ANEXOS	
ANEXO A: Parecer Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências.....	110

## INTRODUÇÃO

Atualmente, no que se refere à inclusão de alunos com deficiências na rede de ensino regular, objetiva-se o alcance da integração, socialização e facilitação do processo de ensino aprendizagem, que tragam benefícios para: a) todos alunos, que têm a oportunidade de apreender uns com os outros, conseqüentemente desenvolvem novas habilidades, que os preparam para uma vida em comunidade que respeite a diferença entre os semelhantes; b) para os educadores, que podem encontrar oportunidade para desenvolvimento de suas habilidades profissionais, de acordo com a administração da escola, a qual poderá oferecer oportunidades de aumento da participação e coleguismo em momentos de troca; c) para a sociedade, principalmente porque, no ensino inclusivo, há uma valorização social que integra as características da diversidade humana. Esses são princípios da inclusão educacional, segundo Karagiannis, Stainback e Stainback (1999).

Esses autores relataram também que, com o ensino inclusivo, ampliaram-se as oportunidades de vida futura para as pessoas com deficiência, pois a interação com outros alunos e professores favoreceu a aquisição de habilidades acadêmicas, sociais e de vida diária.

Tal interação entre pessoas com e sem deficiência se configurou como a base da inclusão (OMOTE, 2003) e contribuiu para a construção de uma sociedade inclusiva, em que há a valorização da vida de pessoas com deficiências.

No Brasil, embora esteja regulamentado na Lei de Diretrizes e Bases (LDB, 1996) que alunos com deficiências devam ser educados, preferencialmente, na rede regular de ensino, o processo de inclusão educacional ocorre de maneira lenta; muitas vezes, o que acontece é a inserção do aluno com deficiência em salas de ensino regular.

Baleotti (2001), Vitta, Silva e Moraes (2004) verificaram que o processo de inclusão é dificultado pela falta de suporte para os profissionais que lidam com alunos deficientes, entre esses se incluem: ausência de cursos de educação continuada; auxílio de especialistas da área de educação especial; falta de materiais e recursos apropriados; falta de recursos tecnológicos e adaptações no meio físico.

Entre os alunos deficientes, existem os que possuem alterações motoras, matriculados em salas de educação especial ou inseridos em salas de ensino regular, que, além das dificuldades

próprias da deficiência, convivem com a necessidade de superação de outros problemas, como: adaptações que facilitariam a acessibilidade, mobiliários adequados, carência de recursos pedagógicos e materiais que facilitariam o aprendizado.

O Ministério da Educação, ciente das dificuldades apresentadas por essa clientela, na proposta do Plano Nacional de Educação, expressou em alguns itens a importância de adaptações nas edificações, equipamentos, recursos e ajuda de profissionais especializados, para facilitar e assegurar que crianças com necessidades educativas especiais sejam atendidas (BRASIL, 1998).

Segundo Karagiannis, Stainback e Stainback (1999), pessoas com deficiência necessitam de instruções, de instrumentos, de técnicas e de equipamentos especializados, que tenham, como propósitos principais, facilitar e ajudar na aprendizagem de todos os alunos.

Entre as pessoas com deficiências, algumas com alterações motoras decorrentes de encefalopatias apresentam, associados ao quadro de seqüelas, movimentos involuntários. Esses movimentos podem promover desconforto, alterações posturais, interferir na movimentação voluntária, limitar e até impedir as funções dos membros acometidos, e vir a prejudicar o desempenho nas atividades escolares e de vida diária.

Para minimizar as dificuldades apresentadas por esses alunos e melhorar o seu desempenho escolar, é comum o professor ser orientado, por fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, a utilizar pulseira de peso nos braços, com o objetivo de diminuir os movimentos involuntários.

Nesse contexto, o uso de peso é um recurso que pode vir a auxiliar no desempenho das potencialidades dos alunos que apresentam movimentos involuntários.

Na prática fisioterapêutica, é comum a utilização de pulseiras ou braceletes de pesos colocados nos membros, durante as atividades terapêuticas. Essas pulseiras de pesos são empregadas com objetivos tanto de fortalecimento muscular, quanto para auxiliar na execução de movimentos coordenados, para favorecer as funções de alimentação; para atingir alvos, como na comunicação por meio de pranchas, e para auxiliar na escrita. No entanto, pesquisas que associam movimentos involuntários e uso de pulseiras de pesos para minimizar os movimentos involuntários são escassas.

Zerbinato, Makita e Zerloti (2003) relataram que adaptações com pesos facilitariam a coordenação mão-boca, na tentativa de diminuir movimentos involuntários. Para isso, poderiam ser utilizados braceletes com pesos variáveis.

Damasceno e Galvão (2003) utilizaram a pulseira de pesos em alunos com paralisia cerebral do tipo atetose, para reduzir a amplitude de movimento causado pela flutuação do tônus, e observaram que o movimento se tornou mais rápido e eficiente, na digitação. Os autores ainda relataram que os pesos poderiam ser acrescentados ou diminuídos em função do tamanho, peso e força do aluno.

Santos (1998) comentou sobre o uso de pesos de chumbo, na diminuição de movimentos involuntários.

Em Brasil (2002), constatou-se que recursos confeccionados com materiais leves não são recomendados para alunos com paralisia cerebral do tipo atetóide, os quais apresentam movimentos involuntários; para esses alunos, seriam indicados recursos mais pesados.

Apesar dos relatos anteriores, ainda permanecem dúvidas em relação ao benefício funcional do uso de peso, em pessoas que têm movimentos involuntários. Qual peso seria mais adequado? Deveria ser colocado no membro, em região proximal ou distal? Para qual tipo de movimento involuntário teria melhor resposta?

Motivos como a facilitação e contribuição para o desempenho funcional de uma atividade, em alunos que apresentavam movimentos involuntários, impulsionaram a realização desta pesquisa.

Assim, o presente trabalho visou a analisar se o uso de pulseira estabilizadora com peso em membros superiores promovia a diminuição de movimentos involuntários e se produzia melhora funcional para o aluno, na realização do movimento de apontar um alvo.

## 2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

Primeiramente, é importante conceituar *adaptação*, pois, ao propor algo que modifique uma situação, pode-se produzir mudança em habilidades sensoriomotoras, cognitivas ou psicossociais, e isso pode gerar respostas adaptativas e expectativas das demandas físicas, sociais e culturais, segundo a American Occupational Therapy Association (AOTA, 1993).

Santos (1998) definiu *adaptação* como:

Ato ou efeito de adaptar-se, ajustamento de um organismo particularmente do homem as condições do meio ambiente. Uso de utensílio, peça etc. para um fim diverso ao qual se destinava: reutilização (SANTOS, 1998 p.72).

Para esse autor, *adaptar* significa pôr em harmonia, acomodar, adequar; e *adaptado* é aquele que se amoldou, que se ajustou.

Teixeira, Ariga e Yassuda (2003) conceituaram *adaptação* como um ramo da tecnologia assistiva que se define como modificação da tarefa, do método e do meio ambiente, que possa promover independência e função. O ato de adaptar promove uma nova situação de ajuste, acomodação, adequação do indivíduo; portanto, as condições sociais, culturais e econômicas devem ser consideradas durante o processo de adaptação.

Ainda essas autoras relataram que “as respostas adaptativas dependem de alguns fatores como: satisfação, sucesso no desempenho ocupacional, negociações positivas e negativas entre a pessoa e o ambiente” (TEIXEIRA; ARIGA; YASSUKO, 2003, p.131).

Para Trombly (1995), o processo de adaptação envolve alguns aspectos, como: 1) análise da tarefa com identificação das habilidades do indivíduo versus o ambiente físico; 2) identificação do problema; 3) reconhecimento dos princípios de compensação; 4) proposta de solução; 5) conhecimento dos recursos alternativos para solução do problema; 6) verificação periódica da adaptação; 7) treinamento para o uso funcional da adaptação.

Lopes e Silva (2003), observaram que, historicamente, a importância social do homem sempre foi analisada mediante sua capacidade de produção, o que definia sua aceitabilidade ou exclusão. Concluíram que as modificações com adequações dos fatores ambientais podem promover igualdade de oportunidades para os deficientes, a fim de que estes possam se mostrar produtivos e integrados com respeito as suas limitações.

Santos (1998) enumerou as principais finalidades, ao realizar uma adaptação: a) ajustar o indivíduo à atividade, com conseqüente aumento de sua auto-estima e potencialidade; b) facilitar a independência; c) melhorar a coordenação manual; d) diminuir o gasto energético e facilitar as atividades de vida diária.

Diante dos conceitos mencionados sobre adaptações, serão relatados a seguir conceitos e finalidades dos recursos pedagógicos.

## 2.1 Recursos pedagógicos

Os *recursos pedagógicos* podem ser considerados como instrumentos de importância fundamental para o trabalho de ensino, utilizados constantemente por professores e educadores (MANZINI, 1999).

Para elucidar um conceito sobre *recursos*, torna-se necessário compreender que a literatura específica aborda diversas terminologias acerca da temática, entre elas: *recursos ou materiais didáticos*; *recursos ou materiais pedagógicos*; *recursos para aprendizagem*; *recursos adaptados* e *recursos auxiliares para o ensino*. Apesar das diversas nomenclaturas, os conceitos apresentam grandes semelhanças no contexto, com variações específicas de acordo com o meio empregado e com o objetivo que se propõem (REGANHAM, 2006).

Manzini (1999) entendeu *recurso pedagógico* como algo ou um estímulo concreto, que possa ser manipulável e ao qual deve ser atribuída uma finalidade pedagógica. Dessa forma, uma brincadeira não seria um recurso, mas o brinquedo seria um recurso.

Cerqueira e Ferreira (2002) consideraram os *materiais didáticos* como fundamentais para educação de deficientes e definiram os recursos didáticos como: recursos físicos, utilizados com maior ou menor frequência em todas as disciplinas, áreas de estudo ou atividades, diante de qualquer técnica ou método empregado, que vise a auxiliar o educando a realizar sua aprendizagem de forma mais eficiente. Ainda para esses autores, os recursos didáticos constituem “num meio para facilitar, incentivar ou possibilitar o processo de ensino-aprendizagem”.

Em relação a *material didático*, Gonçalves (1974) o descreveu como todos os objetos que auxiliam o professor a desenvolver uma função educativa.

Schmitz (1984) relatou que os *recursos* são excelentes meios de conseguir a atuação e o interesse do aluno, porém estes não devem ser o objetivo principal da atividade: “[...] recursos auxiliares de ensino são meios que permitem mais fácil assimilação da mensagem [...]”.

Uma consideração especial e ampla, que demonstrou a amplitude do termo *recurso*, foi realizada por Camats (2003, p.31), em que denominou como “recursos de ação para habilitação da comunicação e da vida diária ao conjunto de instrumentos que permitam à pessoa com deficiência incidir ou aproveitar melhor as possibilidades que o meio lhe oferece [...]”.

Os recursos adaptados devem atender às necessidades dos alunos, tanto para permitir o acesso a uma atividade que o estudante não consegue realizar, quanto para melhorar o desempenho funcional durante as atividades que este já realiza.

Para Araújo e Manzini, “a educação do aluno que apresenta deficiência física inclui uma variedade de materiais e procedimentos não utilizados rotineiramente no contexto do ensino comum” (ARAÚJO; MANZINI, 2001, p.1). Ainda para esses autores, a deficiência física está diretamente relacionada com a caracterização da limitação do desempenho motor, sendo necessário identificar o problema funcional e indicar os recursos que atendam às necessidades dos alunos.

Os profissionais que atuam com alunos com deficiências trabalham na tentativa de encontrar soluções por meio de recursos que auxiliem o aprendizado. A dificuldade nesse processo é que cada necessidade é única, o que faz com que cada caso seja avaliado e estudado individualmente.

Deliberato e Manzini (2004, p.8) sugeriram um caminho para descoberta dessas necessidades individuais, e que demonstra o conteúdo teórico necessário para indicação e contemplação de um recurso como experimento e a observação do seu uso. Tal caminho compreende: “entender a situação; gerar idéias; escolher alternativa; representar a idéia; construir o objeto; avaliar o uso e acompanhar o uso”.

Nesse sentido, o professor deve conhecer as potencialidades dos alunos e as suas dificuldades para adequar um recurso que contemple e favoreça seu desempenho. Por conseguinte, é fundamental que o professor tenha perfeito conhecimento da função e da finalidade a que se aplica o recurso.

Schimitz representou os recursos como meios indispensáveis para o aprendizado e salientou que sua principal função é:

Auxiliar o aluno a pensar, possibilitando o desenvolvimento de sua imaginação e de sua capacidade de estabelecer analogias. É aproximar o aluno da realidade e auxiliá-lo a tirar dela o que contribui para a sua aprendizagem (SCHIMITZ, 1984, p.137).

Esse mesmo autor afirmou que o recurso não deve apenas ter por finalidade ilustrar uma apresentação do professor, e sim ajudar o aluno a pensar e sentir uma realidade, estimular a capacidade e desenvolvimento de sua atitude criativa.

Reily (2004) dividiu os recursos pedagógicos para o ensino do deficiente visual em duas categorias: a primeira referencia como recurso à imagem visual em duas dimensões e a imagem em movimento, enfatizou que a imagem pode ser um veículo de primordial importância para a aprendizagem; a segunda referencia recursos em três dimensões, como brinquedos, maquetes, esculturas e outros objetos.

Ainda essa autora afirmou que o contato com os variados estímulos sensoriais representa momentos importantes e memoráveis, no percurso escolar, e os recursos são imprescindíveis no trabalho pedagógico.

Os recursos pedagógicos devem auxiliar, facilitar, promover e desenvolver as capacidades, habilidades, sociabilidade e potencialmente explorar a funcionalidade inerente à particularidade de cada indivíduo. Desse modo, o êxito de uma atividade está relacionado a um planejamento criterioso para a escolha do recurso.

Manzini (1999) afirmou que a seleção de recursos é parte integrante do processo de ensino, o qual é composto por etapas diferentes e complementares: a) a avaliação; b) a identificação dos objetivos a serem atingidos; c) a seleção e utilização de recursos, técnicas e procedimentos para o ensino; d) a avaliação dos resultados obtidos com os procedimentos adotados. Esse autor julgou necessárias duas características fundamentais para a construção do *design* do recurso pedagógico: as características do aluno deficiente e o objetivo pretendido para o ensino.

Ao utilizar um recurso material, é necessário um planejamento que tenha como objetivo a adequada preparação do ambiente. Os recursos auxiliares de ensino, quando bem selecionados, poderão trazer melhor aproveitamento dos alunos, nas mais diversas atividades (SCHIMITZ, 1984, p.139).

Cerqueira e Ferreira (2002) relataram que o professor deverá considerar alguns critérios para alcançar a desejada eficiência, na utilização dos recursos didáticos, entre eles: tamanho adequado às condições do aluno; significado tátil para permitir distinções; aceitação, não permitir rejeição do aluno; facilidade no manuseio; estes devem, ainda, ser resistentes, oferecer segurança e fidelidade.

Diante dos critérios acima mencionados, cabe ao professor uma avaliação específica e individual do aluno, para utilizar um recurso, devendo muitas vezes adaptá-lo a uma determinada característica exclusiva do aluno, para obter melhor aproveitamento e eficiência da atividade proposta.

A criatividade do professor e a constante observação do aluno e do meio são fundamentais para a indicação do recurso auxiliar de ensino.

Para Araújo (1998), as modificações nos procedimentos devem ocorrer a partir de observações do aluno e do meio, e a adaptação dependerá da relação entre a capacidade funcional da pessoa e a demanda das atividades. Por isso, a qualidade dessas modificações nos procedimentos estará em conexão com a criatividade do professor e a constante observação, que serão fundamentais para a indicação do recurso auxiliar de ensino.

Manzini (1999, p. 18) enfatizou que é próprio do ser humano adaptar coisas ou adaptar-se a elas, e que o “[...] recurso deve ser adaptado por que sob a forma a qual ele está constituído não permite a sua utilização para o aluno”.

O mesmo autor referiu que os materiais possuem dimensões e qualidades, de sorte que a adaptação ocorrerá em função da manipulação das qualidades e dimensões do material ou objeto pedagógico.

Com relação ao ensino voltado para alunos deficientes, o professor poderá encontrar dificuldades nos materiais existentes, poderá até mesmo ser surpreendido com a falta de materiais para essa população, quando terá que utilizar sua habilidade e criatividade para adaptar ou confeccionar um recurso que atenda aos objetivos propostos.

Nesse sentido, o peso de pulseira, utilizado no braço de alunos com movimentos involuntários, tem por proposta, neste trabalho, ser considerado como um recurso auxiliar de ensino, que poderia contribuir funcionalmente para facilitar o ato de apontar um alvo, ou uma prancha de comunicação, para escrita, jogos, pinturas, entre outras atividades pedagógicas que empreguem os movimentos dos membros superiores.

## 2.2 Encefalopatias

De acordo com o dicionário de termos técnicos de medicina e saúde, elaborado por Rey (1999 p.260), *encefalopatia* significa “qualquer distúrbio ou doença que afete o encéfalo, podendo ser devida a causas muito diversas (tóxicas, metabólicas, degenerativas, isquêmicas, infecciosas, etc.)”.

Diante do conceito anteriormente mencionado, o termo *encefalopatia* pode ser entendido como uma lesão ou distúrbio, que produz alteração da função normal do encéfalo e abrange uma série de patologias, como: síndromes progressivas, degenerativas, desmielinizantes, infecções, traumas crânio-encefálicos, malformações e alterações vasculares.

Dentre as formas de encefalopatias, encontra-se um grupo não progressivo denominado paralisia cerebral, cujo tema será abordado de forma mais específica, posteriormente, neste estudo.

O cérebro de um lactente está em constante desenvolvimento e rapidamente se organiza para o estabelecimento de suas funções, principalmente durante a gestação e os primeiros anos de vida. Esse conceito é importante para que se compreenda melhor a paralisia cerebral (RATLIFFE, 2002).

Para Schwartzman (2004), o termo *paralisia cerebral* encontra-se consagrado e seu uso é extenso e universal, mesmo que proporcione margem a interpretações errôneas, o que provocou diversas tentativas de mudança terminológica. Ainda segundo esse autor, os estudos com paralisia cerebral datam desde a segunda metade do século passado.

Várias definições de paralisia cerebral têm sido propostas, em seu contexto histórico. Na verdade, o conceito se modificou ao longo do tempo, de maneira que algumas definições foram aceitas e são citadas até hoje, como a proposta pelo Little Club:

Paralisia cerebral é uma desordem do movimento e da postura, persistente, porém variável, surgida nos primeiros anos de vida pela interferência no desenvolvimento do sistema nervoso central, causado por um dano cerebral não progressivo (apud SCHWARTZMAN, 2004, p.5).

Essa definição, apesar de antiga, já trazia conceitos até hoje utilizados, como lesão não progressiva do encéfalo com quadro de seqüelas mutável.

Hagberg, Hagberg e Olow (1975) associaram ao conceito condições hereditárias, entenderam que a paralisia cerebral é um prejuízo permanente da postura e do movimento resultante de uma desordem do encéfalo não progressiva. Tal desordem poderia ser produzida por fatores tanto hereditários quanto por eventos ocorridos durante a gravidez, no parto ou nos primeiros dois anos de vida.

A paralisia cerebral foi definida por Piovesana (1998, p.9) como “um grupo não progressivo, mas freqüentemente mutável, de distúrbio motor (tônus e postura), secundário a lesão do cérebro em desenvolvimento”.

Para Bax (2000), a paralisia cerebral é um distúrbio da postura e do movimento, não progressivo, mas não constante, que se inicia nos primeiros anos de vida.

Como relatou Ratliffe (2002), o cérebro se encontra muito vulnerável às lesões por toxinas, infecções e traumas, principalmente nos primeiros estágios da vida, ou seja, em sua fase de maior desenvolvimento organizacional. A mesma autora ainda destacou que se essa lesão ocorrer no período pré-natal, durante o parto ou nos primeiros anos de vida, com características de lesão permanente, não progressiva, que afete os movimentos e a postura, é denominada de paralisia cerebral.

Ashwal et al. (2004) conceituaram paralisia cerebral como uma desordem ou anormalidade do controle do movimento e da postura, que aparece precocemente na vida, secundária por lesão ou disfunção do sistema nervoso central e não é admitida como resultado de uma doença progressiva ou degenerativa do cérebro. A anormalidade do cérebro pode ocorrer pré, peri, ou pós-natal.

Schwartzman (2004, p.5) afirmou que, na paralisia cerebral, o prejuízo motor deve estar sempre presente, mas “ele não é único na maioria dos casos, e encontraremos numa proporção bastante significativa de pacientes à associação do defeito motor a prejuízos intelectuais, sensitivos, auditivos, visuais e outros”. Acrescentou que o quadro seria mutável em função de fatores da maturação do sistema nervoso, do ambiente e circunstanciais.

Em julho de 2004, como salientou Souza, ocorreu um encontro em Bethesda, Maryland, que reuniu as sociedades inglesa e americana de paralisia cerebral, para discutir a definição e a classificação de paralisia cerebral, estiveram presentes alguns estudiosos como: Peter Rosenbaum; Bernard Dan; Alan Leviton; Nigel Paneth; Bob Jacobsson; na oportunidade, Murray Goldstain e Martin Bax fizeram uma nova proposta de definição:

Paralisia Cerebral (PC) descreve um grupo de desordens do movimento e da postura, causando limitações de atividades, que são devidas a alterações não progressivas que ocorreram no cérebro fetal ou infantil. As desordens motoras da Paralisia Cerebral freqüentemente estão acompanhadas por alterações sensoriais, na cognição, comunicação, percepção, comportamento e/ou crises convulsivas (SOUZA, 2005, p. 51).

Ainda se chegou a um consenso, nesse encontro, de que infantil corresponde a um período de dois a três anos de idade.

Esta última definição foi abrangente e tornou claro o processo dinâmico que envolveu a evolução dos conceitos a cerca do tema paralisia cerebral.

Ao observar o que há de comum, nas diversas definições estudadas, pode-se concluir que o uso do termo *paralisia cerebral* estaria condicionado a alguns fatores, dentre os quais: a lesão do encéfalo deve ser fixa e não progressiva; deverá ocorrer no período pré-natal, durante o parto ou nos primeiros anos de vida; apresenta manifestações como desordens do movimento e da postura, que podem estar associadas a outras alterações; as seqüelas estão sujeitas a modificações diante de fatores biológicos, ambientais e circunstanciais.

Essa forma de encefalopatia não progressiva, permanente e mutável, pode ocorrer por diversas causas. Schwartzman (2004) relacionou os principais fatores etiológicos de paralisia cerebral, sendo os pré-natais: dois ou mais abortos; doenças maternas; sangramento durante a gestação com criança a termo; pré-eclâmpsia; baixo peso para idade gestacional; infartos de placenta e gestação gemelar. Os fatores perinatais seriam: asfixia; hemorragias cerebrais; ablação da placenta; hipóxia; hiperbilirrubinemia e infecções do sistema nervoso.

Russman e Ashwal (2004) realizaram um estudo prospectivo com 111 indivíduos, compararam-no, com um estudo retrospectivo com 515 indivíduos, todos com paralisia cerebral, que apresentaram em comum os seguintes fatores etiológicos:

- Pré-natais: infecção intra-uterina; toxemia e interrupção placentária.
- Perinatais: isquemia hipóxica encefálica; hiperbilirrubinemia (Kernicterus) e trauma.
- Pós-natal: infecção; trauma e hidrocefalia progressiva.

Neste momento, diante dos conceitos mencionados e das principais etiologias, torna-se necessário aprofundar os estudos da literatura, a fim de entender como se classifica um grupo tão heterogêneo como as paralisias cerebrais.

Ao verificar, neste estudo, a importância da distinção dos quadros clínicos, principalmente aqueles que apresentam movimentação involuntária, será feita, a seguir, a descrição literária sobre as principais classificações adotadas na paralisia cerebral.

A classificação da paralisia cerebral não leva em consideração o fator etiológico, ou causa; normalmente, usa para caracterizar: a) o prejuízo motor com a sua distinção topográfica, ou seja, as partes do corpo que estão acometidas pelos padrões motores; b) a característica do tônus muscular, o que se traduz por apresentação clínica; c) o grau de severidade do quadro em leve, moderado e grave.

A paralisia cerebral pode ser classificada, pelo tipo de tônus, em espástica, discinética e atáxica; o tipo espástico é o mais encontrado, em torno de 75% (SOUZA, 1998).

Os discinéticos representam 14% a 20% dos portadores de paralisia cerebral (GIANNI, 2003; SCHWARTZMAN, 2004; RUSSMAN; ASHWAL, 2004).

Schwartzman (2004) classificou a paralisia cerebral em dois grupos: espásticos e discinéticos. Os espásticos possuem as características topográficas de:

- Diplegia, diparesia: os membros inferiores são mais acometidos em relação aos membros superiores, que apresentam melhor desempenho motor e funcional; assim, esses indivíduos apresentam controle satisfatório de cabeça e tronco;
- Quadriplegia, quadripareisia e/ou tetraparesia: com prejuízos motores equivalentes nos quatro membros, não apresentam controle de cabeça e tronco, possuem grandes limitações para as atividades da vida diária;
- Hemiplegia, hemiparesia: acometimento de um dimídio corporal, ou seja, apenas um lado do corpo apresenta acometimento motor; normalmente, os indivíduos possuem independência nas atividades de vida diária;

Gianni (2003) relatou que os diplégicos têm maiores possibilidades de deambulação e maior incidência no nascimento pré-natal. Para evitar dificuldades na classificação, esta autora recomendou que os termos menos utilizados, como dupla hemiparesia, tripareisia e monoparesia, deveriam ser evitados.

Os discinéticos apresentam as formas hipercinética ou coreoatetóide; distônica; atáxica e mista. Estas são as formas que serão mais bem definidas, no decorrer do texto, devido à sua relação direta com este estudo.

Em relação à distribuição e intensidade do tônus, fator que contribui para a classificação, Iwabe e Piovesana (2003) realizaram um estudo comparativo com doze crianças com paralisia cerebral tetraparética espástica, com lesões corticais e subcorticais, e concluíram que as lesões apresentam deficiências semelhantes na modulação do tônus, com distribuição simétrica e homogênea de hipertonia que predomina em membros inferiores.

A classificação da paralisia cerebral também pode estar relacionada com a severidade do quadro funcional; dessa forma, pode ser dividida em três níveis: leve, moderada e grave.

Russman e Gage (1989), estabeleceram as características para cada nível:

Leve: anda independente; em geral, apresenta função independente.

Moderada: engatinha ou anda com apoio; em geral, precisa de assistência.

Grave: sem locomoção; sem função; em geral, apresenta dependência total.

Palisano et al. (1997) caracterizaram a gravidade do comprometimento neuromotor da paralisia cerebral em leve, moderada e severa; porém, essa classificação era feita com relação à locomoção da criança.

Russel et al. (2002) desenvolveram um sistema de classificação da criança com paralisia cerebral, conhecido como GMFM (mensuração da função motora grossa), instrumento que avalia o desempenho motor através de 88 itens para habilidades motoras, organizados por ordem de complexidade. O resultado é colocado em um sistema de abscissa, em que X representa o tempo em meses e Y representa o percentual obtido na GMFM<sup>a</sup>. Assim, temos uma curva do desempenho motor versus a idade de aquisição, que favorece para estabelecer prognóstico de marcha.

A classificação da GMFM pressupõe níveis de habilidades funcionais, que são:

Nível I: deambula sem restrições; apresenta limitações em atividades motoras mais avançadas, como correr e pular.

Nível II: deambula sem auxílio, com limitações para marcha comunitária.

Nível III: deambula com apoio, com limitações fora de casa e na comunidade.

Nível IV: mobilidade limitada; necessita de cadeira de rodas para locomoção fora de casa e na comunidade.

Nível V: mobilidade gravemente limitada, mesmo com o uso de tecnologia assistiva.

Paneth et al. (2005) realizaram uma nova proposta de classificação da paralisia cerebral, no encontro em Bethesda, Maryland, em 2004, com quatro componentes distintos, que são:

1. Anormalidade motora: envolve tanto a natureza e o tipo da desordem motora como as habilidades motoras funcionais;
2. Incapacidades associadas: problemas sensitivos, auditivos, visuais, comunicativos, cognitivos;
3. Achados anatômicos e radiológicos: distribuição anatômica no corpo (membros, tronco, cabeça), ocasionada por prejuízos motores ou limitações e a contribuição dos exames por imagem;
4. Causa e período de instalação da lesão: há uma causa claramente identificada, principalmente nos casos de paralisia cerebral pós-natal.

Com base no modelo de classificação proposto em Genebra, pela Organização Mundial de Saúde (1999), esta enfermidade pode apresentar conseqüências variadas. A paralisia cerebral sempre interfere no funcionamento do sistema músculo-esquelético. Neste nível, as características associadas a essa seqüela incluem distúrbios de tônus muscular, postura e movimentação voluntária.

De modo geral, as formas de classificação de paralisia cerebral definem as características da apresentação clínica e estabelecem a relação dos locais do encéfalo com principal manifestação de lesão, com associação de espásticos a territórios corticais; os discinéticos, a regiões dos gânglios basais, ou, como referido por Gauzzi e Fonseca (2004), paralisia cerebral extrapiramidal, e os atáxicos, associados a territórios cerebelares.

Tais classificações servem para caracterização da lesão, mas não fornecem informações das conseqüências que essa desordem produz nas atividades diárias dos indivíduos com paralisia cerebral.

Neste estudo, serão enfatizadas as encefalopatias com características clínicas discinéticas, pois esse tipo é importante para esta pesquisa, devido à presença de movimentos involuntários, definidos a seguir.

### **2.3 Movimentos involuntários**

Todos animais se movem de algum modo, mas os movimentos não são apenas ações dos músculos: a motricidade envolve um conjunto neuromuscular complexo, chamado sistema nervoso.

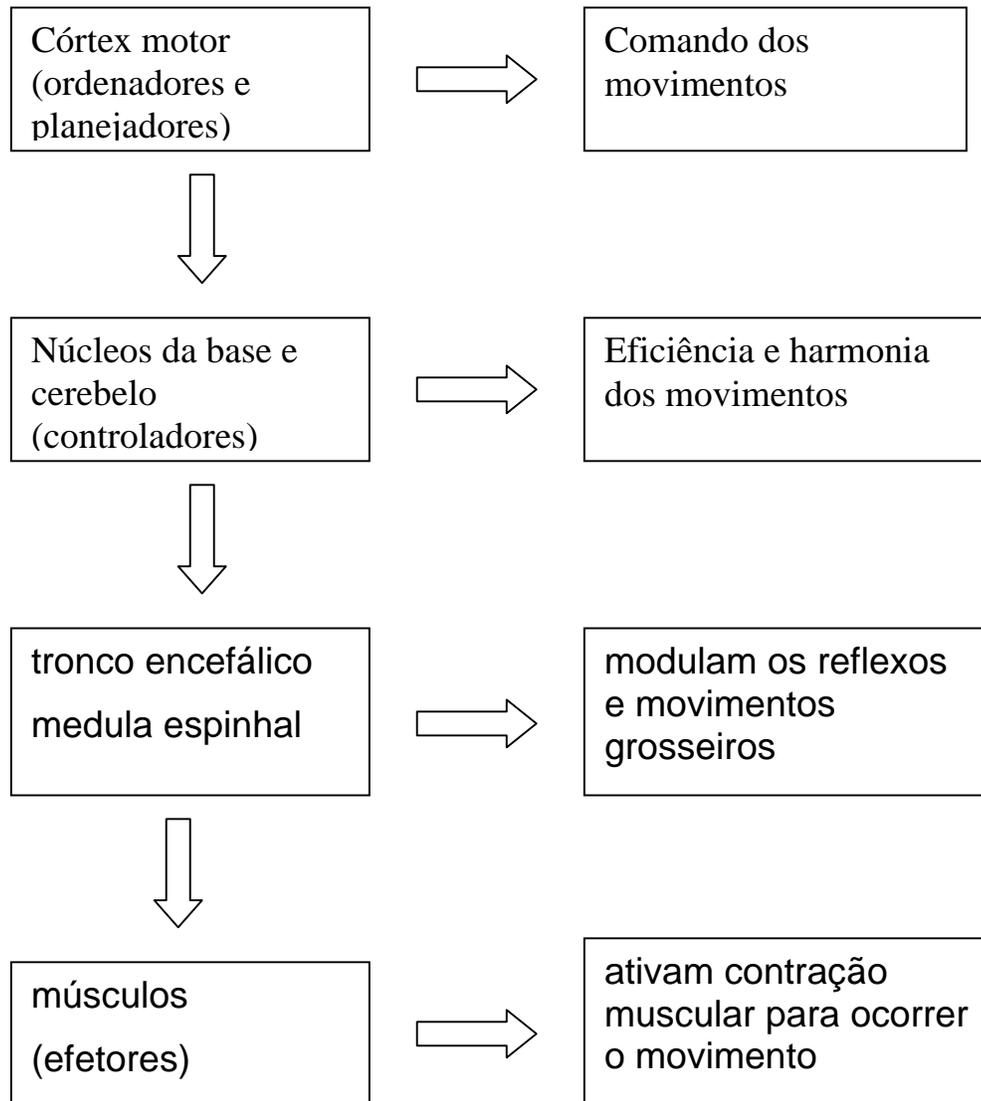
De acordo com o dicionário de termos técnicos de medicina e saúde, o significado de motricidade é: “função desempenhada pelo sistema neuromuscular que assegura os movimentos do corpo em geral, quer sejam eles voluntários, involuntários ou reflexos” (REY, 1999, p.521).

Quando se pensa em movimentos realizados por seres humanos, é comum relacionar os movimentos voluntários, com movimentos conscientes, e movimentos involuntários, com movimentos inconscientes, ou seja, realizados automaticamente como ações reflexas. Ambos os movimentos dependem de funções executadas pelo sistema neuromuscular, que a seguir será definido.

Para Lent (2001), o funcionamento operacional do sistema motor compreende ações por meio dos efetadores, que realizam os movimentos; ordenadores, responsáveis pelo comando dos efetadores; controladores, os quais promovem a execução correta dos comandos motores; e os planejadores, responsáveis pelas seqüências de comandos que produzem movimentos voluntários complexos. Em síntese, o sistema motor depende de planejamento e programação.

As ações de planejamento e programação motora são realizadas por áreas cerebrais do córtex, com comando de impulsos motores para o tronco encefálico e a medula espinhal, como demonstrado na Figura 1.

Os comandos motores modulam os reflexos e os movimentos mais grosseiros. Ainda no encéfalo, um outro comando de impulsos motores atua simultaneamente, para garantir a eficiência dos movimentos; esse comando de controle é realizado pelo cerebelo e gânglios da base, cujo objetivo é zelar para que os movimentos sejam iniciados e terminados em tempo certo e com harmonia (GHEZ; KRAKAUER, 2003).



**Figura 1-** Sistema operacional do sistema motor córtico-muscular.

Ghez e Krakauer (2003), ao discorrer sobre a organização do movimento, afirmaram que

[...] a capacidade de organizar atos motores complexos e de executar movimentos finos com precisão depende dos sinais de controle, provenientes das áreas motoras do córtex cerebral (GHEZ; KRAKAUER, 2003, p.669).

Para esses autores, duas outras partes do encéfalo são responsáveis pelo planejamento e a execução do movimento: o cerebelo e os gânglios da base. Estes fornecem circuitos que regulam as áreas motoras corticais e o tronco encefálico.

A partir dessa explicação, será considerado movimento voluntário o ato de deslocamento no espaço do tronco e membros, realizado com uma determinada finalidade, ou seja, programado, planejado e este movimento deve ser harmônico. Consideram-se também ações inconscientes ou movimentos automáticos, aqueles promovidos por ações reflexas decorrentes de estímulos sensoriais.

Movimento involuntário será, pois, um movimento que ocorre a despeito da vontade, sem planejamento, são movimentos indesejados (LENT, 2001).

Para Ekman (2000), os distúrbios dos gânglios da base interferem nos movimentos voluntários e automáticos e produzem movimentos involuntários.

Indivíduos com encefalopatias, quando apresentam lesões nos gânglios da base ou no cerebelo, manifestam seqüelas com desordem da harmonia dos movimentos, ou seqüelas com movimentos involuntários. Segundo Fahn (1984) e Fahn et al. (1998), essa desordem de movimento pode ser classificada em dois grandes grupos: as hipocinesias (acinesia; bradicinesia e catatonia), que são movimentos involuntários de baixa frequência, e as hipercinesias (discinesias; atetose; coréia; balismo; distonia; mioclonia; tiques; tremor e estereotípias), que são movimentos involuntários de alta frequência.

O presente estudo envolveu participantes com encefalopatias não progressivas, que integram o grupo das hipercinesias. Dentre as hipercinesias, serão mais bem definidos os indivíduos discinéticos com atetose, coréia, córeo-atetose, balismo e ataxia.

Gauzzi e Fonceca (2004) caracterizaram a paralisia cerebral discinética por movimentos e posturas anormais, decorrentes de dificuldade de programação e execução adequada dos movimentos voluntários, na coordenação dos movimentos automáticos e na manutenção da

postura. Enfatizaram, ainda, que essa dificuldade advém da ativação involuntária e simultânea do controle tônico da musculatura agonista e antagonista. Para esses autores, atetose são movimentos involuntários lentos, suaves, que envolvem mais a parte distal dos membros. Os movimentos coréicos são rápidos, de maior amplitude e envolvem mais a parte proximal dos membros. O balismo se caracteriza por movimentos involuntários abruptos, violentos, os quais envolvem a parte proximal dos membros.

DeLong (2003) relacionou os distúrbios de movimentos como resultado do desequilíbrio das vias diretas e indiretas dos gânglios da base. Segundo esse autor, os distúrbios hipocinéticos são caracterizados pela dificuldade de iniciar os movimentos (acinesia) e pela redução da amplitude e velocidade de movimento voluntário (bradicinesia). Os distúrbios hipercinéticos são caracterizados pela atividade motora excessiva de movimentos involuntários (discinesias) e pela diminuição do tônus muscular (hipotonia).

As formas ou características de movimentos involuntários que os distúrbios hipercinéticos manifestam foram definidas por DeLong como

[...] atetose: movimentos distônicos de extremidades, lentos; coréia: espasmos, movimentos aleatórios dos membros e de estruturas orofaciais; balismo: movimentos amplos e violentos dos membros; distonia: postura anormal e movimentos lentos associados à contração dos músculos agonistas e antagonistas (DELONG, 2003, p.861).

Ratliffe (2002) ressaltou que crianças com atetose têm tônus flutuante em todo o corpo e tendem a ter movimentos involuntários contorcidos, com movimentos de um extremo da amplitude de movimento ao outro; acrescentou que movimentos involuntários imprevisíveis, distais nos membros acompanhadas da atetose, compõem um quadro de coreoatetose.

Uma outra definição de atetose foi proposta por Bax:

[...] movimentos involuntários constantes, mesmo quando tenta permanecer imóvel, e esses movimentos interferem com todos os que a criança tenta fazer, tais como caminhar ou utilizar as mãos (BAX, 2000, p.9).

Esse autor também comentou que, em geral, todas as partes do corpo estão envolvidas nas paralisias cerebrais atetóide e atáxica.

Shah e Albin (1999) conceituaram coréia como movimentos irregulares, rápidos, com arrancos involuntários sem um padrão rítmico, que é distribuído fortuitamente como uma dança que envolve múltiplas partes do corpo. Coréia é um termo grego que significa dança. Ainda esses

autores afirmaram que a atetose e o balismo compartilham fisiopatologicamente com a coréia, porque normalmente envolvem desordens dos núcleos subtalâmicos e do estriado.

O movimento atáxico normalmente está associado às lesões cerebelares. Para Lent (2001), ataxia corresponde a movimentos involuntários incoordenados das diferentes partes do corpo.

Gauzzi e Fonceca (2004) entenderam que os movimentos atáxicos trazem prejuízos em atividades que exigem coordenação: a marcha é com base alargada e pode ser observado tremor intencional.

Para Bax (2000), na ataxia não se observam movimentos, mesmo quando o indivíduo está sentado e imóvel, mas, ao realizar movimentos voluntários, estes são desajeitados e inábeis.

Shah e Albin (1999) consideraram o balismo como uma forma extrema de coréia, incontrolável, movimentos típicos de arremessos com grande amplitude proximal, que ocorre predominantemente de forma unilateral e em que a face não é afetada. Está associado a lesões nos gânglios da base e no tálamo.

O balismo está sendo descrito por ser um movimento involuntário típico, porém, sua presença e sua terminologia não são comumente descritas na paralisia cerebral, uma vez que sua presença é mais comum na lesão vascular do paleostriado em indivíduos adultos (DORETO, 1996).

Movimento distônico ou distonia caracteriza-se por movimentos que mostram um tônus muscular muito variável e que envolvem membros e postura (SCHWARTZMAN, 2004). Ainda para esse autor, nas formas distônicas e coreoatetóticas ocorrem alterações do tônus, da postura e movimentos, características de lesão do sistema motor extrapiramidal.

Delisa (1991); Kottke, Stillwell e Lehmann (1997); Piovesana (1998); Bax (2000); Gauzzi e Fonceca (2004), entre outros, relataram que movimentos atetóticos, coréicos, balísticos e atáxicos são movimentos involuntários capazes de interferir na movimentação voluntária, que dificultam ou até mesmo impedem atividades funcionais. Os movimentos involuntários podem ser inibidos com o relaxamento ou com o sono.

## 2.4 Tratamento dos movimentos involuntários

Os indivíduos com encefalopatias que apresentam movimentos involuntários podem ser submetidos a uma diversidade de tratamentos cirúrgicos, farmacológicos e terapêuticos.

Os procedimentos cirúrgicos, com os avanços constantes da medicina, tornam-se cada vez mais específicos. Por não ser objetivo deste trabalho detalhar as formas e técnicas cirúrgicas ou outros tratamentos, serão apresentados apenas alguns relatos.

Teive et al. (2005) observaram melhora significativa de distônia com coréia em um paciente com paralisia cerebral, após a utilização de palidotomia bilateral. Esses autores, ainda, relataram sobre a implantação de um estimulador elétrico por meio cirúrgico no globo pálido, para conter movimentos distônicos.

Saiki, Tsuzuki e Tanaka (1999) investigaram os efeitos da redução do tônus na atetose, com a combinação de dois procedimentos: o bloqueio neural parcial com anestésico Lidocaína, e a cirurgia da liberação dos músculos proximais do pescoço. Os resultados demonstraram melhora do movimento voluntário e diminuição significativa dos movimentos involuntários, em seis casos estudados.

Os tratamentos medicamentosos são usados em indivíduos com movimentos involuntários, com o objetivo de diminuir tais movimentos. Apesar dos avanços da indústria farmacológica, as drogas podem produzir efeitos satisfatórios e efeitos maléficos, de maneira que, em alguns casos, podem ser desencadeadoras de outras patologias, como relatou Doreto (1996): com o uso prolongado de medicamento a base de Aldol, no tratamento de coréia, pode-se induzir uma síndrome parkinsoniana.

Os tratamentos fisioterapêuticos e terapêuticos ocupacionais desenvolveram-se com base em várias técnicas e teorias, a partir da década de 1940. Dentre estas, pode-se citar: facilitação neuromuscular proprioceptiva; integração sensorial e desenvolvimento neuromaturacional. Em comum, nessas abordagens, é possível destacar a intervenção precoce e a participação dos familiares (RATLIFFE, 2002).

Para a autora citada anteriormente, o tratamento fisioterapêutico, por influência de tais métodos, tem focalizado o desenvolvimento da coordenação motora, dos estímulos sensoriais e das habilidades funcionais.

Diante das características expostas, nas considerações teóricas, torna-se claro que a pulseira estabilizadora com peso pode ser considerada um recurso auxiliar para o ensino, pois essa pulseira, colocada no membro superior, pode ser um meio para facilitar, auxiliar e até mesmo favorecer uma função com finalidade pedagógica. O desenvolvimento deste trabalho analisou a eficácia do uso de pesos em movimentos funcionais, realizados com o membro superior funcional de indivíduos com movimentos involuntários.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

O presente trabalho teve como objetivo geral analisar o comportamento motor de membros superiores, no movimento de apontar um alvo, com e sem o uso de peso, em indivíduos com seqüelas de encefalopatias, os quais apresentavam movimentos involuntários nos membros superiores.

#### **3.2 Objetivos específicos**

Os objetivos específicos foram:

- Analisar comparativamente a cinemática do movimento sem peso e com peso, em relação à velocidade e ao deslocamento.
- Analisar a ação e a intensidade de contração da musculatura diante do movimento solicitado, com e sem o uso de pesos.

## 4 MÉTODO

Foi realizado um estudo biomecânico da função de membros superiores, com e sem o uso de pesos, em indivíduos que apresentavam movimentos involuntários, no ato de apontar um alvo. O estudo exigiu cuidados metodológicos tanto para seleção dos participantes, quanto para o uso criterioso dos equipamentos.

### 4.1 Participantes

Participaram da pesquisa oito indivíduos do gênero masculino e feminino. Em relação ao nível educacional, três participantes cursavam o ensino fundamental em salas de ensino especial, três concluíram o ensino médio, um cursava nível superior e um concluiu o nível superior. Todos os participantes eram encefalopatas, apresentavam movimentos involuntários de membros superiores e eram moradores da cidade de Marília.

Os participantes do estudo foram avaliados por dois fisioterapeutas, para verificar se possuíam as características necessárias para inclusão no estudo. Após avaliação, os indivíduos foram classificados pela escala GMFM - Gross Motor Function Measure - (RUSSEL et al., 2002).

Critérios utilizados para inclusão dos participantes no estudo:

- Ter diagnóstico de encefalopatia;
- Possuir movimentos involuntários em membros superiores;
- Conseguir apontar um alvo contra a ação da gravidade;
- Conseguir manter-se na postura sentada;
- Apresentar compreensão da tarefa solicitada;
- Os pais ou responsáveis terem assinado o termo de consentimento esclarecido (Apêndice A).

Critérios utilizados para exclusão dos participantes no estudo:

- Não terem diagnóstico de encefalopatia;
- Ação motora no membro superior mais funcional, com força inferior à ação da gravidade;
- Baixa visão e cegos.

Os participantes deste estudo foram identificados pela letra P, seguida dos numerais de 1 a 8. Quanto à característica, o diagnóstico, a classificação do nível de comprometimento motor, tônus e topografia dos participantes, foram descritas no Quadro 1.

	Diagnóstico Clínico	Distribuição topográfica/tônica	Membro mais funcional	Classificação GMFM	Idade	Gênero
P 1	TCE	Quadriparesia/atáxico	Esquerdo	Nível V	24	fem
P 2	AVE	Quadriparesia/atáxico	Direito	Nível IV	38	masc
P 3	PC	Quadriparesia/atetóide	Direito	Nível I	25	fem
P 4	PC	Quadriparesia/atetóide	Esquerdo	Nível I	29	masc
P 5	PC	Quadriparesia/coreoatetóide	Esquerdo	Nível V	14	masc
P 6	TCE	Quadriparesia/coreico	Esquerdo	Nível V	24	masc
P 7	PC	Quadriparesia/atetóide	Esquerdo	Nível V	25	masc
P 8	PC	Quadriparesia/atetóide	Direito	Nível V	21	masc

**Quadro 1** - Características, diagnóstico e classificação do comprometimento motor/tônus e topografia, dos participantes do estudo.

#### 4.2 Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada no laboratório de análise do movimento do Centro de Estudos da Educação e da Saúde, UNESP, Campus de Marília (CEES).

#### 4.3 Equipamentos e materiais

- Filmadora JVC;
- Fita de vídeo compatível com filmadora;
- Computador com placa de captura de vídeo;
- Programa para análise da imagem Kávideo;

- Balança calibradora;
- Pedestal de suporte para filmadora;
- Marcadores reflexivos;
- Pesos para pulseira de chumbo;
- Pulseira com velcro para fixar os pesos;
- Mobiliário adaptado;
- Eletromiógrafo;
- Eletrodos ativos auto-adesivos;
- Programa para análise eletromiográfica *Aqdados Lynx*.

#### **4.4 Procedimento para coleta de dados**

Os procedimentos para coleta de dados foram realizados em quatro etapas:

1ª etapa: o projeto foi exposto ao comitê de ética da Faculdade de Filosofia e Ciências - UNESP - Campus de Marília, tendo sido aprovado segundo o parecer nº 465/2005 (Anexo A).

2ª etapa: os participantes foram selecionados, avaliados e solicitada a autorização para participação no estudo.

3ª etapa: realizou-se um estudo-piloto, com uma criança sem alterações neurológicas, que teve como objetivo determinar o espaço e a posição dos equipamentos. O estudo-piloto serviu: 1) para adequação da altura, da posição e da distância da filmadora; 2) para definição da passagem dos cabos e a fixação dos eletrodos do eletromiógrafo, para que não interferissem nos movimentos; 3) para a definição da escala de pólos utilizadas. Ainda neste estudo, verificou-se que a distância entre os alvos fixos na mesa deveria estar diretamente relacionada com o alcance do membro superior mais funcional de cada indivíduo. A princípio, realizou-se uma coleta com uma filmadora posicionada na vista lateral em relação ao movimento realizado, porém, durante a análise, verificou-se que o resultado não era adequado, uma vez que a análise foi em duas dimensões, ou seja, com apenas uma filmadora, alguns marcadores dos pontos anatômicos articulares não eram visualizados durante todo o movimento. Por isso, optou-se por realizar a filmagem dos movimentos com vista superior, que proporcionou a visualização de todos os pontos anatômicos e a diminuição de distorções das imagens, em função do tipo de análise utilizada.

4ª etapa: nesta etapa, foi realizada a coleta de dados referente aos registros eletromiográficos e cinemáticos.

#### 4.4.1 Registro eletromiográfico

A eletromiografia, segundo Pinto (1998), é o registro da atividade elétrica de um músculo contraindo, ou seja, seu potencial de ação.

Para possibilitar o registro os eletrodos, estes foram colocados no ponto motor, local em que o potencial de ação é registrado mais forte. Para a identificação dos pontos motores, foram adotados como referência os pontos traçados dermatologicamente por Guttman (1980).

Os músculos escolhidos pelo pesquisador foram os que apresentavam ações antagônicas e sinérgicas, durante a execução dos movimentos propostos, isto é, para se atingir um alvo à frente, o principal movimento realizado era a extensão de cotovelo, com maior ação de músculo tríceps braquial. Para o movimento de retorno, apresentava-se a flexão do cotovelo, com maior ação do músculo bíceps braquial. Por sua vez, o músculo deltóide, em ambos os movimentos, atuou como um dos principais sinergistas, com a função de manter o membro superior elevado contra ação da gravidade e permitir a realização harmônica dos movimentos de flexão e extensão do cotovelo (KENDALL; McCREARY, 1995).

No ponto motor dos músculos tríceps braquial, bíceps braquial e deltóide fibras médias, foram colocados os eletrodos para capturar os registros eletromiográficos.

Os eletrodos eram de superfície, ativos, amplificados, bipolares, com terminações auto-adesivas descartáveis revestidas de cloreto de prata, conectados a um módulo de aquisição de sinais biológicos da marca *Lynx*, com seis canais calibrados para ganhos de 10.000 Hz, acoplados a um computador equipado com uma placa de conversão analógica digital (A/D) do programa chamado *Aqdados*.

Para aquisição e análise dos dados, foi necessário um *software* específico denominado *Aqanalysis Lynx*. Esse programa possibilitou a configuração gráfica dos registros eletromiográficos, que, por canal, possuía uma área de 3000 amostras em 60 segundos dos potenciais mioelétricos em valores *root mean square* (RMS), baseados no cálculo da menor raiz quadrada, em que um valor de intensidade de pulso filtrava as interferências máximas e mínimas. A placa A/D apresentou faixa de entrada de 5 volts, o que possibilitou fixar limites superiores e

inferiores de +500 microvolts e -500 microvolts, com filtros para os sinais analógicos com banda de 10 Hz à 500 Hz.

Para tornar o ambiente o mais livre possível de ruídos e interferências, utilizou-se um filtro com 600Hz no *hardware*, que impediu a entrada de frequências da rede elétrica no laboratório de eletromiografia.

A eletromiografia permitiu a análise gráfica e numérica da frequência dos momentos de contração, durante a realização do movimento.

Esse registro serviu para identificar qual fibra muscular foi requisitada, pois ocorria a despolarização do potencial de ação. Forneceu, também, informações do tempo de intensidade da atividade elétrica.

A tarefa solicitada foi realizada com três repetições; como os dados fornecidos nos registros eletromiográficos possuíam alta precisão, optou-se, para a análise dos dados, pelos valores obtidos no segundo momento de repetição. A primeira vez que o participante realizou a tarefa serviu como treino e, possivelmente, variáveis como ansiedade poderiam interferir no desempenho; na terceira repetição, os participantes poderiam já apresentar cansaço.

#### **4.4.2 Análise cinemática**

A análise cinemática envolveu a mensuração da performance dos movimentos em relação ao deslocamento e à velocidade. Essa análise foi efetuada por meio de filmagem e estudo de análise de movimento computadorizado, em duas dimensões, consistentes em captura de imagens, formatação dos *frames* e conversão gráfica.

Para capturar as imagens gravadas em uma fita de vídeo de um segmento em movimento, no caso, o membro superior estudado, necessitou-se de um sistema de marcadores reflexivos, colocados em pontos anatômicos sobre a superfície corpórea (Figura 2). Esses marcadores auto-adesivos tornaram os pontos anatômicos distintos da superfície da pele, bem visualizados, de forma que, posteriormente, puderam ser facilmente identificados para digitalização.



**Figura 2-** Posição dos marcadores reflexivos auto-adesivos

Nesta pesquisa, foram considerados quatro pontos anatômicos: as proeminências ósseas do acrômio; o epicôndilo lateral da ulna; a cabeça do rádio e a superfície distal do terceiro metacarpo, pontos que correspondiam aos principais eixos articulares do membro superior. Tais pontos permitiram invariabilidade dos locais dos marcadores, pois são facilmente palpáveis (SILVA, 2003).

A captura das imagens para o computador foi feita por meio de placa de vídeo, que possuía uma entrada compatível com a filmadora analógica utilizada. Após ter sido conectada ao computador, foi possível enviar as imagens ao *software* do programa de análise Kavideo, que possuía um campo de abertura de um novo projeto capaz de capturar as imagens e transformá-las em arquivos de AVI.

Após a captura das imagens, foi empregado, para a análise do movimento, o programa Kavideo, disponibilizado no *site*: [www.kavideo.sfsu.edu](http://www.kavideo.sfsu.edu), para a formatação dos *frames* e conversão gráfica. O *software* Kavideo foi especificamente projetado para análise do movimento humano. O *software* permitiu a captura das imagens em AVI e tornou possível digitalizar o movimento, a partir de uma escala de pólos.

A escala de pólos era uma distância linear entre dois pontos previamente mensurados. Esse valor era solicitado pelo programa de análise de movimento Kavideo, para realizar um fator

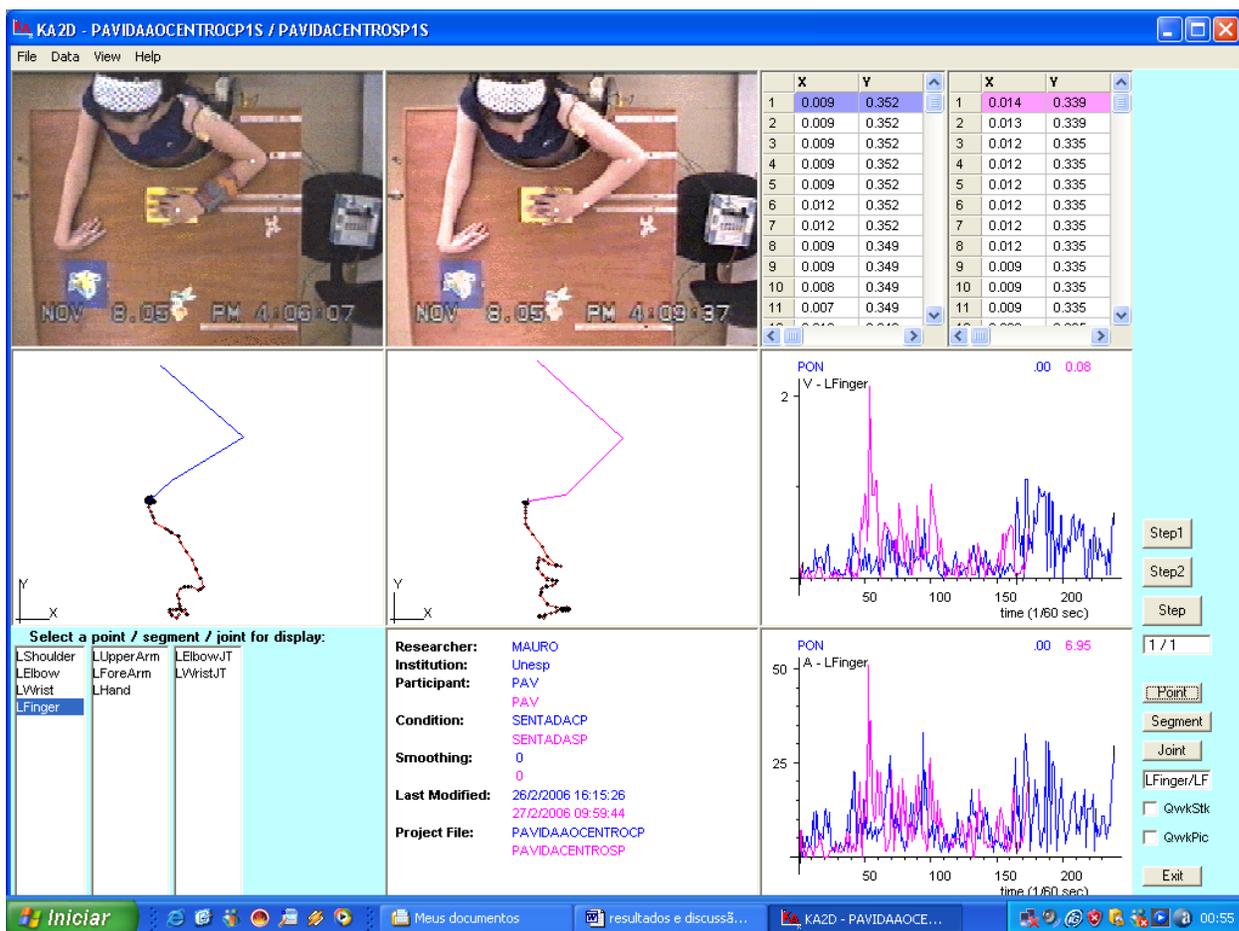
de conversão das coordenadas ortogonais XY. A distância linear compreendia a amplitude do movimento realizado, ou seja, eram dois pontos fixos que correspondiam aos extremos máximos do movimento executado, que por sua vez, equivalia ao alcance máximo que o movimento podia atingir; essas medidas foram calculadas para cada indivíduo (Tabela 1).

	Escala de pólo cm
Participante P 1	70
Participante P 2	72
Participante P 3	70
Participante P 4	73
Participante P 5	71
Participante P 6	69
Participante P7	68
Participante P 8	69

**Tabela 1-** Medida da escala de pólos calculada para cada participante

As medidas da escala de pólos eram solicitadas, posteriormente, em um campo do programa e convertidas automaticamente, por meio de um fator que promoveu a leitura ortogonal do movimento, num plano do espaço dado em coordenadas absolutas XY, para cada *frame*, e cada segundo contendo 60 *frames*. Por meio desse *software*, foi possível realizar uma análise cinemática da velocidade, além de permitir uma análise da configuração do deslocamento do movimento no espaço.

De acordo com a análise realizada no programa Kavídeo, em que foram comparados os momentos sem e com uso da pulseira estabilizadora de peso, na Figura 3 também podem ser observados os marcadores auto-adesivos nos pontos articulares, as marcas na mesa com fita adesiva para mensuração da escala de pólos, em amarelo o ponto inicial, à frente o alvo central, em azul o alvo deslocado, a configuração ou o desenho da trajetória com peso e sem peso e os gráficos de velocidade e aceleração.



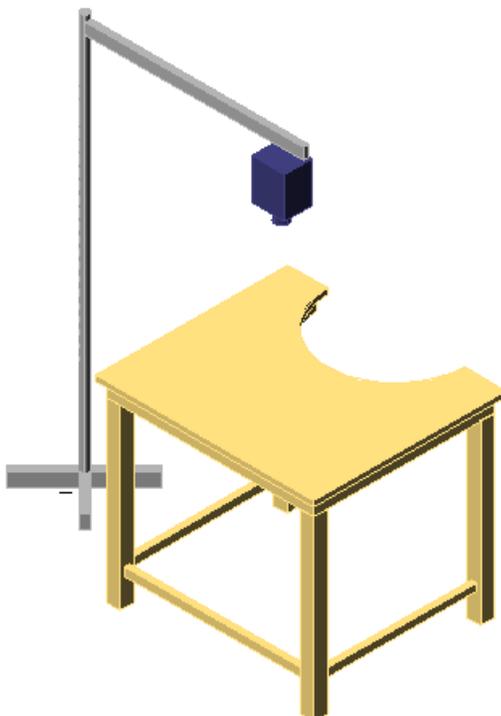
**Figura 3** – Análise Kavídeo, comparação com e sem peso

Para a coleta de dados, foi realizada previamente a preparação dos participantes. Inicialmente, foi feita assepsia nos locais de fixação dos eletrodos do eletromiógrafo, com o objetivo de eliminar suor e outros resíduos, que poderiam produzir interferências nos registros da coleta eletromiográfica.

Após a assepsia, os participantes foram orientados quanto à tarefa a ser executada. Em seguida, era realizada a correção do posicionamento corporal e iniciada a atividade, depois de três minutos, tempo necessário para a acomodação postural (BRACCIALLI, 2000).

Os participantes foram filmados por uma câmera JVC de 28X, para fita de 8mm VHS, fixada a um pedestal com ajuste de altura que possibilitou filmar de um plano superior, ou seja, com foco de cima da para baixo (Figura 4). A altura da filmadora foi estabelecida

individualmente para cada participante, com pequenas variações, que permitiram melhor ajuste do foco.



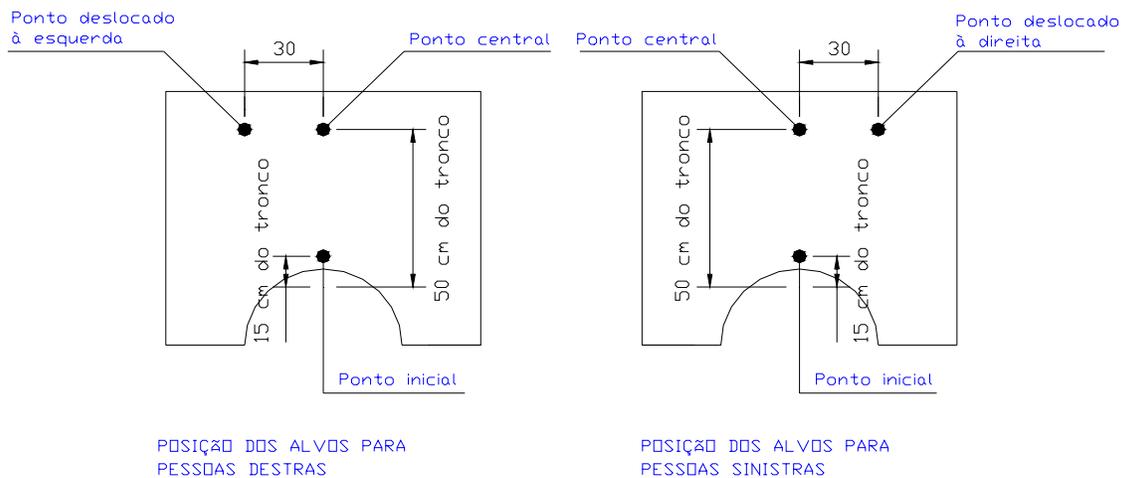
**Figura 4** – Posição da filmadora com vista superior, pedestal de suporte e mesa em semicírculo

Os participantes foram posicionados individualmente, na postura sentada, confortavelmente, em cadeira adaptada que possibilitava regulagem. Permaneciam sentados, com os pés apoiados no chão, joelhos em flexão de 90°, o quadril em flexão de 90° e posição neutra de abdução, adução e rotação de quadril.

Em relação ao membro superior que não foi utilizado na execução da tarefa, para melhor posicionamento postural, foi orientado mantê-lo apoiado sobre a mesa. Em situações nas quais não existia controle adequado do participante, para mantê-lo sobre a mesa, foi feito um apoio por terceiros, durante a execução da tarefa. Dessa forma, o membro não interferiu no desenvolvimento da atividade realizada com o membro mais funcional, para atingir os alvos propostos.

À frente do participante, colocou-se uma mesa adaptada, com recorte em semicírculo que tinha ajuste de altura.

Nessa mesa, foram demarcados três alvos distintos, posicionados para destros e sinistros (Figura 5). O primeiro alvo foi demarcado paralelamente ao eixo esternal anterior, chamado de ponto inicial, a 15cm do tronco, pois essa distância mantinha a articulação do cotovelo em flexão. O segundo alvo, chamado de ponto central, foi demarcado paralelamente ao eixo esternal anterior, colocado à distância do alcance máximo transverso de cada participante. O último alvo, chamado de deslocado à esquerda, para o destro, e à direita, para o sinistro, foi colocado à distância do alcance máximo transverso de cada participante. O alcance máximo transverso é, de acordo com Nowak (1996) e Jarosz (1996), uma forma de mensuração antropométrica que consiste em determinar um eixo hipotético do membro superior centrado na articulação do ombro e, a partir desse ponto, desenha-se um raio que é igual ao comprimento do membro superior; assim, foi determinado o espaço necessário para o trabalho.



**Figura 5** - Posicionamento dos alvos demarcados na mesa para executar o movimento

Antes de iniciar o movimento, cada participante foi orientado a colocar a mão no ponto de partida ou inicial e, posteriormente, realizar os movimentos:

- A) ida ao ponto central e retorno ao ponto inicial.
- B) ida ao ponto deslocado à direita ou à esquerda e retorno ao ponto inicial.

O ponto inicial, ou de partida, foi identificado com uma marca, um círculo de cartolina da cor amarela, colado a um retângulo de cartolina azul, que se destacou em relação à cor marrom da

superfície de fundo da mesa. O ponto central e o ponto deslocado à esquerda ou à direita foram identificados com símbolos que tinham algum significado para os participantes, como, por exemplo, emblemas de clubes de futebol ou ilustrações, para torná-los mais atrativos.

Os movimentos executados foram realizados sem o uso de pesos e com o uso de pesos.

Os pesos utilizados foram calculados individualmente, por meio do cálculo de resistência máxima (RM) prescrita por Mcardle et al. (1992).

O cálculo da RM partiu do emprego de um peso com o qual o indivíduo conseguisse realizar o movimento em amplitude total, por dez repetições; gradualmente, aumentou-se o peso até que se estabeleceu o peso de resistência máxima.

Para Leite (2000), as atividades de fortalecimento muscular em indivíduos saudáveis deveriam iniciar-se com resistência submáxima, que equivale a 70% da carga máxima.

A fim de evitar fadiga muscular dos indivíduos com encefalopatias, foi estabelecido o cálculo da resistência RM, e os movimentos orientados foram realizados em séries com 50% da carga máxima. Mendoza et al. (2003), após estudar um grupo de meninos com paralisia cerebral, concluíram que os treinamentos de força e de potência deveriam ser entre 50% e 60% da carga máxima.

A Tabela 2 traz as distâncias da filmadora, os pesos utilizados para cada participante, na execução da tarefa, o alcance transversal e a altura da mesa.

	Alcance transversal cm	Distância da filmadora m	Altura da mesa cm	Peso utilizado g
P 1	69	1,37	80	400
P 2	80	1,42	80	1000
P 3	69	1,38	80	500
P 4	71	1,36	80	1000
P 5	62	1,34	74	500
P 6	71	1,36	80	500
P7	65	1,38	80	500
P 8	70	1,37	80	500

**Tabela 2** - Medidas das principais distâncias e peso utilizado na tarefa

Os dois movimentos descritos foram realizados:

- Contra a ação da gravidade, sem o uso de peso.

- Contra a ação da gravidade, com uso de peso de 50% de carga RM, fixo distalmente no antebraço.

O peso de chumbo usado tinha a forma de pulseira ou braçadeira de velcro, fixo na região distal do antebraço (Figura 6).

A ordem de execução dos movimentos foi aleatória, por meio de sorteio e cada movimento foi realizado com três repetições.

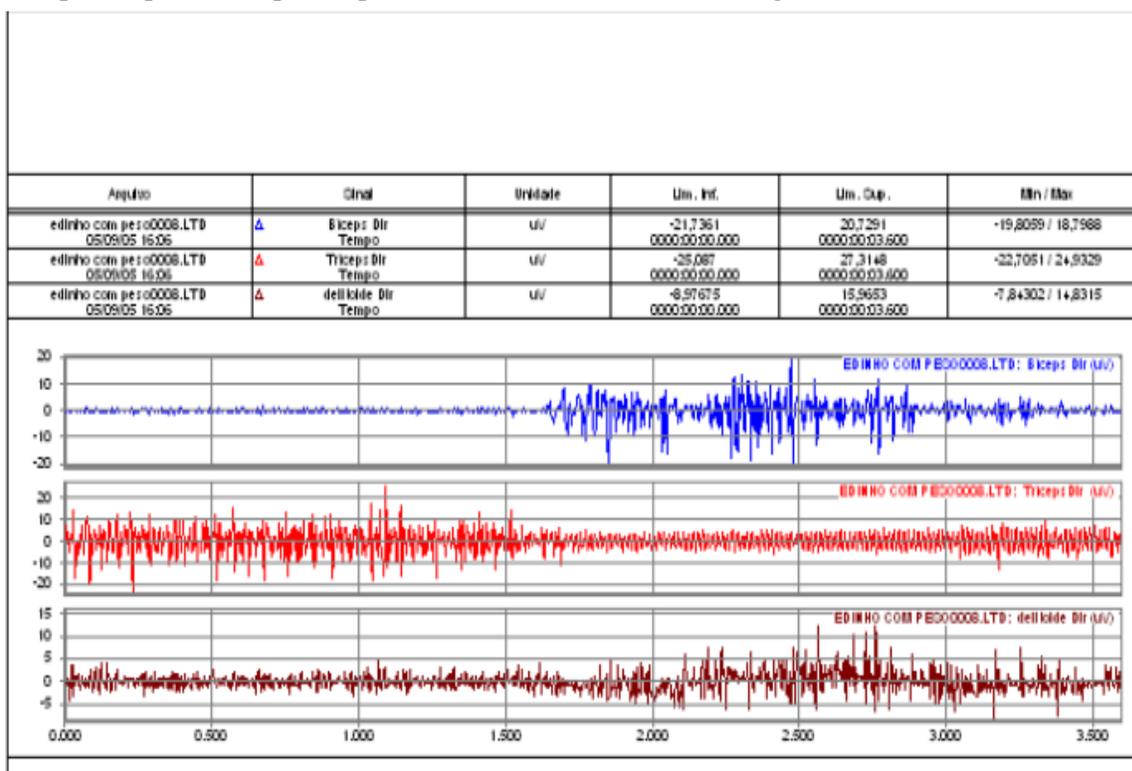


**Figura 6** – Pulseira estabilizadora com peso de chumbo e velcro

#### 4.5 Procedimentos para análise de dados

Foi realizada uma análise quantitativa dos dados obtidos nos registros videográficos e eletromiográficos, nos momentos sem o uso de peso e com uso de peso com 50% da carga máxima, ambos movimentos realizados contra ação da gravidade.

Os registros eletromiográficos (EMG), em valores RMS, foram demonstrados por meio de um programa específico chamado *Aqanalysis*. Esse programa produziu um registro gráfico para cada seqüência de movimento realizado e analisou a intensidade de contração dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide fibras médias (Figura 7).



**Figura 7** - Análise gráfica dos registros eletromiográficos, em valores RMS, dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide.

Para cada movimento, foram comparados: a velocidade, o deslocamento, o momento de contração muscular, por meio de análise de dispersão dos dados.

De acordo com Durward, Baer e Rowe (2001), embora as técnicas de mensuração e registro, para avaliar uma atividade de movimento, sejam diversas, a grande maioria dos estudos na área trabalha com uma ou mais variáveis mecânicas principais, que são: 1) tempo; 2) deslocamento linear; 3) aceleração linear; 4) deslocamento angular; 5) velocidade angular; 6) aceleração angular; 7) força e 9) momento de força. Nesta pesquisa, foram utilizadas, para análise cinemática, as variáveis velocidades e deslocamentos lineares ou escalares. Segundo os autores citados anteriormente, a velocidade linear de um objeto descreve com que rapidez este se move e em que direção o movimento ocorre. O deslocamento linear, a velocidade linear e a aceleração linear estão inter-relacionados e podem ser descritos por uma série de equações cinemáticas, referentes ao movimento linear.

O programa *Kavideo* forneceu dados da velocidade, em cada *frame*. Para este estudo, cada segundo continha 60 *frames*, o que equivalia à fração de  $\frac{1}{60} s$ . Como o programa não fornecia o deslocamento, dado considerado fundamental para comparar a análise dos movimentos intra-indivíduo, calculou-se o deslocamento ( $s$ ) a partir da equação:  $s = \text{velocidademédia} \cdot \text{tempo}$ . Convencionalmente as letras representam: a)  $s$ , o deslocamento escalar; b)  $V_m$ , velocidade média escalar; e c)  $t$ , tempo. A velocidade obtida para cada *frame* foi transferida para uma planilha previamente construída no programa *Microsoft Excel*, em que a fórmula foi elaborada para os lógicos das células. Dessa maneira, obteve-se o deslocamento em cada fração de segundo e, conseqüentemente, o deslocamento total. Deve-se salientar que, neste caso, a velocidade média ( $V_m$ ) foi coincidente com a média aritmética, pois há uma linearidade do módulo tempo. Para estes cálculos, foram consideradas as velocidades a partir dos *frames* que marcaram o início e fim do movimento, isto é, desconsideraram-se os momentos em que o indivíduo permaneceu parado.

## 5 RESULTADOS

Os dados eletromiográficos apresentados referiram-se a cada movimento realizado separadamente e comparado com os momentos com e sem o uso de pesos, para os valores de menor raiz quadrada (RMS) capturada nos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide fibras médias. Os dados da análise cinemática foram o deslocamento escalar (s) e a velocidade média escalar (Vm). Os movimentos solicitados foram: 1) ida a um alvo central; 2) retorno do alvo central; 3) ida a um alvo deslocado; e 4) retorno do alvo deslocado.

### 5.1 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central sem o uso de peso

Em relação ao movimento executado de ida a um alvo central, sem o uso de pulseira estabilizadora, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P1 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 2,74766), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 2,0226), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,65031).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 2,96842), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 1,85002) e os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 0,82842).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 6,08785), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 4,58027) e o resultado do músculo tríceps braquial foi maior que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 4,35626).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 5,72411), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,23091), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 5,1854).

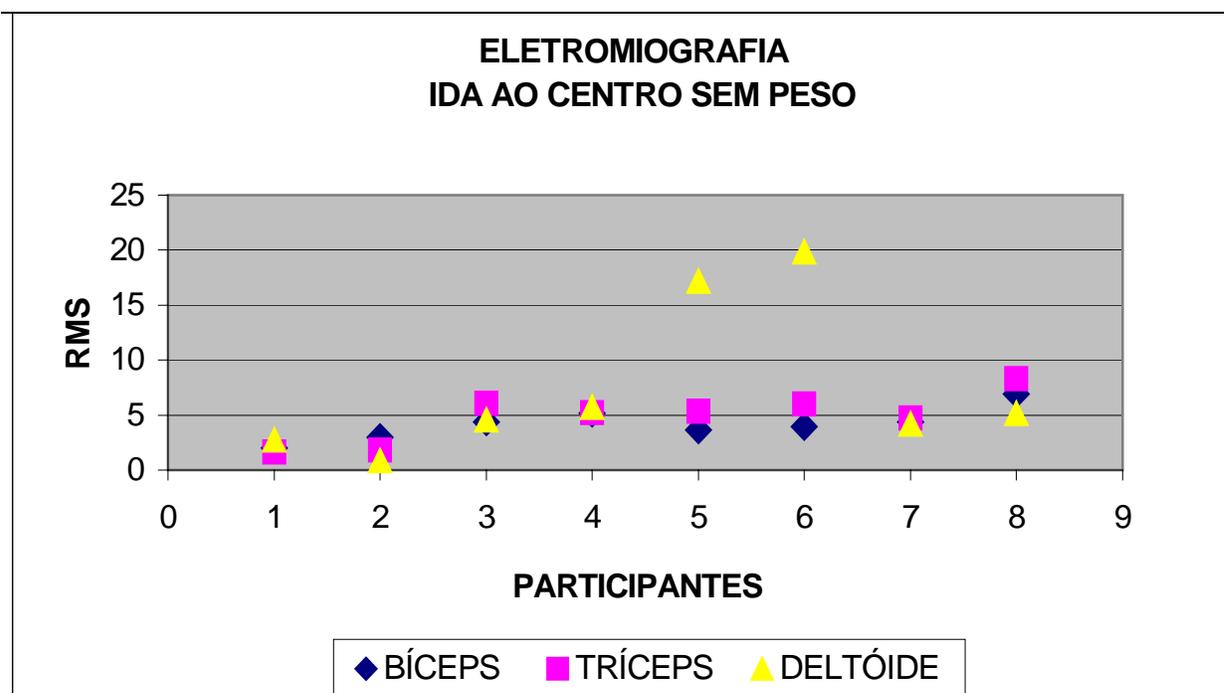
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 17,1508), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,33144) e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,63089).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 19,816), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,99665) e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,95067).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 4,73456), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 4,34826) e os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 4,20651).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 8,31824), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 6,94015) e os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 5,15184).

Os valores dos resultados dos oito participantes podem ser observados no Gráfico 1.



**Gráfico 1** – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóides, durante o movimento de ida do alvo central sem o uso de pesos

## 5.2 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central com o uso de peso

Em relação ao movimento executado de ida a um alvo central, com o uso de pulseira estabilizadora com peso, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P1 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 6,96794), o qual demonstrou maior atividade, quando comparado à atividade do músculo deltóide (RMS = 6,88313), enquanto o músculo deltóide apresentou maior atividade de contração que o músculo bíceps braquial (RMS = 4,59975).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 2,6805), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 2,5588), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,1249).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3 apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 11,5722), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,32663); por sua vez, os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 3,70026).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 6,61998), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 3,99568), ao passo que os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 3,2864).

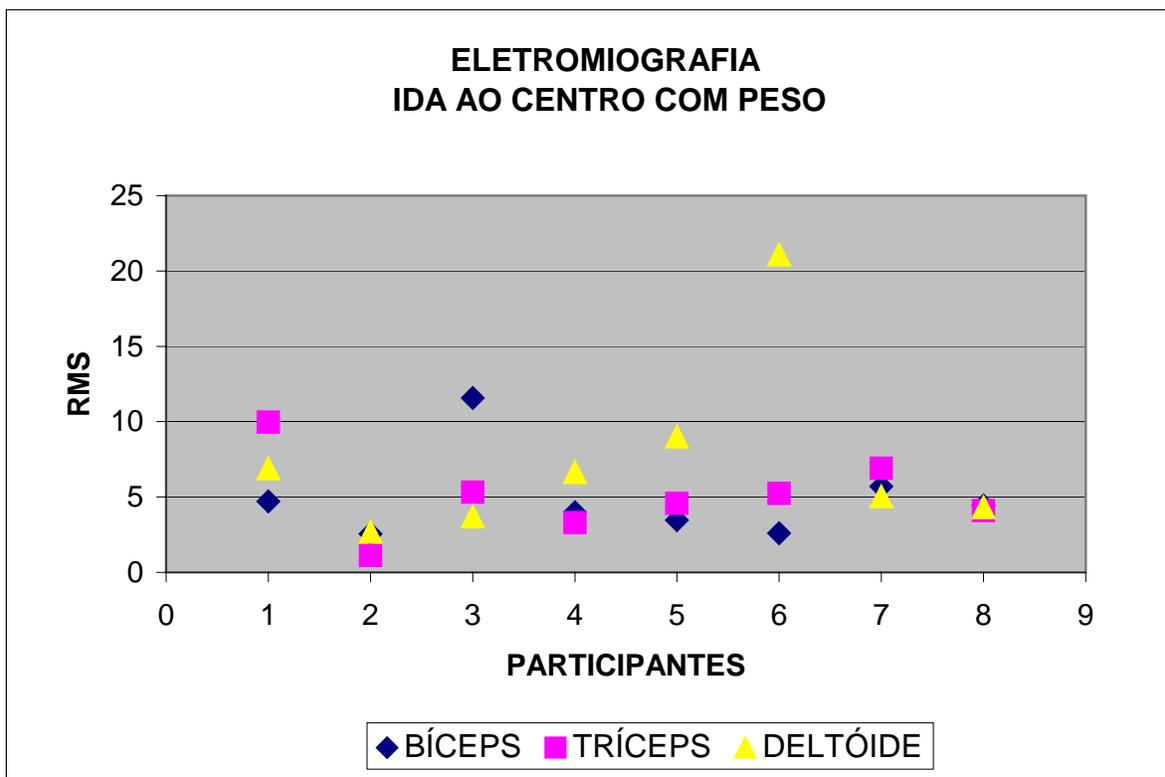
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 9,00048), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,57797), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,46828).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 21,0789), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,23838), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 2,59304).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 6,89895), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,70117); os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 5,03342).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 4,4346), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 4,31225), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 4,10198).

Os valores dos resultados dos oito participantes, no movimento de ida a um alvo central, com o uso de pulseira com peso, podem ser observados no Gráfico 2.



**Gráfico 2** – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida ao alvo central com o uso de pesos

### 5.3 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central sem o uso de peso

No movimento realizado no momento de retorno de um alvo central, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, tiveram, para o participante P1, intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 6,00747), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 4,59975); por sua vez, os resultados do músculo bíceps braquial foram maiores que os valores do músculo deltóide (RMS = 1,45978).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidade de contração maior do músculo bíceps braquial (RMS = 3,00906),

quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 2,34067), enquanto os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 0,740516).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, sem o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 16,926), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 10,2768), e os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 2,75995).

Em relação aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4, estes apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 8,83295), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 8,47934); os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 5,16861).

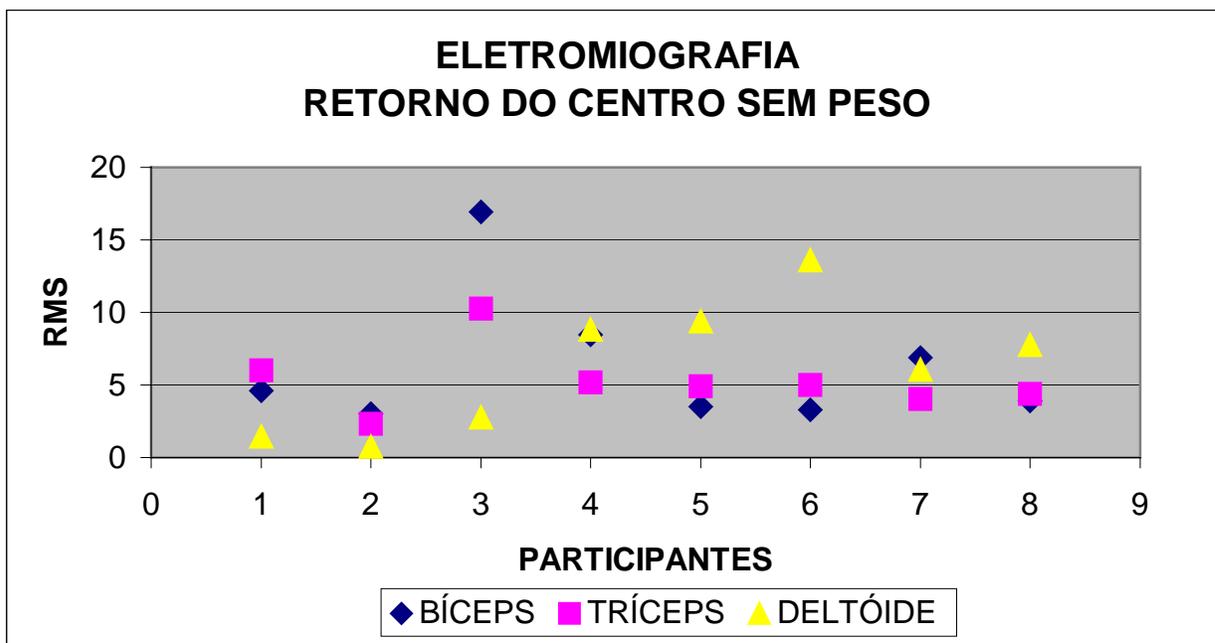
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 9,38503), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,90795), ao passo que os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,52297).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 13,6137), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,00761); os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,28882).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, sem o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 6,88812), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 6,04212) e os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 4,01914).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 7,76276), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,39939), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,9088).

Os resultados dos oito participantes no movimento de retorno de um alvo central, sem o uso de pesos, podem ser verificados no Gráfico 3.



**Gráfico 3** – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno do alvo central sem o uso de peso

#### 5.4 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central com o uso de peso

Em relação ao movimento executado no momento de retorno de um alvo central, com o uso de pulseira estabilizadora com peso, o resultado encontrado, para o participante P1, no registro EMG do músculo bíceps braquial ( $RMS = 11,1105$ ), demonstrou maior atividade, quando comparado à atividade do músculo tríceps braquial ( $RMS = 5,09302$ ), enquanto o músculo tríceps braquial teve maior valor que o músculo deltóide ( $RMS = 2,8929$ ).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial ( $RMS = 4,30694$ ), quando comparado ao

músculo deltóide (RMS = 2,30546), ao passo que os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,33415).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,85182), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 6,50223). Os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 4,97609).

Quanto aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, estes apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 12,4781), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 7,63752), sendo que os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,64815).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 14,0676), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,35466); os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 3,15969).

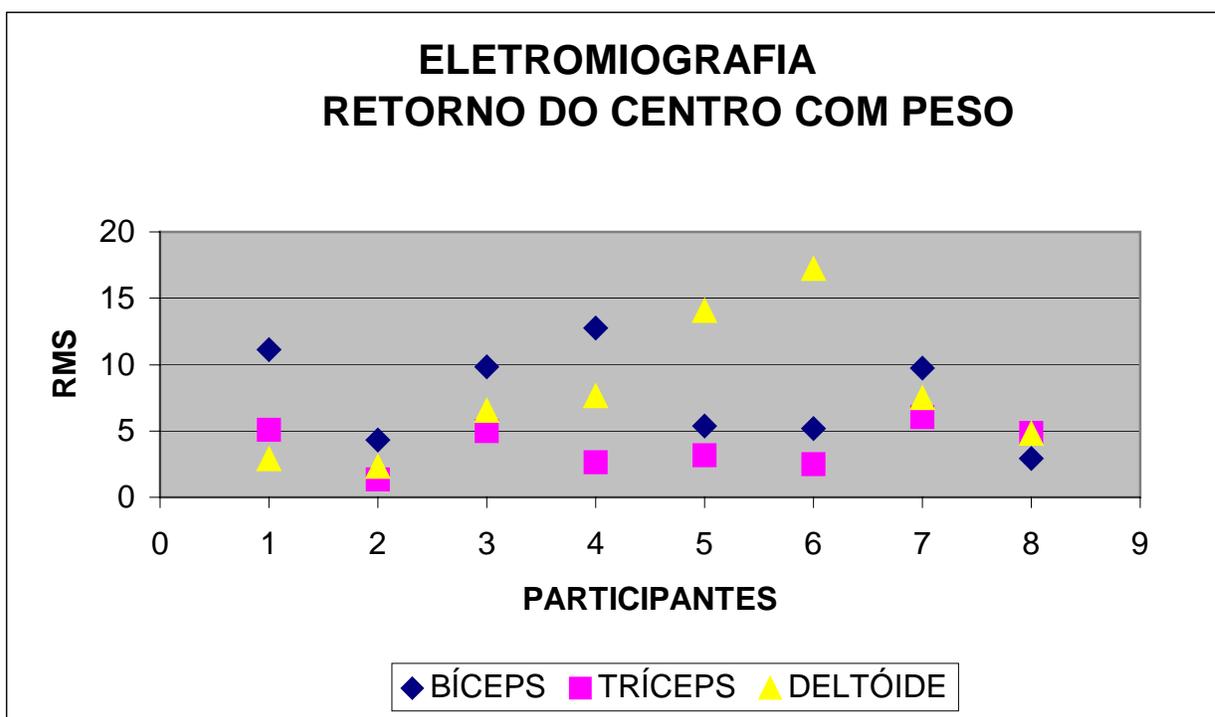
Com respeito aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 em relação ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, estes apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo deltóide (RMS = 17,1983), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,18365), enquanto os resultados do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,48998).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,74686), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 7,50513), e os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 6,04893).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8, com referência ao movimento de retorno de um alvo central, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 4,85493), quando

comparado ao músculo deltóide (RMS = 4,80371); os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 2,90746).

Os resultados dos oito participantes, em relação aos movimentos executados de retorno de um alvo central com o uso de pesos, podem ser observados no Gráfico 4.



**Gráfico 4** - Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno do alvo central com o uso de pesos

### 5.5 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de peso

Em relação ao movimento executado de ida a um alvo deslocado, sem o uso de pulseira estabilizadora, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P1 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 3,37939), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 2,55025), enquanto os resultados das intensidades de contrações

do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,74533).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 2,22172), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 1,03598), e os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 0,787645).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,10379), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,45583), e o resultado do músculo tríceps braquial foi maior que o valor do músculo deltóide (RMS = 3,36406).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 6,47255), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,3731), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 2,94616).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 14,5232), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,9398), ao passo que os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 4,48977).

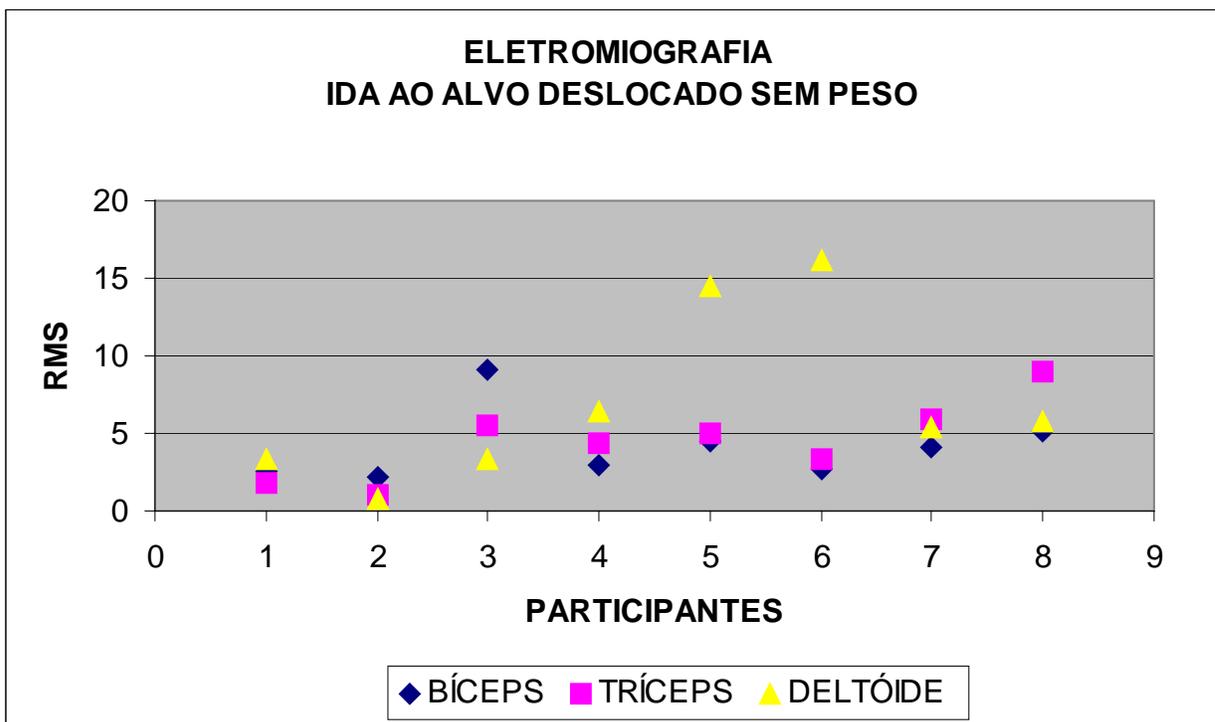
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 16,1674), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 3,37634), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 2,75572).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 5,89305), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 5,37884), e os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 4,12258).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 8,95322), quando

comparado ao músculo deltóide (RMS = 5,72698), e os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 5,15806).

Os valores dos resultados dos oito participantes para os movimentos de ida a um alvo deslocado, sem o uso de peso, podem ser observados no Gráfico 5.



**Gráfico 5** - Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de pesos

### 5.6 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado com o uso de peso

Em relação ao movimento executado de ida a um alvo deslocado, com o uso de pulseira estabilizadora com peso, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P1 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 4,60333), que apresentou maior atividade, quando comparado a atividade do músculo tríceps braquial (RMS = 4,24518), ao passo que o músculo tríceps braquial apresentou maior atividade de contração que o músculo deltóide (RMS = 3,57877).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 3,88103), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 2,43143), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 0,83556).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3 apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo deltóide (RMS = 7,46243), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,22092), e os resultados do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 4,09281).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 6,7003), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,49572), e os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 3,22095).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 21,1188), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 3,70224), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,50385).

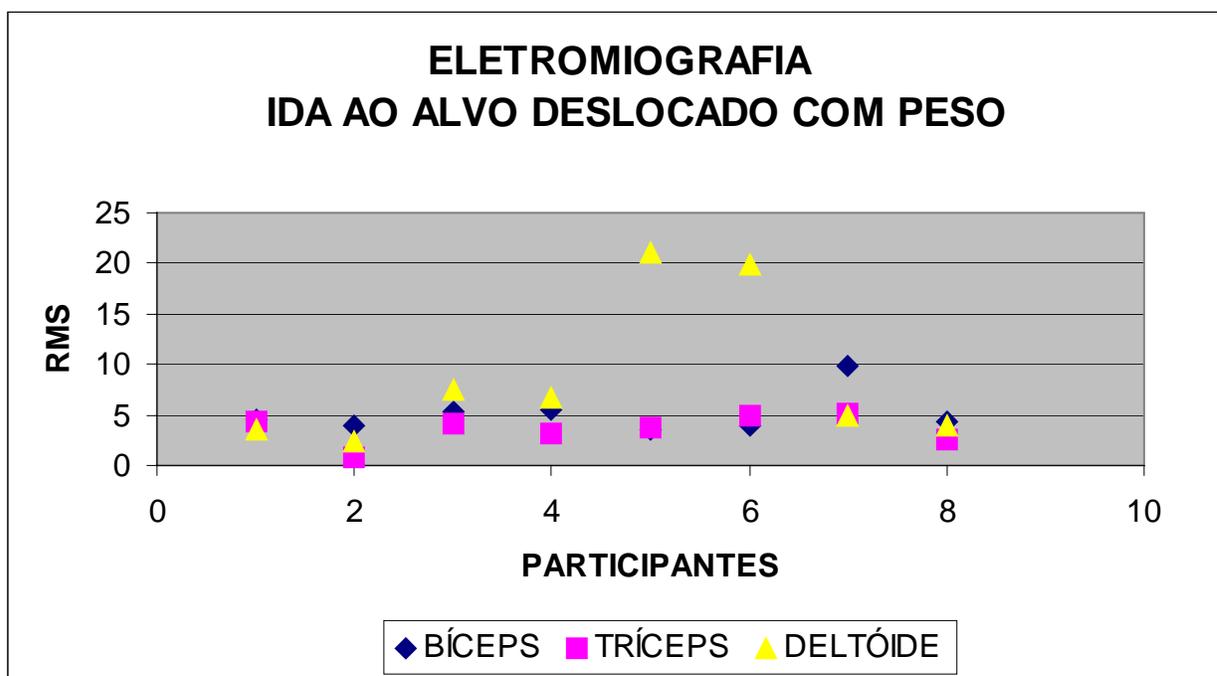
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 19,9705), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,88642), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,90834).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,86994), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,02911), e os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 4,98376).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 4,35692), quando

comparado ao músculo deltóide (RMS = 3,98451), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,4982).

Os valores dos resultados dos oito participantes durante o movimento de ida a um alvo deslocado, com uso de peso, podem ser observados no Gráfico 6.



**Gráfico 6-** Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóides, durante o movimento de ida a um alvo deslocado com o uso de peso

### 5.7 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado sem o uso de peso

quanto ao movimento realizado no momento de retorno de um alvo deslocado, sem o uso de pesos, os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, tiveram, para o participante P1, intensidades maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 10,8683), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 8,11298); por sua vez, os resultados do músculo deltóide foram maiores que os valores do músculo bíceps braquial (RMS = 2,86117).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2 apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 3,92279), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 3,22757), e os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 1,192).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, sem o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 6,78199), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 4,61145), enquanto os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 3,88139).

Em relação aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4, estes apresentaram intensidades maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,34612), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 8,84659); os resultados das intensidades de contrações do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 3,19922).

Quanto aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5, estes também apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 21,3356), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 5,48773), enquanto os resultados das intensidades de contrações do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 4,76421).

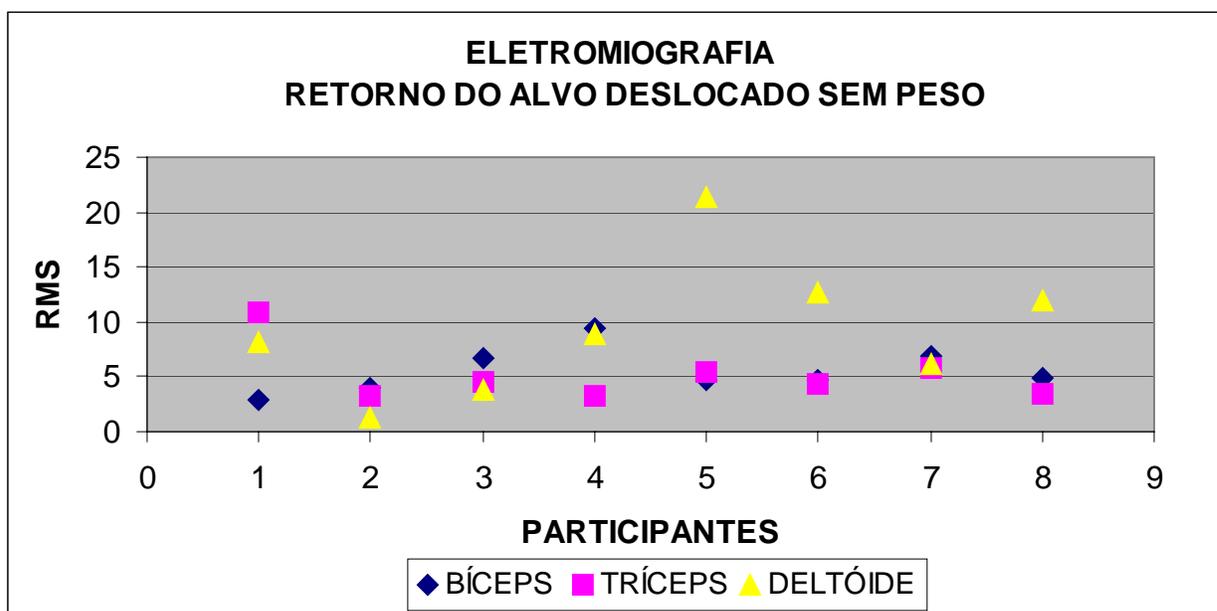
Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 12,7631), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 4,74548), e os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 4,35263).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, sem o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 6,95551), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 6,11689); os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 5,78834).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 12,0459), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 4,80637), e os resultados das intensidades de contrações do

músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 3,38875).

Os resultados dos oito participantes no movimento de retorno de um alvo deslocado, sem o uso de pesos, pode ser verificado no Gráfico 7.



**Gráfico 7** - Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de peso

### 5.8 Resultados da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado com o uso de peso

Em relação ao movimento executado no momento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de pulseira estabilizadora com peso, os resultados encontrados nos registros EMG, para o participante P1, demonstraram que o músculo tríceps braquial (RMS = 20,4415), apresentou maior atividade de contração, quando comparado à atividade de contração do músculo deltóide (RMS = 9,27597), ao passo que o músculo deltóide apresentou maior atividade de contração que o músculo bíceps braquial (RMS = 5,14279).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P2, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, apresentaram intensidades de

contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 4,10867), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 3,27649), e os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,52772).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo tríceps braquial (RMS = 9,52893), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 3,63501), enquanto os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo bíceps braquial (RMS = 3,55798).

Com referência aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P4, a respeito do movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, estes apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 11,3444), quando comparado ao músculo deltóide (RMS = 6,7399); os resultados do músculo deltóide foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,18164).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P5 apresentaram intensidades maiores do músculo deltóide (RMS = 17,3771), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 5,688), e os resultados das intensidades de contrações do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,79177).

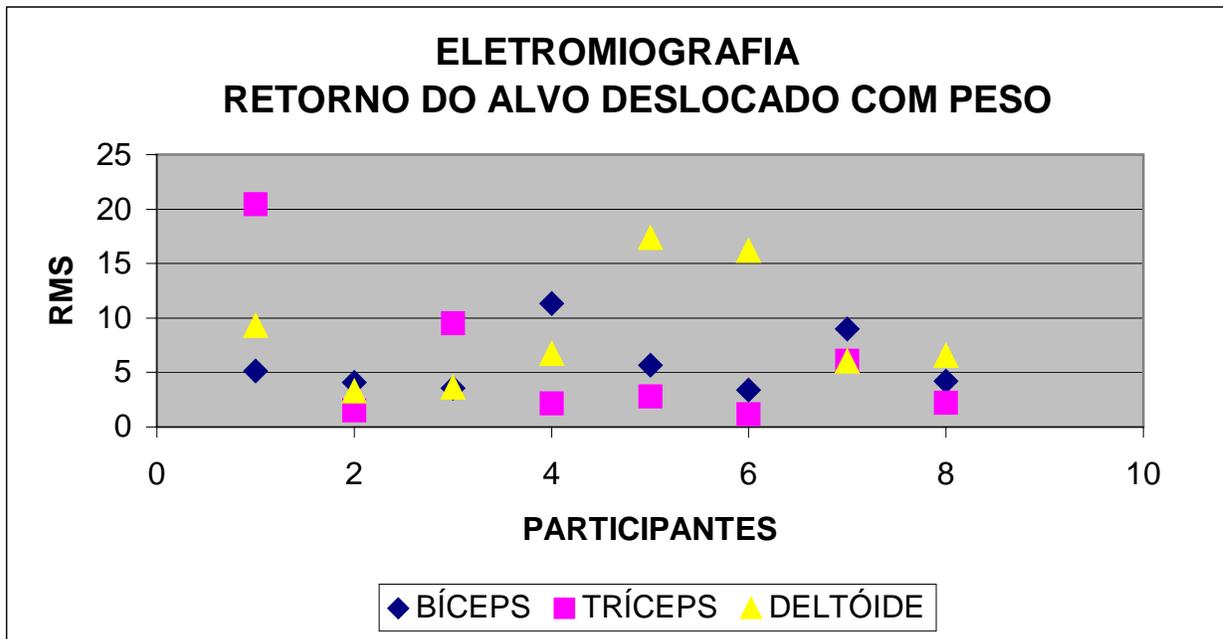
Em relação aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P6, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo deltóide (RMS = 16,1919), quando comparado ao músculo bíceps braquial (RMS = 3,39298); os resultados do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 1,18076).

Em relação aos resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, estes apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo bíceps braquial (RMS = 9,00234), quando comparado ao músculo tríceps braquial (RMS = 6,08736), ao passo que os resultados do músculo tríceps braquial foram maiores que o valor do músculo deltóide (RMS = 6,02374).

Os resultados eletromiográficos (EMG), em valores RMS, do participante P8, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de peso, apresentaram intensidades de contrações maiores do músculo deltóide (RMS = 6,54332), quando comparado ao músculo bíceps

braquial (RMS = 4,2058), e os resultados do músculo bíceps braquial foram maiores que o valor do músculo tríceps braquial (RMS = 2,24859).

Os resultados dos oito participantes em relação aos movimentos executados de retorno de um alvo deslocado, com o uso de pesos, podem ser verificados no Gráfico 8.



**Gráfico 8** – Resultados da eletromiografia (RMS) dos 8 participantes para os músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, durante o movimento de retorno de um alvo deslocado sem o uso de peso

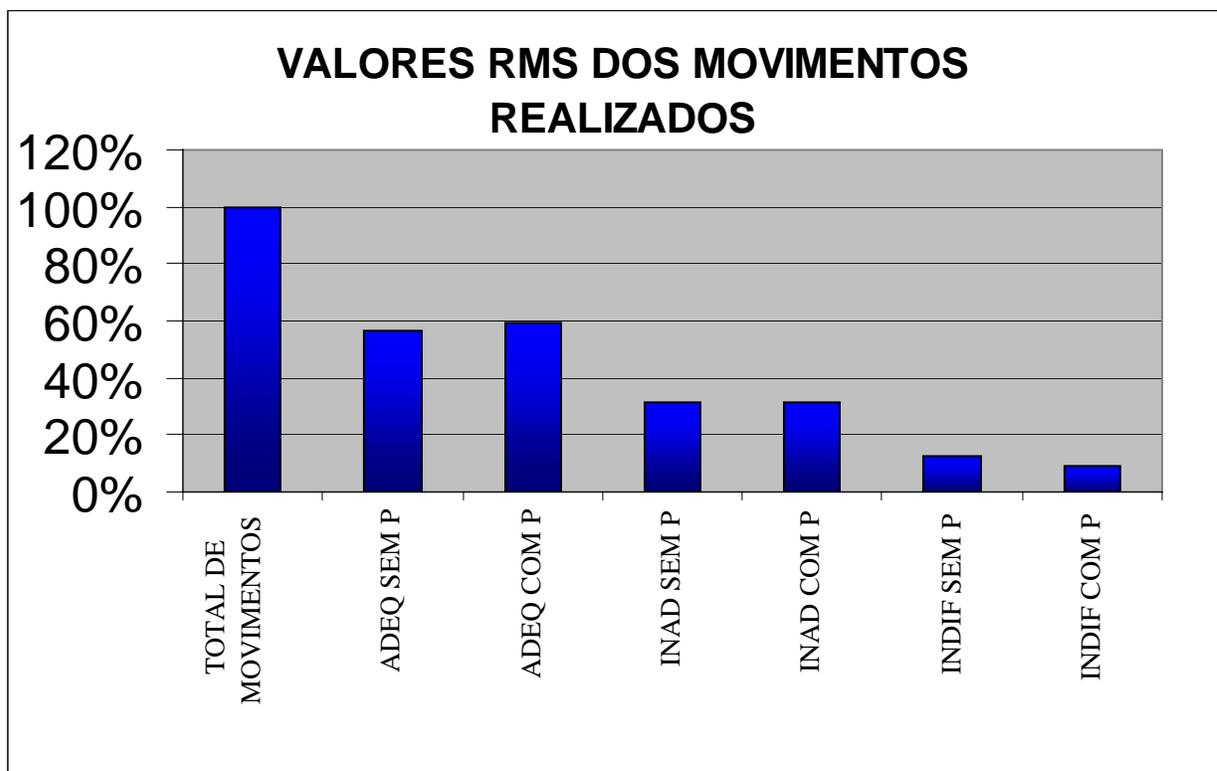
A análise dos resultados eletromiográficos dos 32 movimentos realizados de ida e retorno ao alvo central e deslocado, pelos 8 participantes, sem o uso de pesos, mostrou: 1) 56,25% foram respostas de intensidades de contrações de movimentos adequadas, 2) 31,25% foram inadequadas e 3) 12,5% foram indiferentes.

Utilizou-se o seguinte critério de classificação: 1) resposta adequada, quando o músculo principal da ação do movimento realizou maior intensidade de contração muscular comparado com o seu antagonista, ou seja, nos movimentos de ida ao alvo central e deslocado, a resposta foi adequada, quando ocorreu maior intensidade de contração do músculo tríceps braquial para realizar a extensão de cotovelo do que do músculo bíceps braquial, que atuou como antagonista. Para o movimento de retorno do alvo central e deslocado, considerou-se adequado, quando o

músculo bíceps braquial teve maior intensidade de contração para realizar a flexão de cotovelo que seu antagonista, o músculo tríceps braquial; 2) a resposta foi inadequada, quando ocorreu predomínio de intensidade de contração do músculo que não é o principal para realização do movimento, ou seja, predomínio do músculo antagonista; 3) resposta indiferente, quando não ocorreu predomínio de intensidade de contração para agonista e antagonistas, quando os valores apresentados tanto pelos músculos da ação quanto por seus opositores foram semelhantes, não demonstraram diferenças na atuação em relação às contrações apresentadas.

Quando analisados os 32 movimentos, com o uso de pesos, realizados pelos oito participantes, para os resultados da EMG, os valores de RMS demonstraram que 59,37% apresentaram respostas adequadas, 31,25% foram respostas inadequadas e 9,37% foram indiferentes para as intensidades de contrações musculares dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial, como atuantes principais dos movimentos de flexão e extensão do cotovelo.

No Gráfico 9, estão apresentados os dados relativos à frequência relativa dos movimentos adequados, inadequados e indiferentes, de ida e retorno do ponto central e deslocado.



**Gráfico 9** - Frequência relativa dos movimentos adequados, inadequados e indiferentes, sem e com uso de peso

### **5.9 Resultados dos deslocamentos escalares, durante o movimento de ida a um alvo central com e sem o uso de peso**

Em relação ao movimento de ida a um alvo central, o participante P1 apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,7317$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,606167$  m).

Quanto ao movimento de ida a um alvo central, o participante P2 apresentou resultados de deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,7826$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,519167$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s = 0,9595$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,974833$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,69083$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,486$  m).

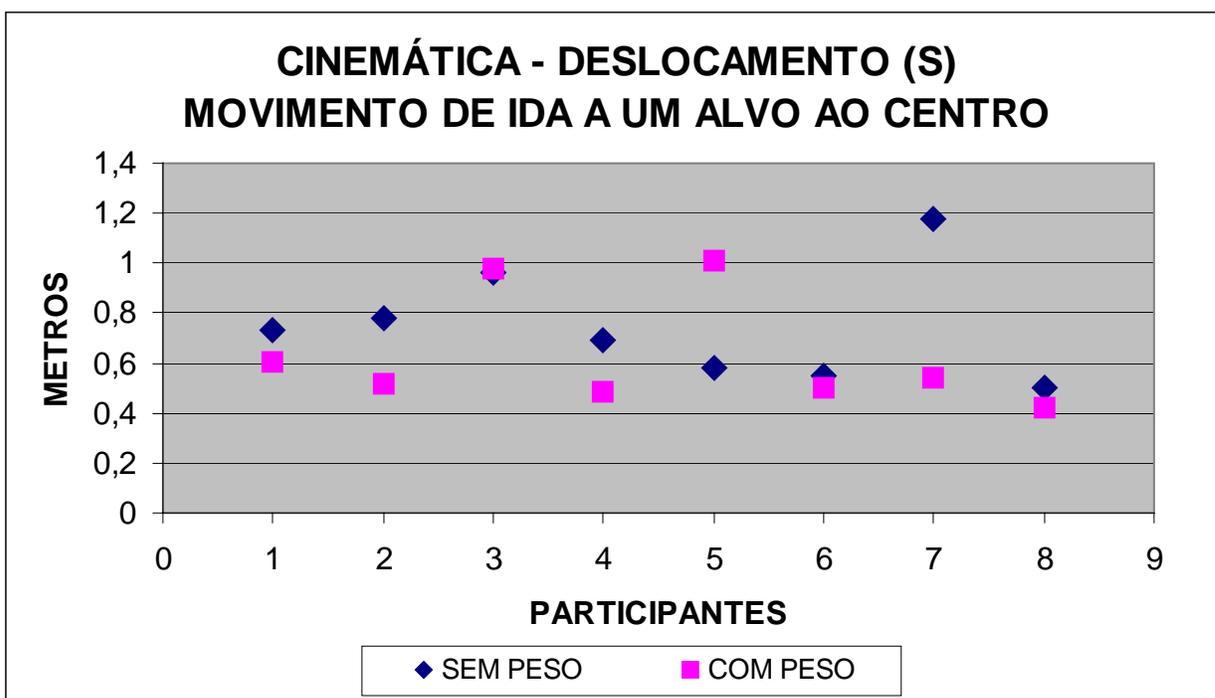
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s = 0,577167$  m), quando comparado com o uso de pesos ( $s = 1,012$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,547$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,4995$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 1,180667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,543167$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,5035$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,4255$  m).

Os resultados dos deslocamentos escalares dos oito participantes, para o movimento de ida a um alvo central, com e sem o uso de peso, podem ser verificados no Gráfico 10.



**Gráfico 10** - Comparação dos deslocamentos escalares, durante o movimento de ida a um alvo central com e sem uso de peso

### 5.10 Resultados dos deslocamentos escalares, durante o movimento de retorno de um alvo central com e sem o uso de peso

Nos resultados da análise cinemática, o participante P1, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,689133$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,686333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P2, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,4905$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,302833$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s = 0,7235$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 1,105$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 1,2133$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 1,005167$  m).

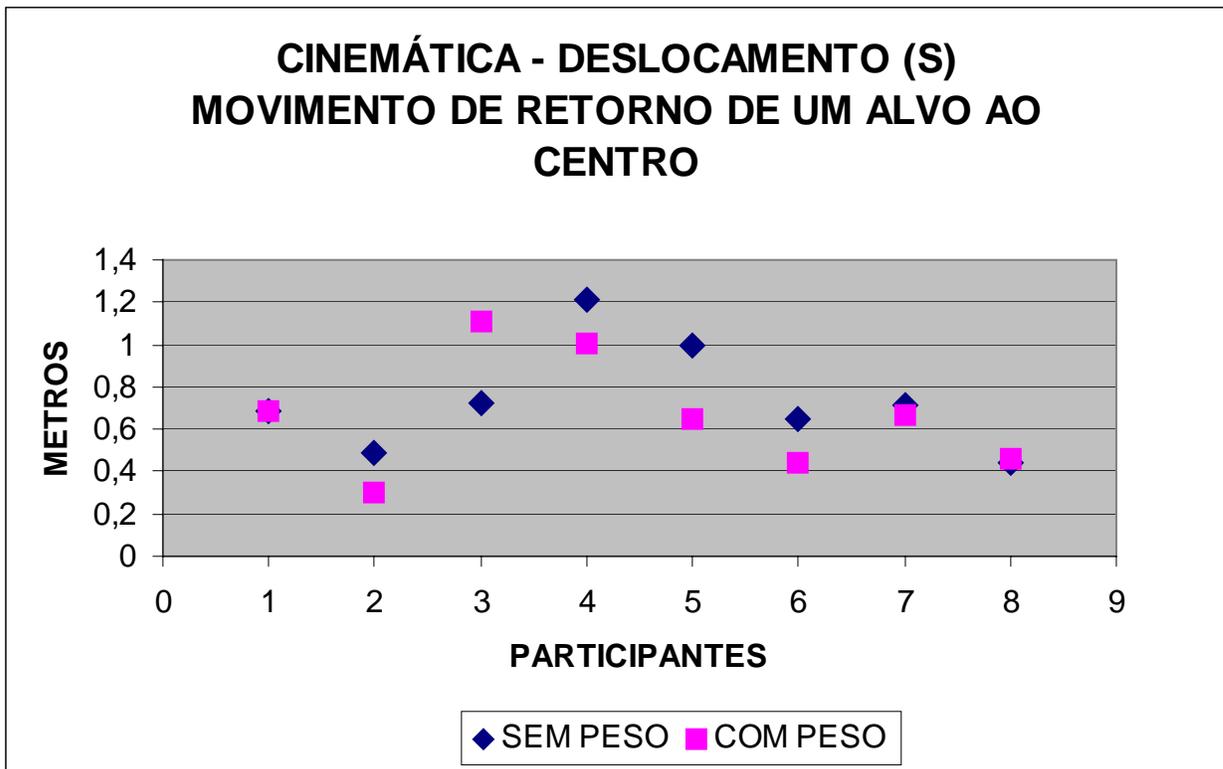
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,996833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,645333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao centro, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,651833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,441333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao centro, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,713$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,6695$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao centro, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s= 0,445167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,464$  m).

Os resultados do deslocamento escalar dos oito participantes, para o movimento de retorno de um alvo central, com e sem o uso de peso, podem ser verificados no Gráfico11.



**Gráfico 11** - Comparação dos deslocamentos escalares movimento de retorno de um alvo central com e sem uso de peso

### 5.11 Resultados dos deslocamentos escalares para o movimento de ida a um alvo deslocado com e sem o uso de peso

Nos resultados da análise cinemática, o participante P1, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,911833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,900167$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P2, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,845833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,763833$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s = 0,675667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,739833$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,580167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,467333$  m).

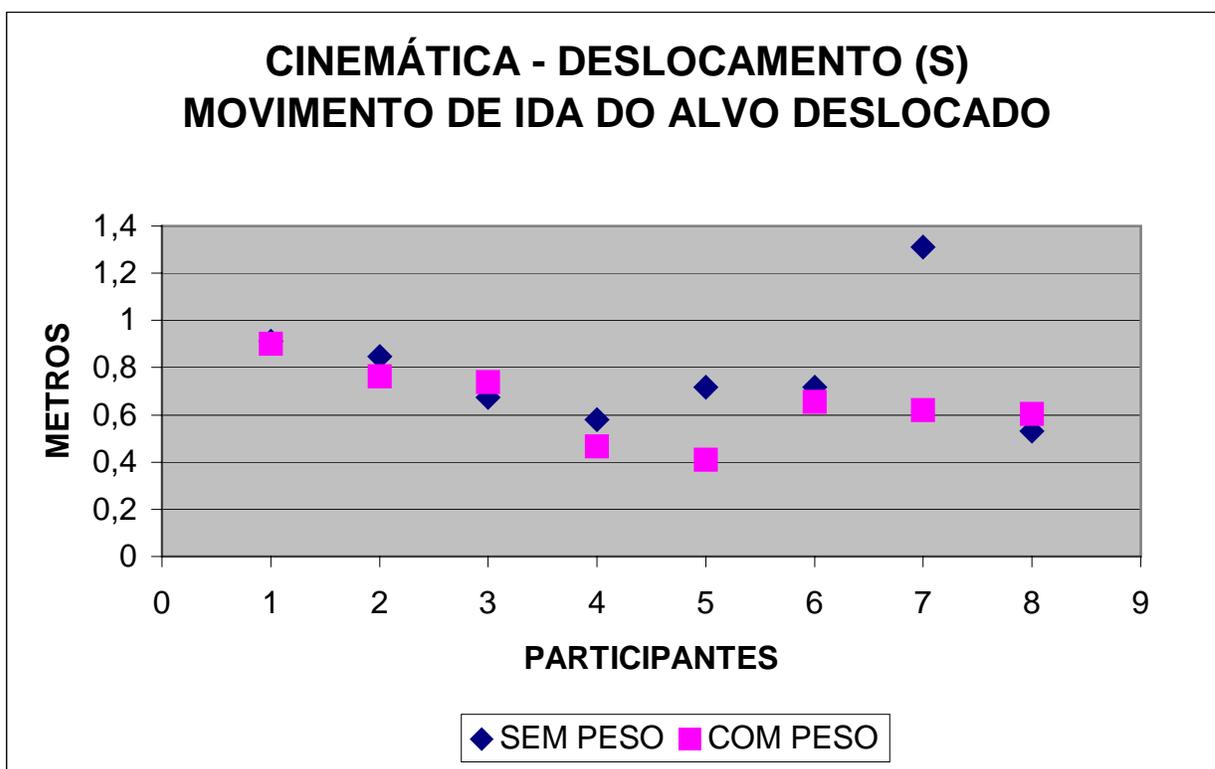
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,718333$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,4105$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 0,717167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,656333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s= 1,312167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,620667$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de ida a um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s= 0,532167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s= 0,6045$  m).

Os resultados dos deslocamentos escalares, dos oito participantes, para o movimento de ida a um alvo deslocado, com e sem o uso de peso, podem ser verificados no Gráfico 12.



**Gráfico 12** - Comparação dos deslocamentos escalares para o movimento de ida a um alvo deslocado com e sem uso de peso

### 5.12 Resultados dos deslocamentos escalares para o movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem o uso de peso

Nos resultados da análise cinemática, o participante P1, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 1,33667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,886167$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P2, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,647833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,623333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 1,300833$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,860333$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) menor sem o uso de peso ( $s = 0,667333$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,861667$  m).

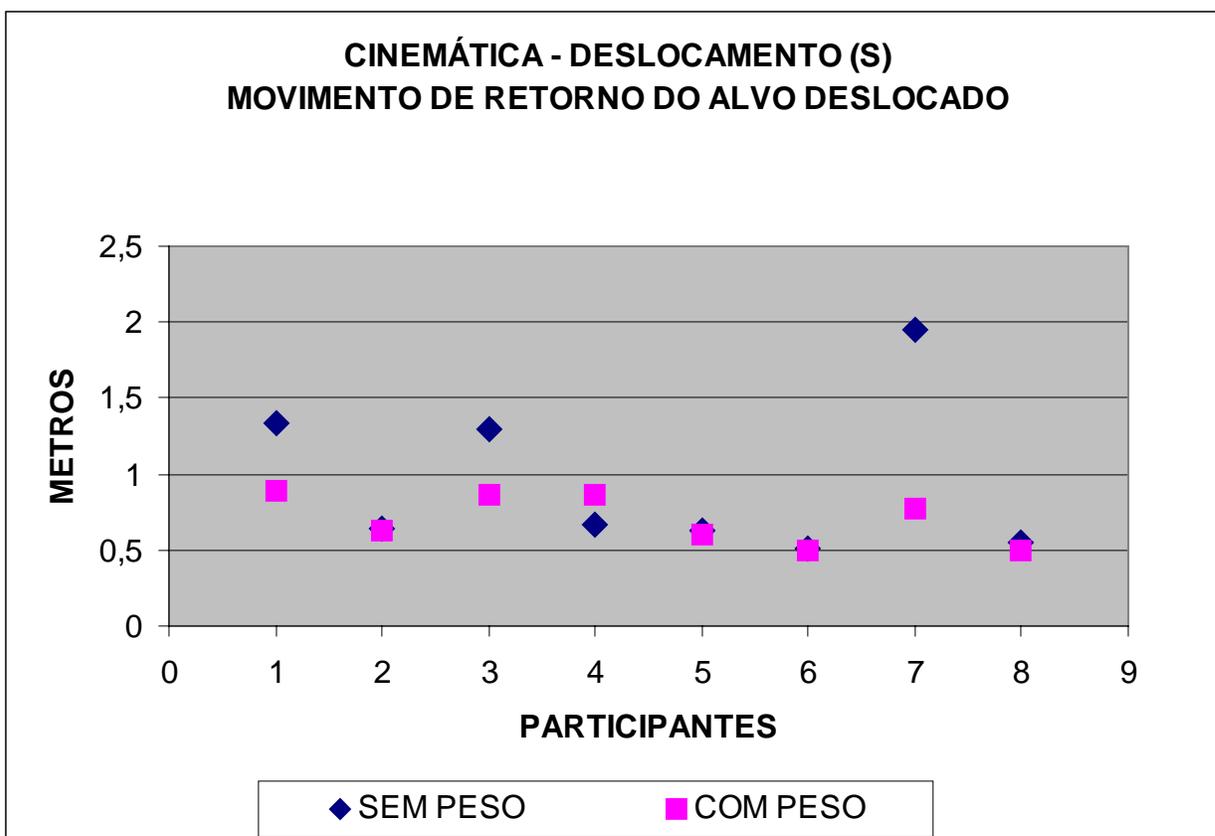
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,625667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,604$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 0,515667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,4925$  m).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 1,351667$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,766033$  m).

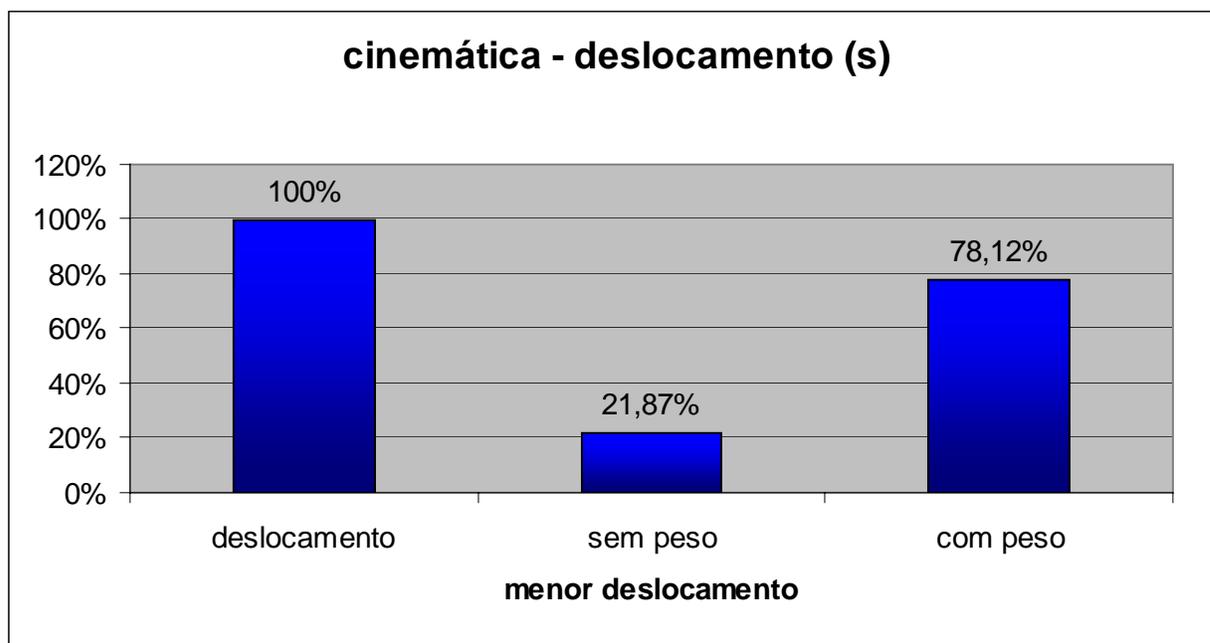
Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de retorno de um alvo ao deslocado, apresentou deslocamento escalar (s) maior sem o uso de peso ( $s = 1,544167$  m), quando comparado com o uso de peso ( $s = 0,499$  m).

Os resultados dos deslocamentos escalares, dos oito participantes, para o movimento de retorno de um alvo deslocado, com e sem o uso de peso, podem ser verificados no Gráfico 13.



**Gráfico 13** - Comparação dos deslocamentos escalares movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem uso de peso

A análise comparativa dos 32 movimentos de ida e retorno a um alvo central e deslocado com e sem uso de peso, realizados pelos 8 participantes, em relação aos deslocamentos escalares, mostrou que: em 78,12% dos movimentos, houve um menor deslocamento escalar com o uso de peso; 21,87% apresentaram menor deslocamento escalar sem o uso de peso (Gráfico 14).



**Gráfico 14** - Análise comparativa da frequência relativa do menor deslocamento escalar, durante o movimento de ida e retorno a um alvo central e deslocado, com e sem uso de peso, realizado pelos oito participantes

### 5.13 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de ida a um alvo central com e sem o uso de peso

Com respeito ao movimento de ida a um alvo central, o participante P1 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,3252\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,432976\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de ida a um alvo central, o participante P2 apresentou resultados de velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,229024\text{ m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,230741\text{ m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,322871\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,443106\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,278188\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,219248\text{m/s}$ ).

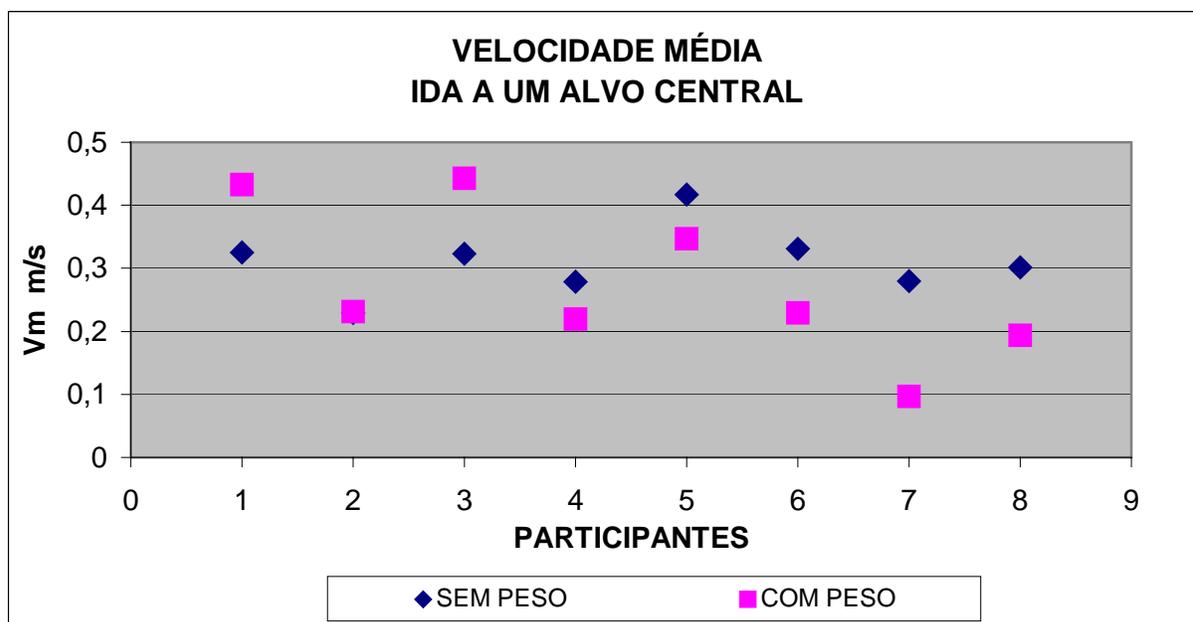
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,417229\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,346971\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,331515\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,228779\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,28\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,097284\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de ida a um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,301113\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,193409\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de ida a um alvo central, com e sem o uso de peso, a velocidade média escalar dos oito participantes pode ser verificada no Gráfico 15.



**Gráfico 15** – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de ida a um alvo central com e sem uso de peso

#### **5.14 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de retorno de um alvo central com e sem o uso de peso**

Em relação ao movimento de retorno de um alvo central, o participante P1 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,315634\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,307313\text{m/s}$ ).

Quanto ao movimento de retorno de um alvo central, o participante P2 apresentou resultados de velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,280286\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,218916\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,34728\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,322342\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, quanto ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,435569\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,474882\text{m/s}$ ).

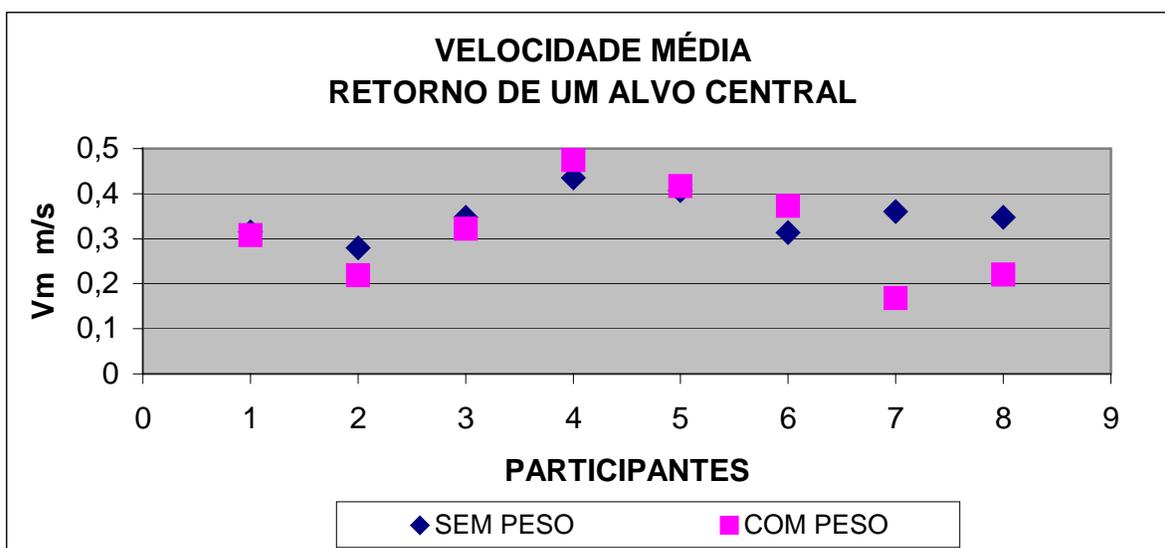
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,406871\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,416344\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,31288\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,372958\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,359496\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,16875\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de retorno de um alvo central, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,346883\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,220952\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de retorno de um alvo central com e sem o uso de peso, a velocidade média escalar dos oito participantes pode ser verificada no Gráfico 16.



**Gráfico 16** – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de retorno de um alvo central

### 5.15 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, do movimento de ida a um alvo deslocado com e sem o uso de peso

Nos resultados da análise cinemática, o participante P1, em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,3356\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,276974\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P2, em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,35\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,224195\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, o participante P3 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,352522\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,608082\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, o participante P4 apresentou resultados de velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,261729\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,267048\text{m/s}$ ).

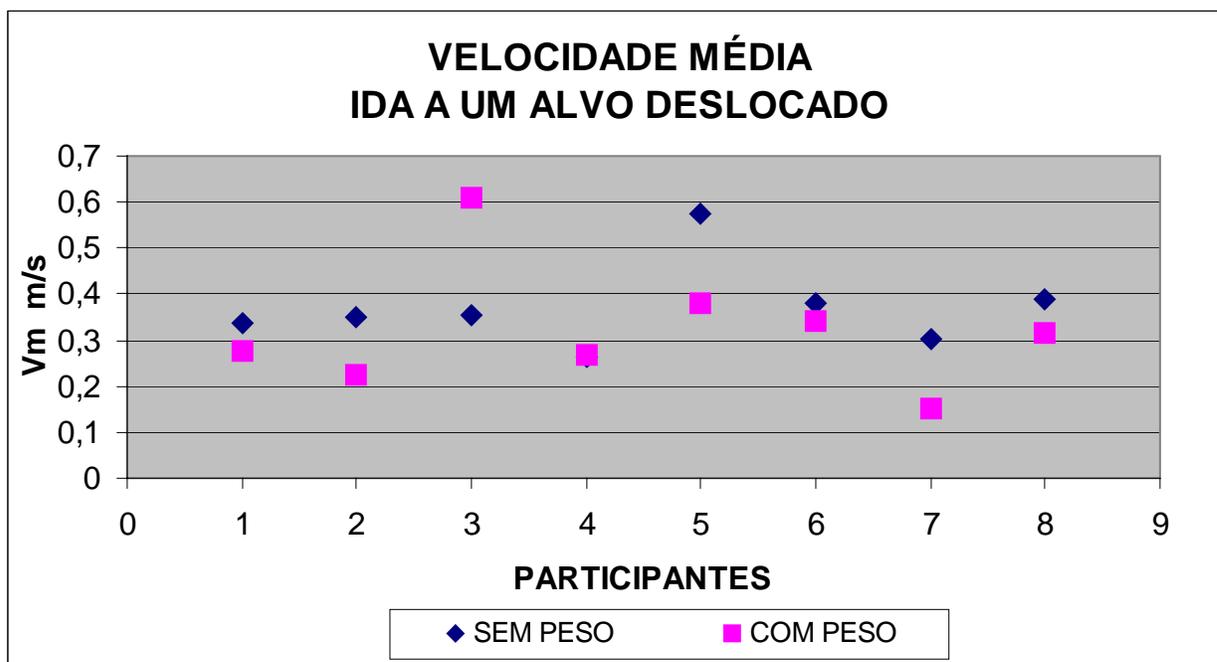
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,574667\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,378923\text{m/s}$ ).

Com referência ao movimento de ida a um alvo deslocado, o participante P6 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,380796\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,342435\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,303977\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,153251\text{m/s}$ ).

Em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado, o participante P8 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,38939\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,31539\text{m/s}$ ).

Diante dos resultados obtidos, durante a execução do movimento de ida a um alvo deslocado, com e sem o uso de peso, a velocidade média escalar ( $V_m$ ) dos oito participantes pode ser verificada no Gráfico 17.



**Gráfico 17** – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de ida a um alvo deslocado

### **5.16 Resultados das velocidades médias escalares, na análise cinemática, durante o movimento de retorno de um alvo deslocado com e sem o uso de peso**

Em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, o participante P1 apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,341277\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,367241\text{m/s}$ ).

Quanto ao movimento de retorno de um alvo deslocado, o participante P2 apresentou resultados de velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,37019\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,24199\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P3, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,351577\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,38237\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P4, com respeito ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,381333\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,53299\text{m/s}$ ).

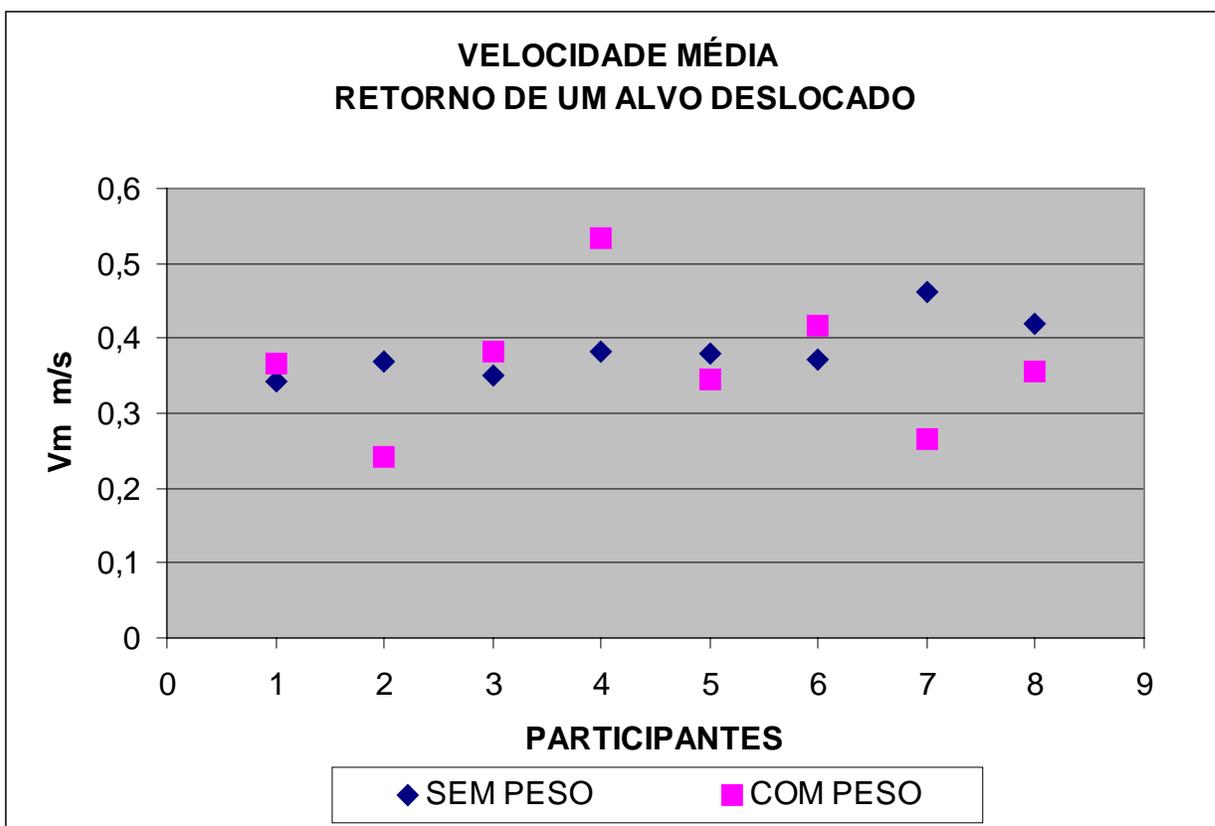
Nos resultados da análise cinemática, o participante P5, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,379192\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,345143\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P6, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) menor sem o uso de peso ( $V_m = 0,372771\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,416197\text{m/s}$ ).

Nos resultados da análise cinemática, o participante P7, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,462846\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,265676\text{m/s}$ ).

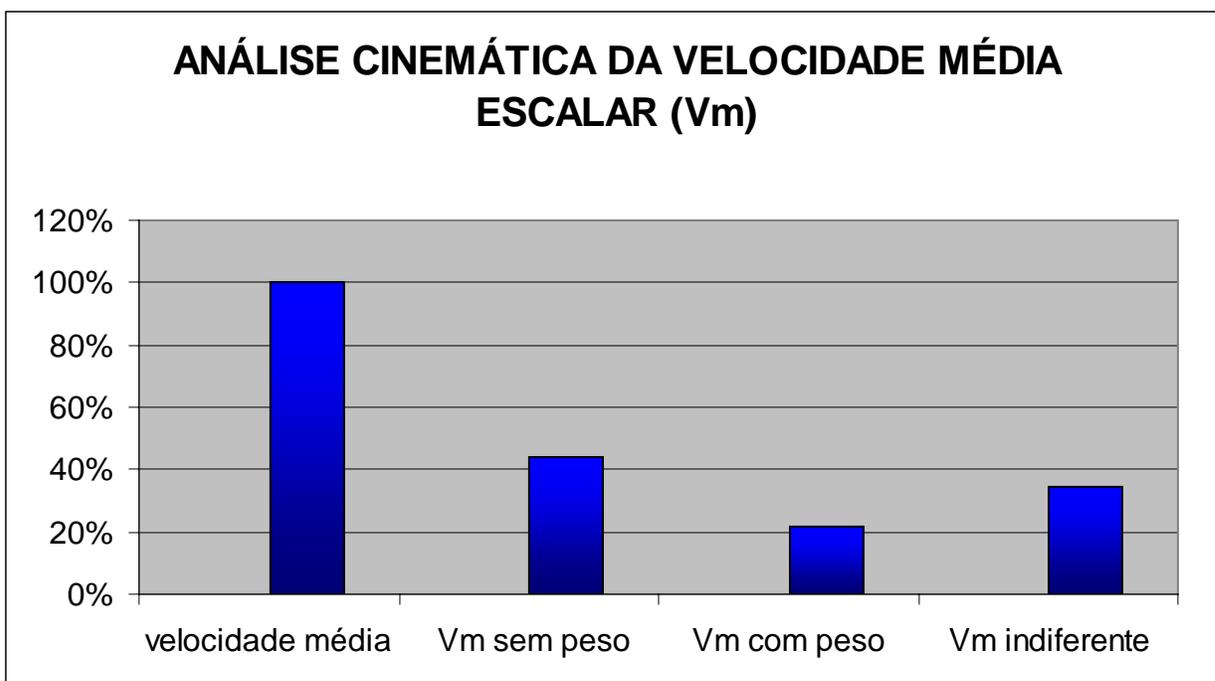
Nos resultados da análise cinemática, o participante P8, em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, apresentou velocidade média escalar ( $V_m$ ) maior sem o uso de peso ( $V_m = 0,41859\text{m/s}$ ), quando comparado com o uso de peso ( $V_m = 0,356429\text{m/s}$ ).

O resultado de velocidade média escalar ( $V_m$ ) dos oito participantes, durante a execução do movimento de retorno de um alvo deslocado, com e sem o uso de peso, pode ser verificado no Gráfico 18.



**Gráfico 18** – Análise cinemática da velocidade média escalar ( $V_m$ ), durante o movimento de retorno de um alvo deslocado

A análise comparativa dos 32 movimentos de ida e retorno a um alvo central e deslocado, com e sem uso de peso, realizados pelos 8 participantes, em relação às velocidades médias escalares, mostrou que: em 43,75% dos movimentos, houve um maior velocidade média escalar sem o uso de peso; em 21,87%, apresentaram maior velocidade média escalar com o uso de peso; 34,37% apresentaram velocidade média escalar semelhante ou indiferente, tanto com o uso de peso, como sem o uso de peso. (Gráfico 19).



**Gráfico 19** - Análise comparativa da frequência relativa da maior velocidade média escalar, durante o movimento de ida e retorno a um alvo central e deslocado, com e sem uso de peso, realizado pelos oito participantes

## 6 DISCUSSÃO

Os resultados deste trabalho referiram-se aos movimentos de ida e retorno a um alvo posicionado ao centro e a um alvo posicionado deslocado. A discussão dos dados leva em conta cada movimento realizado separadamente e comparado, nos momentos com e sem o uso de peso, tanto para os valores de menor raiz quadrada (RMS) capturada na EMG dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide, como para os valores relativos ao deslocamento escalar e à velocidade média escalar da análise cinemática.

### 6.1 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso

Para discutir os dados do registro eletromiográfico, em relação à intensidade de contração muscular dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide fibras médias, foi indispensável comparar os dados obtidos com as ações musculares fisiológicas realizadas por esses grupos musculares, nos movimentos executados.

A ação principal de contração do músculo bíceps braquial é produzir o movimento de flexão da articulação do cotovelo; o músculo tríceps braquial tem como ação principal produzir o movimento de extensão da articulação do cotovelo; e o músculo deltóide fibras médias realiza ação principal para o movimento de abdução da articulação do ombro (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Os movimentos realizados com os membros superiores contra a ação da gravidade dependem de contrações diretas dos músculos envolvidos na ação do movimento, sendo que o que garante a harmonia e coordenação do segmento é a ação dos sinergistas (GHEZ; KRAKAUER, 2003).

Os músculos deltóide fibras médias e escapulares são os principais sinergistas, que atuam como estabilizadores dos movimentos realizados com os membros superiores (KAPANDJI, 1999).

O músculo deltóide fibras médias, durante um movimento de ida a um alvo central, desempenha ação como sinergista e também auxilia na estabilidade articular, para manter o membro superior elevado contra a ação da gravidade.

A ação biomecânica principal, durante a realização do movimento de ida a um alvo central, é o movimento articular de extensão do cotovelo. Assim, para execução desse movimento, é esperado que a principal ação muscular seja do músculo tríceps braquial (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Em relação ao movimento de ida a um alvo central sem o uso de peso, realizado pelos oito participantes, P3, P5, P6 e P8 apresentaram maiores intensidades de contrações do músculo tríceps braquial, o que demonstrou que estes indivíduos utilizaram adequadamente a contração muscular, para executar o movimento de acordo com os relatos de Kendall e McCreary (1995) e Kapandji (1999).

Ao comparar os participantes P4 e P7, observa-se que os valores RMS de intensidade de contração muscular do músculo bíceps braquial e tríceps braquial foram muito semelhantes. Dessa forma, não ocorreu predomínio da ação do músculo tríceps braquial, o que seria mais adequado e esperado fisiologicamente, durante a realização desse movimento. Provavelmente, isso ocorreu devido à intensidade de movimentos involuntários ocorrentes durante a execução do movimento, os quais não permitiram o relaxamento do músculo oposto ao da ação do movimento, ou seja, o relaxamento do antagonista, o bíceps.

Para Kapandji, (1999), um movimento articular realizado pela ação de um músculo esquelético depende do estado de relaxamento do músculo esquelético de ação oposta ao movimento a ser realizado.

Os participantes P1 e P2 tiveram, durante o movimento de ida a um alvo central sem o uso de peso, maior atividade de contração do músculo bíceps braquial, quando comparado com o músculo tríceps braquial. Esse predomínio da ação do músculo bíceps braquial não é desejado, durante a execução do movimento realizado, em que devia predominar a ação do músculo tríceps braquial; tal inadequação de contração muscular pode estar associada às oscilações produzidas por movimentos involuntários.

A intensidade de contração do músculo deltóide, em valores RMS, durante o movimento de ida a um alvo central, sem o uso de peso, apresentou valores muito semelhantes entre os participantes P1, P2, P3, P4, P7 e P8. Para os participantes P5 e P6, os valores de intensidade de contração do músculo deltóide foram muito superiores, comparados aos demais participantes, ou seja, estes indivíduos possivelmente utilizaram maiores contrações do músculo deltóide, para

inibir os movimentos involuntários. Os participantes P1 e P2 que empregaram as contrações dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial, de maneira inadequada para o movimento, obtiveram valores pequenos de contrações do músculo deltóide.

Em relação ao movimento de ida a um alvo central com o uso de pulseira estabilizadora com peso, os participantes P1, P5, P6 e P7 apresentaram maiores intensidades de contrações do músculo tríceps braquial. Isso demonstrou que estes indivíduos usaram a ação muscular de forma adequada, ou seja, a contração muscular de maior intensidade para executar o movimento foi ao encontro com o que descreveram Kendall e McCreary (1995) e Kapandji (1999).

Segundo Leite (2000), o uso correto da contração muscular para executar um movimento produz benefícios cardiovasculares, diminuindo o gasto energético. Diante deste relato, é provável que os participantes que utilizaram corretamente os grupos musculares para execução dos movimentos, ou de forma adequada, podem ter realizado a atividade com menor esforço.

Os valores RMS de intensidade de contração muscular do músculo bíceps braquial e tríceps braquial, com uso de pulseira estabilizadora com peso, quando comparados os participantes P4 e P8 foram muito semelhantes, durante a ação do movimento.

Os participantes P2 e P3 empregaram, para realizar o movimento de ida a um alvo central com o uso de peso, maior atividade de contração do músculo bíceps braquial, quando comparado ao músculo tríceps braquial, o que foi considerado inadequado. O participante P2 realizou, tanto sem peso como com peso, ação incorreta dos grupos musculares; por sua vez, o participante P3 realizou, sem o uso de peso, atividades de contrações musculares melhores do que com o uso de peso. Para esses participantes, o uso de pulseira estabilizadora com peso não promoveu maior controle do movimento, por ação dos músculos sinergistas, pois foram os que apresentaram menores valores de contração muscular do músculo deltóide.

As intensidades de contração do músculo deltóide se mantiveram, com poucas variações, para os participantes P1, P2, P4, P7 e P8. Em P5 e P6, as intensidades de contrações do músculo deltóide mantiveram altos valores de contração muscular; quando comparado aos demais participantes, P3 apresentou redução dos valores RMS do músculo deltóide, o que significa ter utilizado menos esse músculo com peso do que sem o uso de peso, favoreceu assim o uso inadequado dos grupos musculares.

## **6.2 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Durante o movimento, feito com os membros superiores, de retorno de um alvo central, fisiologicamente, o movimento articular predominante é a flexão do cotovelo, de maneira que o principal músculo que realiza essa ação biomecânica é o bíceps braquial (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Em relação ao movimento de retorno de um alvo central, sem o uso de pulseira estabilizadora com peso, realizado pelos oito participantes, verificou-se que os participantes P2, P3, P4 e P7 apresentaram maiores intensidades de contrações do músculo bíceps braquial, o que demonstrou que tais indivíduos utilizaram adequadamente a contração muscular, para executar o movimento (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Os participantes P1, P5, P6 e P8, durante o movimento de retorno do alvo central sem o uso de peso, apresentaram intensidades maiores de contração muscular, em valores RMS, do músculo tríceps braquial, quando comparado com os valores de RMS apresentados pelo músculo bíceps braquial. Dessa forma, esses participantes realizaram contrações musculares inadequadas, durante os movimentos, pois, nesta situação, deveria predominar a ação do músculo bíceps braquial.

As intensidades de contração muscular, realizada pelo músculo deltóide, no movimento de retorno de um alvo central sem o uso de pulseira estabilizadora com peso, foram inferiores às contrações realizadas pelos músculos bíceps e tríceps para os participantes P1, P2 e P3. No entanto, para os participantes P4, P5, P6, P7, e P8, os valores RMS do músculo deltóide foram superiores às intensidades apresentadas pelos músculos bíceps braquial e tríceps braquial. Esta maior atuação pode estar associada à tentativa de controle da intensa movimentação involuntária, tendo em vista que o trabalho deste grupo muscular, com função sinergista, tentou harmonizar o movimento desorganizado.

Em relação ao movimento de retorno de um alvo central com o uso de pulseira estabilizadora com peso, os participantes P1, P2, P3, P4, P5, P6 e P7 demonstraram intensidades de contração muscular maiores de bíceps braquial, quando comparada às intensidades de contração muscular do músculo tríceps braquial, resposta considerada adequada e esperada para o

movimento executado de flexão da articulação do cotovelo e que vai ao encontro do que dizem Kendall e McCreary (1995) e Kapandji (1999).

As contrações musculares adequadas para realização do movimento de retorno de um alvo central, com uso de pulseira estabilizadora com peso, podem, além de diminuir o gasto energético, segundo Leite (2000), também produzir melhor ajuste do movimento, ou seja, contribuir para maior coordenação do movimento, com possíveis benefícios para a realização das atividades diárias que exigem movimentos flexores e diagonais.

O participante P8 realizou, para o movimento de retorno de um alvo central com o uso de pulseira estabilizadora com peso, contração muscular maior do músculo tríceps braquial, quando comparado ao músculo bíceps braquial, o que tornou inadequada a intensidade de contração muscular para o movimento realizado.

Com relação às intensidades de contrações musculares realizadas pelo músculo deltóide, durante o movimento de retorno do alvo central com uso de pulseira estabilizadora com peso, os valores RMS tiveram aumento para os participantes P1, P2, P3, P4, P5, P6 e P7, quando comparados aos valores do músculo deltóide sem o uso de pulseira estabilizadora com peso. Na realidade, apenas o participante P8 apresentou redução das intensidades de contração muscular e, coincidentemente, foi o participante que mostrou resposta inadequada de contração muscular. Parece claro que o músculo deltóide, quando requisitado para a contração muscular pela presença da pulseira de peso, exerceu maior contração voluntária para manter o membro superior contra a ação da gravidade, o que promoveu maior estabilidade e facilitou o movimento do membro superior.

### **6.3 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de ida a um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

A ação biomecânica principal, durante a realização do movimento de ida a um alvo deslocado, é o movimento articular de extensão da articulação do cotovelo. Assim, para execução desse movimento, a principal ação muscular é do músculo tríceps braquial (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Em relação ao movimento de ida a um alvo deslocado sem o uso de pesos, realizado pelos oito participantes, P3, P4, P6, P7 e P8 apresentaram maiores intensidades de contrações do

músculo tríceps braquial, o que demonstrou que estes indivíduos utilizaram adequadamente a contração muscular, para executar o movimento, de acordo com o que prevê a literatura especializada (KENDALL; McCREARY, 1995).

O participante P5 apresentou valores de RMS de intensidade de contração do músculo bíceps braquial quase idênticos aos valores de contração do músculo tríceps braquial, ao passo que os participantes P1 e P2 apresentaram respostas inadequadas para as contrações musculares, com predomínio de intensidade de contração do músculo bíceps braquial, o que se tornou inadequado para ação do movimento de ida a um alvo deslocado, em que devia predominar a ação do músculo tríceps braquial.

Quanto à intensidade de contrações do músculo deltóide, para os participantes P1 e P2, que realizaram movimentos inadequados, as atividades de contração do músculo deltóide foram as de menor valor, enquanto os demais participantes executaram o movimento com altas intensidades de contração do músculo deltóide.

Em relação aos movimentos de ida a um alvo deslocado com o uso de pulseira estabilizadora com pesos, apenas os participantes P5 e P6 realizaram movimentos com maior intensidade de contração do músculo tríceps braquial, considerada adequada para a ação do movimento.

O participante P1 apresentou praticamente o mesmo valor de RMS para os músculos bíceps braquial e tríceps braquial, melhorando o desempenho do músculo tríceps braquial, quando comparado ao movimento sem o uso de peso.

Os participantes P2, P3, P4, P7 e P8, com o uso de peso, apresentaram maiores intensidades de contração do músculo bíceps braquial; diante do que prevê a literatura, essas respostas são inadequadas para a execução do movimento de ida a um alvo deslocado.

Com respeito ao músculo deltóide fibras médias, diminuíram as intensidades de contração muscular para os participantes P7 e P8, enquanto, para os demais, ocorreu aumento da intensidade de contração, quando comparada com as contrações exercidas sem o uso de peso.

O movimento de ida a um alvo deslocado envolve um deslocamento do membro superior em posição diagonal, o que pode provocar uma maior exigência dos músculos estabilizadores. Para executar esse movimento em diagonal, contra a ação da gravidade, torna-se também ação principal os movimentos de flexão do ombro e adução do ombro na horizontal; para realizar essa

ação biomecânica, é necessária a contração direta e intensa dos músculos deltóide fibras anteriores e peitorais (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

#### **6.4 Discussão da análise eletromiográfica do movimento de retorno de um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Durante o movimento feito com os membros superiores de retorno de um alvo deslocado, fisiologicamente, o movimento articular predominante é a flexão do cotovelo; assim, o principal músculo que realiza essa ação biomecânica é o bíceps braquial (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Em relação ao movimento de retorno de um alvo deslocado, sem o uso de pesos, os participantes P2, P3, P4, P7e P8 apresentaram maiores intensidades de contrações do músculo bíceps braquial, o que demonstrou que tais indivíduos utilizaram adequadamente a contração muscular, para executar o movimento, de acordo com o que prevê a literatura especializada (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

O participante P6 apresentou valores de RMS praticamente semelhantes, quanto aos músculos bíceps braquial e tríceps braquial. Os participantes P1 e P5 apresentaram atividades de contrações maiores do músculo tríceps braquial do que do músculo bíceps braquial, o que é considerado inadequado para o movimento de retorno de um alvo deslocado.

Com referência ao movimento de retorno de um alvo deslocado, com o uso de pesos realizados pelos oito participantes, os participantes P2, P4, P5, P6, P7 e P8 apresentaram maiores intensidades de contrações do músculo bíceps braquial, se percebeu que esses indivíduos utilizaram adequadamente a contração muscular para executar o movimento, de acordo com o que prevê a literatura especializada (KENDALL; McCREARY, 1995; KAPANDJI, 1999).

Os participantes P1 e P3 apresentaram atividades de contrações maiores do músculo tríceps braquial do que do músculo bíceps braquial, o que é considerado inadequado para o movimento de retorno de um alvo deslocado.

As atividades de contrações dos músculos deltóides, durante o movimento de retorno de um alvo deslocado, com uso de peso, evidenciaram aumento de contrações desse grupo muscular para todos participantes. Para P1 e P3, que apresentaram intensidades de contrações inadequadas

para os movimentos com peso, os valores de RMS do músculo deltóide foram menores que os valores do tríceps braquial, o que pode sugerir a menor atuação dos músculos estabilizadores.

As respostas, com valores RMS para os registros eletromiográficos dos oito participantes na soma dos movimentos realizados, praticamente não tiveram variação e apresentaram pequena diferença para os movimentos realizados com o uso de peso, que os tornaram mais adequados. Isso foi associado ao fato de que o equipamento de eletromiografia usado foi muito sensível para capturar a despolarização da fibra muscular, e os indivíduos que participaram do estudo apresentavam movimentos involuntários, o que faz com que os músculos agonistas e antagonistas mantenham contrações constantes, durante todo o movimento realizado. Assim, o registro da eletromiografia demonstrou dados de pouca variabilidade com e sem o uso de peso. Porém, foi notável a melhor atuação muscular com o uso de pulseira estabilizadora com peso, principalmente no movimento de retorno de um alvo central e de um alvo deslocado. A atuação muscular foi quase idêntica no movimento de ida a um alvo central e apenas foi pior para o movimento de ida a um alvo deslocado.

De forma geral, os movimentos realizados com o uso de pulseira estabilizadora com peso promoveram contrações musculares mais adequadas, quando comparadas as principais ações musculares com os movimentos articulares realizados para atingir um alvo.

### **6.5 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de ida a um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

A análise cinemática permitiu a discussão dos dados referentes ao deslocamento escalar ( $s$ ) e a velocidade média escalar ( $V_m$ ). O deslocamento escalar demonstrou uma trajetória linear de um ponto a outro, que definiu o menor caminho percorrido; por sua vez, o menor caminho percorrido foi considerado melhor.

Em relação ao deslocamento escalar para o movimento de ida a um alvo central, os participantes P1, P2, P4, P6, P7 e P8 apresentaram menor deslocamento escalar ( $s$ ) com o uso de pulseira estabilizadora com peso, para atingir o alvo, o que representou melhor desempenho e performance, para a execução do movimento.

Por conseguinte, o uso de pulseira estabilizadora com peso poderia facilitar a realização de atividades de vida diária, que exigem movimentos extensores de cotovelo, em indivíduos

encefalopatas. Tais recursos poderiam ser utilizados durante as atividades escolares, fisioterapêuticas, de comunicação alternativa, quando tais indivíduos frequentemente empregam esse movimento, sendo que a maior precisão, para atingir esse alvo, seria fundamental para um melhor desempenho funcional, que vai ao encontro do relato de menor amplitude de movimento com uso de pulseira de peso em atetóides (DAMASCENO; GALVÃO, 2003).

Os participantes P3 e P5 desenvolveram melhor o movimento de ida ao alvo central sem o uso de peso, ou seja, realizaram deslocamento escalar menor sem o uso de peso, quando comparado com o uso de peso.

#### **6.6 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de retorno de um alvo central sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Em relação ao deslocamento escalar para o movimento de retorno de um alvo central, os participantes P1, P2, P4, P5, P6 e P7 apresentaram menor deslocamento escalar (s) com o uso de pulseira estabilizadora com peso, quando comparado com o mesmo movimento sem o uso de peso. Esses participantes desenvolveram uma menor trajetória linear, o que tornou melhor o desempenho para execução do movimento de retorno do alvo central.

Zerbinato, Makita e Zerloti (2003) relataram que adaptações com pesos facilitariam a coordenação mão-boca, na tentativa de diminuir movimentos involuntários. O movimento de retorno de um alvo central está relacionado diretamente com diversas atividades que envolvem movimentos flexores para os membros superiores. Assim, o melhor desempenho com o uso de peso poderia contribuir em atividades como alimentação, higiene bucal e facial, entre outras que exigem movimentos flexores.

Os participantes P3 e P8 desenvolveram melhor o movimento de retorno de um alvo central sem o uso de pesos, ou seja, realizaram deslocamento escalar menor sem o uso de pesos, quando comparado com o uso de peso.

### **6.7 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de ida a um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Em relação ao deslocamento escalar para o movimento de ida a um alvo deslocado, os participantes P1, P2, P4, P5, P6 e P7 apresentaram menor deslocamento escalar (s) com o uso de pulseira estabilizadora de peso para atingir o alvo, fato que representou melhor desempenho e performance para execução do movimento.

Esse movimento envolve maior complexidade, pois associa ações biomecânicas extensoras e diagonais para os membros superiores, que exigem maior trabalho dos músculos sinergistas. Com efeito, a maior parte dos participantes mostrou melhor desempenho na realização do movimento de ida a um alvo deslocado, com o uso de peso.

Diante de uma dinâmica nas atividades desenvolvidas sobre uma mesa, como, por exemplo, alimentação, atividade escolar, os objetos dispostos para essas atividades, em uma mesa, normalmente ocupam o espaço da mesa tanto ao centro como em pontos deslocados. Funcionalmente, os resultados deste estudo demonstraram que o uso de pulseira estabilizadora com peso pode produzir benefícios significantes para alcançar tais objetos, porque diminuiu o percurso nesse movimento.

Os participantes P3 e P8 desenvolveram melhor o movimento de retorno de um alvo central sem o uso de pesos, ou seja, realizaram deslocamento escalar menor sem uso de pesos, quando comparado com o desempenho com o uso de pesos.

### **6.8 Discussão da análise cinemática em relação ao deslocamento do movimento de retorno de um alvo deslocado sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Em relação ao deslocamento escalar para o movimento de retorno de um alvo deslocado, os participantes P1, P2, P3, P5, P6, P7 e P8 apresentaram menor deslocamento escalar (s) com o uso de pulseira estabilizadora com peso, o que representou melhor desempenho e performance para a execução do movimento.

O movimento de retorno de um alvo deslocado está diretamente relacionado com diversas atividades, como pegar um talher e levá-lo ao prato, pegar um lápis, uma borracha e levá-los até o caderno, entre outras atividades, que podem ser desenvolvidas de modo mais adequado, ao se

utilizar esse movimento com uso de pulseira estabilizadora com peso, como já se observou (BRASIL, 2002).

Apenas o participante P4 desenvolveu esse movimento de retorno de um alvo deslocado, sem o uso de peso, com menor deslocamento escalar.

Quanto ao participante P3, verificou-se que este apresentou apenas um movimento melhor com o uso de pulseira estabilizadora com peso, em relação ao deslocamento escalar, nos movimentos solicitados.

### **6.9 Discussão da análise cinemática em relação à velocidade média dos movimentos sem e com uso de pulseira estabilizadora de peso**

Em relação às velocidades médias ( $V_m$ ) desenvolvidas nos movimentos de ida e retorno de um alvo central e deslocado, os dados obtidos não representaram proporcionalidade, quando comparados com o deslocamento escalar, ou seja, alguns participantes realizaram deslocamento escalar menor com o uso de peso, tanto com velocidades médias escalares maiores, como menores.

A resposta de menor velocidade média com uso de pulseira estabilizadora com peso pode estar associada ao próprio peso, que tornou o movimento mais lento, ao contrário do que concluíram Damasceno e Galvão (2003), para quem o movimento se tornou mais rápido e eficiente, na digitação; porém, independentemente dos resultados obtidos, maiores ou menores em relação à velocidade média, nas duas situações, os movimentos com o uso de pulseira estabilizadora com pesos, que atingiram menor trajetória, tornaram-se mais precisos.

Os estudos da análise cinemática mostraram que os movimentos realizados com o uso de peso, por esses participantes, foram melhores, uma vez que o alcance do alvo foi executado com melhor direção e menor oscilação, no trajeto do movimento, o que condiz com o relato de alguns autores, como Zerbinato, Makita e Zerloti (2003); Brasil (2002); Damasceno e Galvão (2003).

Ao considerar o movimento com menores deslocamentos mais adequados, diversos benefícios podem ser associados, como:

- 1) O movimento foi mais bem direcionado, ou seja, quando se tem por objetivo alcançar um ponto visível que exija um deslocamento, a menor trajetória é uma linha reta entre esses pontos; portanto, quanto menor for o deslocamento, pode-se dizer que se

obteve maior aproximação de um traçado linear entre dois pontos e, conseqüentemente, com melhor direção.

2) Trajetória menor de movimento é diretamente proporcional ao menor gasto energético, para o deslocamento de um ponto fixo a um outro ponto fixo. Se o caminho utilizado for menor, requisita-se menos esforço do organismo para o desempenho da atividade (LEITE, 2000).

3) Movimentos com maiores precisões promovem maior estímulo para desenvolver uma atividade. Dessa forma, quando ocorreu deslocamento linear menor, mesmo que com pouca diferença, este foi considerado melhor movimento.

Os movimentos analisados neste estudo foram referentes aos principais movimentos funcionais desenvolvidos com os membros superiores; a análise cinemática evidenciou que a maior parte dos participantes (78,12%) realizou melhor os movimentos propostos com o uso de pulseira estabilizadora com peso.

Este recurso por ser simples, de baixo custo, fácil colocação e não interferir significativamente na estética; pode ser indicado por fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e professores, para diversas situações de atividades de vida diária, atividades de trabalho e principalmente nas atividades escolares, de sorte a facilitar a comunicação e as atividades escolares que necessitam de maior coordenação e melhor performance do uso do membro superior, como pegar um lápis, apontar um desenho, um objeto, uma pessoa, ou para o simples manuseio das atividades sobre uma mesa.

Os relatos feitos por Santos (1998); Brasil (2002); Zerbinato, Makita e Zerloti (2003); Damasceno e Galvão (2003), em relação ao uso de peso, que facilitaria a coordenação e diminuiria os movimentos involuntários, foram comprovados por meio dos resultados deste trabalho e podem proporcionar diversos benefícios, na educação especial.

Para a experiência relatada em Brasil (2002), o uso de recursos pedagógicos mais pesados pode produzir melhor performance dos movimentos realizados, conclusão importante para que o professor que normalmente explora sua criatividade, na construção de um recurso, esteja ciente de que pequenas modificações, capazes de proporcionar maior peso aos objetos a serem utilizados por alunos com movimentos involuntários, podem produzir maior êxito no desempenho motor desses alunos.

## 7 CONCLUSÃO

O estudo comparativo do comportamento motor de membros superiores em encefalopatas com e sem o uso de pulseira estabilizadora com peso, no ato de apontar um alvo e retornar o movimento do alvo apontado, revelou, por meio dos dados eletromiográficos e cinemáticos, que os movimentos, quando realizados com o uso de pulseira de peso, foram melhores, pois apresentaram:

- Melhores adequações de intensidades de contrações musculares, nos registros eletromiográficos para os movimentos executados;
- Movimento mais preciso, com melhor direção, principalmente com deslocamento escalar menor;
- Velocidade média escalar não demonstrou características relevantes para os movimentos executados, ou seja, não foram proporcionais, quando comparadas ao deslocamento escalar.

## 8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho demonstrou a melhora de um movimento de ida e retorno a um alvo, com uso de peso colocado distalmente no antebraço e calculado a 50% da carga de resistência máxima do indivíduo.

Apesar da resposta positiva, em relação à comparação do comportamento motor sem e com o uso de peso, novas problemáticas surgem acerca do tema abordado, o que torna necessário novas pesquisas para responder a perguntas, como, por exemplo:

1. Se mudar a carga para 25% ou 75% da carga máxima, como serão as respostas?
2. Se a pulseira estabilizadora for colocada proximalmente, no antebraço ou distalmente no braço, pode produzir respostas melhores?
3. A carga utilizada deve aumentar com o uso ao longo do tempo, para continuar eficaz?
4. Será que os movimentos finos de mão melhoram com o uso de pulseira estabilizadora com peso?
5. Na opinião do participante, é melhor realizar o movimento com ou sem o uso de pesos?
6. Para que tipo de movimento involuntário o uso de peso mostrou-se mais eficiente?
7. Será que os músculos deltóide fibras anteriores e peitorais, quando atuam com ações principais, diminuem a ação dos sinergistas?

Ressaltamos a escassez de artigos científicos, verificada após várias buscas nas principais bases de dados que abordam o tema. Acreditamos que este trabalho foi um primeiro passo para a fixação de novos conhecimentos que podem ser explorados, no contexto que envolve os movimentos involuntários e o uso de pesos.

Este estudo tornou-se relevante, na medida em que pode produzir benefícios diretos para encefalopatas com movimentos involuntários, para seus familiares e interlocutores de comunicação, para aplicabilidade e maior conhecimento funcional, nas áreas de Fisioterapia e Terapia Ocupacional e, principalmente, na área de Educação Especial.

Os professores da área de Educação Especial, ao tomar conhecimento da utilização da pulseira estabilizadora com peso, como uma adaptação ou um recurso auxiliar, poderão beneficiar o aprendizado do aluno, elaborando suas estratégias de ensino, pois isso facilitará o desempenho funcional no desenvolvimento das atividades escolares. Os professores podem,

ainda, orientar quanto ao uso da pulseira com peso e, ao confeccionar recursos pedagógicos de ensino, elaborá-los também com objetos mais pesados, para atender às necessidades dos alunos com movimentos involuntários.

## 9 REFERÊNCIAS

AMERICAN OCCUPATIONAL THERAPY ASSOCIATION. Definitions of occupational therapy practice for state regulation. American Journal of Occupational Therapy, 1993.

ARAÚJO, R.C.T. *Significado de recurso adaptado utilizado na educação de deficientes físicos*. 1998. Tese (Doutorado) – Faculdade de Filosofia e Ciência, Universidade Estadual Paulista, Marília, 1998.

ARAÚJO, R.C.T.; MANZINI, E.J. Recursos de ensino na escolarização do aluno deficiente físico. In: MANZINI E.J. (org.) *Linguagem, cognição e Ensino do Aluno com Deficiência*. Unesp, 2001, p.1-11.

ASHWAL, S.; RUSSMAN, B. S.; BLASCO, P.A.; MILLER, G.; SANDLER, A.; SHEVELL, M. *Practice parameter: diagnostic assessment of child with: american academy of neurology, neurology*. 2004, v.62(6), p 851-863.

BALEOTTI, L.R. *Experiência Escolar do Aluno Com Deficiência Física no Ensino Comum: O Ponto de vista do Aluno*. Marília. Dissertação (Mestrado em Educação) – Faculdade de Filosofia e Ciências – Universidade Estadual Paulista, 2001.

BAX, B. Aspectos clínicos da paralisia cerebral. In: FINNIE, N.R. *O manuseio em casa da criança com paralisia cerebral*, 3.ed. São Paulo: Manole, 2000.

BRACCIALI, L.M.P. *Influência da utilização do mobiliário adaptado na postura sentada de indivíduos com paralisia cerebral espástica*. Tese (doutorado) – Faculdade de Educação Física – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2000.

BRASIL Lei nº 9.394 de 20/12/96 – *Lei de Diretrizes e Bases da Educação Nacional (LDB)*. Brasília/DF. Diário Oficial da União, nº 248, de 23/12/1996.

BRASIL.MEC/INEP. Plano Nacional de Educação – *Proposta do Executivo ao Congresso Nacional*. Brasília/DF, 1998 (PL nº 4173/98).

BRASIL. Secretaria de Educação Especial. *Portal de ajudas técnicas para a educação: equipamento e material pedagógico para a educação, capacitação e recreação da pessoa com deficiência física*. Secretaria de Educação Especial – Brasília: MEC: SEESP, 2002, fascículo 1. 56p.: il.

CAMATS, E.S. Uso de ajudas técnicas para a comunicação, o jogo, a mobilidade e o controle do meio: uma abordagem habilitadora. In: ALMIRALL, C.B.; CAMATS, E.S.; BLUTO, C.R. *Sistemas de sinais e ajudas técnicas para comunicação alternativa e a escrita*. Santos: Santos, 2003, p. 23-41.

CERQUEIRA, J.B.; FERREIRA, E.M.B. *Recursos didáticos na educação especial*, revista n.5. Publicações técnico-científicas do centro de pesquisa, 2002. Disponível em: <http://www.deficientesvisuais.org.Br>.

DAMASCENO, L.L.; GALVÃO, T.A.F. Recursos de acessibilidade na educação especial. In: *BRASIL. Secretaria de Educação Especial. Educação infantil. Saberes e práticas da inclusão: dificuldades acentuadas de aprendizagem: deficiência múltipla /Secretaria de Educação Especial – Brasília: MEC: SEESP, 2003, 2ed fascículo 4. 58p.: il – (educação infantil).*

DELIBERATO, D; MANZINI, E.J. Recursos para comunicação alternativa. IN: BRASIL. Secretaria de Educação Especial. *Portal de ajudas técnicas para a educação: equipamento e material pedagógico para a educação, capacitação e recreação da pessoa com deficiência física: recursos para comunicação alternativa*. Secretaria de Educação Especial – Brasília: MEC: SEESP, 2004, fascículo 2. 52p.: il.

DeLISA, J. A. *Medicina de Reabilitação. Princípios e Práticas*. São Paulo: Manole, 1991.

DELONG, M.R. Os núcleos da base. In: KANDEL, E.R; SCHWARTZ, J.H; JESSELL, T.M. *Princípios da neurociência*, 4.ed. São Paulo: Manole, 2003.

DORETO, D. *Fisiopatologia do Sistema Nervoso, Fundamentos de Semiologia*. São Paulo: Atheneu, 1996.

DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE. P.J. *Movimento Funcional Humano. Mensuração e Análise*, 1.ed. São Paulo: Manole, 2001.

EKMAN, L.L. *Neurociência: Fundamentos Para Reabilitação*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FAHN, S. The varied clinical expressions of dystonia. *Neurol Clin.* 2:541-554, 1984.

FAHN, S; GREENE, P.E.; FORD, B; BRESSMAN, S.B. *Handbook of movement disorders*. Blackwell science, 1998.

GAUZZI, L. D. V.; FONSECA, L. F. Classificação da paralisia cerebral. IN:LIMA, C. L. A.; FONSECA, L. F. *Paralisia cerebral*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004, p. 37-44.

GIANNI, M.A. Paralisia cerebral. In: TEIXEIRA, E; SAURON, F.N; SANTOS, L.S.B; OLIVEIRA, M.C. *Terapia ocupacional na reabilitação física*.Roca, 2003, p.89-109.

GHEZ, C; KRAKAUER, J. A organização do movimento. In: KANDEL, E.R; SCHWARTZ, J.H; JESSELL, T.M. *Princípios da neurociência*, 4.ed. São Paulo: Manole, 2003.

GONÇALVES, R. *Didática geral*, v.3. Rio de Janeiro: Freitas Bastos, 1974.

GUTMANN, A. ZAUNER. *Fisioterapia Atual*. 2.ed, s/ed, 1980.

HAGBERG, B; HAGBERG, G; OLOW, I. The changing panorama of cerebral palsy in sweden. *Acta Paediatr Scand*, v.64, p. 82-187, 1975.

IWABE, C.; PIOVESSANA, A.M.S.G. Estudo comparativo do tono muscular na paralisia cerebral tetraparética em crianças com lesões corticais ou subcorticais na tomografia computadorizada de crânio. *Arq. Neuro-Psiquitr.*,v.61, n.3<sup>A</sup>, p. 617-620, 2003. disponível em: <http://www.scielo.Br> acesso em:02 jun. 2005.

JAROSZ, E. Determination of the workspace of wheelchair users. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.17, p. 123-33, 1996.

KAPANDJI, A. I. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecanica humana*.5.ed. Buenos Aires: Panamericana, 1999.

KARAGIANNIS, A., STAINBACK, S. & STAINBACK, W. Fundamentos do ensino inclusivo. In: STAINBACK, S. & STAINBACK, W. *Inclusão: Um Guia Para Educadores*; trad. Magda França Lopes. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

KENDALL, F. P. McCREARY, E. K. *Músculos Provas e Funções*. 4ed, São Paulo: Manole, 1995.

KOTTKE, F.J.; STILLWELL, G.K.; LEHMANN, J.F. Krusen: *Tratado de Medicina Física e Reabilitação*, 4.ed, São Paulo: Manole, 1997.

LEITE, P.F. *Fisiologia do exercício, ergometria, condicionamento físico e cardiologia desportiva*.4.ed. São Paulo: Robe, 2000.

LENT, R. *Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos Fundamentais de Neurociência* –São Paulo: Atheneu, 2001.

LITTLE CLUB. *Child neurology and cerebral palsy: a report of an international study group*. Clinics in Developmental Medicine, 2. London: Willian Heineman Medical Books, 1960.

LOPES, J.A.F.; SILVA, S.S. *Antropometria*. Sobre o homem como parte integrante dos fatores ambientais. Sua funcionalidade, alcance e uso. Vitruvius. Arqtextos 2003. disponível em <http://www.vitruvius.com.Br/arqtextos/arq000/esp204.asp>. acesso em: 12 abr. 2005.

MANZINI, E.J. Recursos pedagógicos para o ensino de alunos com paralisia cerebral. In: *Mensagem da APAE*. N.84, v.36, p. 17-21, 1999.

McARDLE, W.D; KATCH, F.I; KATCH, V.L. *Fisiologia do Exercício: Energia Nutrição e Desempenho Humano*, 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

MENDOZA, N.; GARCÍA, J.M.; PINO, J. MARTÍN, O.; FERRER, R. Evaluation of maximal dynamic leg strength of soccer-7 players with cerebral palsy. 2003. Disponível em: <ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>. Acesso em 02 abr. 2006.

NOWAK, E The role of anthropometry in desing of work and life environments of disabled population. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.17, p. 113-21, 1996.

OMOTE, S. Algumas tendências (ou modismos?) recentes em Educação Especial e a Revista Brasileira de Educação Especial. *Revista Brasileira de Educação Especial*, Marília, v.9, n.1, p.25-38, jan.-jun, 2003.

PALISANO, R; ROSENBAUN, P; WALTER, S; RUSSELL, D; WOOD, E; GALUPPI, B. Developmental and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 39:214-223, 1997. [Medline]

PANETH, N; DAMIANO, D; ROSENBAUN, P; LEVITON, A; GOLDSTEIN, M; BAX,M. Proposed definition and classification of cerebral palsy: International Workshop on Definiton and Classification of Cerebral Palsy. Bethesda, Mariland.In: *Journal of Developmental Medicine and Child Neurology*, 2005. Disponível em: [Castang Foundation website](#). Acesso em 02 jan. 2006.

PINTO, L.C. *Eletroneuromiografia clínica*, São Paulo: Atheneu, 1998.

PIOVESSANA, A. M.S.L. Paralisia cerebral: contribuição do estudo por imagem. In: SOUZA, A. M. C; FERRERETO, D. *Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos*. 1. ed, São Paulo: Memnon, 1998, p. 8-32.

RATLIFFE, K. T. *Fisioterapia Na Clínica Pediátrica: Guia Para Equipe De Fisioterapeutas*. Santos: Santos, 2002.

REGANHAM, W.G. *Recurso e estratégia para o ensino de alunos com deficiências: percepção de professores*. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Filosofia e Ciência, Universidade Estadual Paulista, Marília, 2006.

REILY, L. *Escola inclusiva: linguagem e mediação*. Campinas (SP): Papyrus-PUC-Campinas, 2004.

REY, L. *Dicionário de termos técnicos de medicina e saúde*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

RUSSEL, D.J., ROSENBAUN, P.L., AVERY LM, LANE, M. *Gross motor function measure (GMFM66 & GMFM88) user's manual*. London: Mackeith Press, 2002.

RUSSMAN, B. S.; ASHWAL, S. Evaluations of the child with cerebral palsy. *Semin Pediatr Neurol*, v.11(1), p.47-57, 2004.

RUSSMAN, B. S.; GAGE, J.R. Cerebral palsy. *Current problems in pediatrics*, p.29-75, 1989.

SAIKI, K; TSUZUKI, N; TANAKA, R. The effect of muscle-tone-reducing procedures in athetotic head movements: partial nerve block by lidocaine and surgical release of the neck muscles. *Clin Neurophysiol.* V.110 n.7, p. 308-314, 1999.

SANTOS, L.S.B. Adaptações em paralisia cerebral. In: SOUZA, A.M.C; FERRARETO D. *Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos.* 1.ed, São Paulo: Menon, 1998.

SCHIMITZ, E.F. *Didática moderna: fundamentos.* Rio de Janeiro: LTC - Livros Técnicos e Científicos, 1984.

SCHWARTZMAN, J.S. Paralisia cerebral. *Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral*, v.1, (1), p. 4-17, 2004.

SHAH, S., ALBIN, R. Movement Disorders. In: SHAH, S.; KELLY, K. (Eds.) *Emergency Neurology: Principles and Practice.* New York: Cambridge University Press, 1999.

SILVA, O. L. D. *Semiologia do Aparelho Locomotor.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

SOUZA, A.M.C. Classificação de paralisia cerebral. In: SOUZA, A.M.C; FERRARETO D. *Paralisia Cerebral: Aspectos Práticos.* 1.ed. São Paulo: Menon. 1998.

SOUZA, A. M.C. Definição de paralisia cerebral. Resenha de: International Workshop on Definiton and Classification of Cerebral Palsy. Bethesda, Mariland. In: *Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral*, v.1(3). p. 50-52, 2005.

TEIVE, H.A.G.; MUNHOZ, R.P.; SOUZA,M.M.; ANTONIUK, S.A.; SANTOS, M.L.S.F.; TEIXEIRA, M.J.; BARBOSA, E.R.; CARVALHO, R.C.; SCAFF, M.; WERNECK, L.C. Status dystonicus: study of five cases, *Arq. Neuro-Psiquiatr* v.63, n.1, São Paulo, 2005. Disponível em: <http://www.scielo.Br> acesso em 24 abr. 2005.

TEIXEIRA,E.; ARIGA, M.Y.; YASSUKO, R. Adaptações In: TEIXEIRA, E; SAURON, F.N; SANTOS, L.S.B; OLIVEIRA, M.C. *Terapia ocupacional na reabilitação física.* Roca, 2003.

TROMBLY, C.A. *Occupational therapy for fhysical disfunction.* 4ed. Baltimore: Lippincott, Willians & Wilkins, 1995.

VITTA, F. C. F.; SILVA, K.P.L.; MORAES, M.C.A.F. Conceito sobre a educação da criança deficiente, de acordo com professores de educação infantil da cidade de Bauru. *Revista Brasileira de Educação Especial*, v.10, n.1, p. 43-58, 2004.

World Health Organization. *International classification of function and disability*, Beta-2 Version. Geneva: WHO, 1999.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (2001) *International Classification of Functioning, Disability and Health*. Geneva: World Health Organization.

ZERBINATO, L; MAKITA, L.M; ZERLOTI, P. Paralisia cerebral. In: TEIXEIRA, E; SAURON, F.N; SANTOS, L.S.B; OLIVEIRA, M.C. *Terapia ocupacional na reabilitação física*. Roca, 2003.

## GLOSSÁRIO

**Agonista** – Diz-se do músculo que desempenha a função principal em determinado movimento.

**Antagonista** – Diz-se do músculo que se opõe à ação do outro músculo.

**Discinético** – Distúrbio que afeta o movimento, produzindo movimento incoordenado, desajeitado, involuntário.

**Espasticidade/espástico** – Aumento do tônus comumente observado em lesões da via piramidal em que há paresia ou plegia.

**Frame** – significa quadro, molde, estrutura, moldura, constituir, enquadrar, forma.

**Gânglios da base** – Região do encéfalo, composta de estruturas e conexões de vias do sistema extrapiramidal, também chamado de núcleos da base.

**Potencial de ação** – Local onde ocorre despolarização de uma fibra com inversão de sua potencialidade.

**Ponto motor** – Local onde a terminação do nervo motor se une a fibra muscular, chamado junção mioneural é o ponto de maior excitabilidade para estímulo de despolarização do potencial de ação.

**Sinergismo** – Interação cooperativa. Um músculo que atua em conjunto com outro para aumentar-lhe o efeito. Associação simultânea de vários fatores que contribuem para uma ação coordenada.

## APÊNDICE A

**ANEXO A**