

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE FILOSOFIA E CIÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO**

PAULA DO CARMO PAIVA

**INFLUÊNCIA DA TEXTURA DO RECURSO PEDAGÓGICO EM ATIVIDADE DE
ENCAIXE REALIZADA POR ALUNOS COM PARALISIA CEREBRAL**

**MARÍLIA
2007**

PAULA DO CARMO PAIVA

INFLUÊNCIA DA TEXTURA DO RECURSO PEDAGÓGICO EM ATIVIDADE DE ENCAIXE REALIZADA POR ALUNOS COM PARALISIA CEREBRAL

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

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

Orientadora: **Dr^a Lígia Maria Presumido Bracciali**

Marília
2007

Paiva, Paula do Carmo.

P149i Influência da textura do recurso pedagógico em atividades de encaixe realizada por alunos com paralisia cerebral. / Paula do Carmo Paiva. – Marília, 2007.
104 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Educação) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, 2007.

Bibliografia: f. 89-95.

Orientadora: Dra. Lígia Maria Presumido Bracciali.

1. Educação especial. 2. Paralisia cerebral. 3. Deficientes físicos - Reabilitação. 4. Recurso pedagógico. I. Autor. II. Título.

CDD 371.9

PAULA DO CARMO PAIVA

INFLUÊNCIA DA TEXTURA DO RECURSO PEDAGÓGICO EM ATIVIDADE DE ENCAIXE REALIZADA POR ALUNOS COM PARALISIA CEREBRAL

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação, UNESP – Campus de Marília.

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

Data da aprovação: ___/___/____.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Dra. Lígia Maria Presumido Braccialli
Orientadora – Departamento de Educação Especial/Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília

Dr. Eduardo José Manzini
Departamento de Educação Especial/Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília

Dra. Rosimeire Simprini Padula
Pós-Graduação em Ergonomia/Universidade São Francisco

DEDICATÓRIA

À Deus, que a cada dia da minha vida tem transformado minhas perdas em ganhos.

Àquele que protege, cuida e ampara. Que sempre é por mim e comigo. Que me sustenta nas dores e dificuldades encontradas. Que é minha força quando já não a tenho. Que me ama na minha pequenez. Que me restaura e alimenta. Sem Ti nada sou.

A Ti meu eterno louvor, adoração e gratidão.

A Ti, toda a honra e toda glória, agora e para sempre.

“Tu que habitas sob a proteção do Altíssimo, que moras à sombra do Onipotente, dize ao Senhor: Sois meu refúgio e minha cidadela, meu Deus, em que eu confio. É ele quem te livrará do laço do caçador, e da peste perniciososa. Ele te cobrirá com suas plumas, sob suas asas encontrarás refúgio. Sua fidelidade te será um escudo de proteção. Tu não temerás os terrores noturnos, nem a flecha que voa à luz do dia, nem a peste que se propaga nas trevas, nem o mal que grassa ao meio-dia. Caiam mil homens à tua esquerda e dez mil à tua direita, tu não serás atingido. Porém verás com teus próprios olhos, contemplarás o castigo dos pecadores, porque o Senhor é teu refúgio. Escolheste, por asilo, o Altíssimo. Nenhum mal te atingirá, nenhum flagelo chegará à tua tenda, porque aos seus anjos ele mandou que te guardem em todos os teus caminhos. Eles te sustentarão em suas mãos, para que não tropeces em alguma pedra. Sobre serpente e víbora andarás, calcarás aos pés o leão e o dragão. Pois que se uniu a mim, eu o livrarei; e o protegerei, pois conhece o meu nome. Quando me invocar, eu o atenderei; na tribulação estarei com ele. Hei de livrá-lo e o cobrirei de glória. Será favorecido de longos dias, e mostrar-lhe-ei a minha salvação”.

AGRADECIMENTOS

À minha família: Papi e Mami, Cau, Hugo, Camilla, Helen, Xandre e meu pequeno Taylor. Amo vocês. Obrigada pelo acolhimento e compreensão pela ausência. Vocês são minha vida, meu alicerce e minha força para continuar buscando o melhor, sempre. São a razão do meu lutar com força, esperança e dignidade. Obrigada por serem exatamente como são.

Aos meus grandes amigos, aqui representados por Renata Valadão e família, Maria Carolina, Aninha e Rose. Vocês são a melhor parte de mim. Obrigada pela confiança em mim, por acreditarem em minha capacidade, pelas palavras de incentivo, gestos de carinho, sorrisos compartilhados, pelas lágrimas acolhidas por vossos corações lindos, generosos e amigos. Vocês são como anjos de resgate em minha vida. Que Deus continue abençoando a vida de vocês.

Ao professor e amigo Luciano Batisteti por me fazer apaixonar pela arte de ensinar. Serei sempre grata pelo acolhimento, incentivo e ensinamentos. Obrigada pelos momentos divididos com nossos companheiros de trabalho. Vocês são maravilhosos.

Aos membros do Grupo de Pesquisa “Deficiências Físicas e Sensoriais” da Faculdade de Filosofia e Ciências – FFC, Unesp, Campus de Marília, pelas sugestões e incentivo.

À Franciane, Andréia e Thaís pela imensa ajuda oferecida na coleta de dados.

Ao Mauro Audi, pela paciência em orientar sobre o manuseio do eletromiógrafo e programa Kavideo. A ti, minha eterna gratidão e admiração. Obrigada pelos conhecimentos partilhados.

Às estudantes do curso de fisioterapia da UNESP – Faculdade de Filosofia e Ciências, pelos questionamentos que possibilitaram maiores reflexões e cuidados para o trabalho.

Aos professores Dr. Cláudio Coelho e Dr. Antero Miranda, do curso de Mestrado em Pediatria da Faculdade de Medicina de Botucatu, pelos passos iniciais e determinantes para o prosseguimento da pós-graduação. Obrigada pelo crescimento proporcionado durante os seminários.

Aos professores Sadao Omote e Rita de Cássia Tibério Araújo, pelas reflexões e aprendizados obtidos durante as disciplinas cursadas.

Ao CNPq, pela bolsa concedida e pelo instrumento confeccionado para o estudo, e à CAPES e PROESP pelo apoio financeiro para a pesquisa.

Às funcionárias do Departamento da Pós-Graduação da Faculdade de Filosofia e Ciências – FFC, Unesp, Campus de Marília, pela solicitude no atendimento e pela agilidade.

Aos funcionários do Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES), representados por Sr. Adalto, Sílvio, Dinha, Patrícia e Sr. Valdivino, pela recepção e solicitude no atendimento.

Ao Professor Sebastião, pelo imprescindível auxílio estatístico. Obrigada pelo acolhimento e paciência. Que Deus o abençoe.

À querida amiga e tradutora Nanci Umino pelo auxílio com a elaboração do abstract.

Aos participantes do estudo, pela paciência e colaboração e, aos pais, pela compreensão do estudo e pela permissão da participação de seus filhos. Que Deus abençoe cada um de vocês.

À professora Dra. Lígia Maria Presumido Braccialli, pela oportunidade de adquirir novos aprendizados.

Ao engenheiro César, pela recepção e acolhimento. Obrigada pelo desenvolvimento e construção do instrumento utilizado na pesquisa.

À professora Dra. Rosimeire Simprini Padula, pela tamanha dedicação em auxiliar na pesquisa e por aceitar o convite para participar da banca examinadora. Jamais esquecerei sua colaboração para o desenvolvimento dessa pesquisa. Serei eternamente grata. Que Deus abençoe você e sua família.

Ao professor Dr. Eduardo José Manzini, pelo apoio e incentivo no estudo e por aceitar participar da banca examinadora.

Aos professores Dra. Débora Deliberato e Dr. Mário Antônio Baraúna pela solicitude e disposição para compor a banca examinadora para a defesa da dissertação.

Às alunas do curso de pedagogia pela colaboração na construção do glossário.

RESUMO

PAIVA, P. C. *Influência da textura do recurso pedagógico em atividade de encaixe realizada por alunos com paralisia cerebral*. 2007. 104 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília. A utilização de recursos adaptados pode contribuir para melhorar as habilidades funcionais de membros superiores em pessoas com seqüelas de paralisia cerebral, frente à possibilidade de fornecer estímulos sensoriais e motores, necessários para o desenvolvimento das habilidades motoras. O estudo investigou se a textura do objeto influenciou na sua utilização com relação às variáveis força, atividade eletromiográfica e desempenho do movimento, realizado na execução de uma atividade pedagógica. Para o estudo, foram selecionados 6 participantes com seqüelas de paralisia cerebral do tipo espástica, diplegia e quadriplegia, com idade entre 7 anos e 8 meses e 28 anos e 1 mês. Para tanto, utilizou-se a seguinte situação experimental: o participante segurou um recurso pedagógico e deslocou-o até um ponto previamente demarcado, e posteriormente o retornou à posição inicial. O objeto foi apresentado de forma aleatória, em três diferentes texturas: 1) lisa; 2) intermediária e 3) áspera. Para a coleta de dados, foram usados os seguintes instrumentos: 1) transdutor de força para leitura e captação das forças aplicadas durante a preensão palmar; 2) eletromiógrafo para aquisição de dados eletromiográficos dos principais grupos musculares requisitados durante a execução da tarefa; 3) filmagem para posterior análise do movimento, utilizando-se o programa Kavideo. Para a análise dos dados das variáveis: força; eletromiografia do músculo deltóide fibras anteriores, do músculo tríceps braquial e do músculo bíceps braquial; tempo despendido para a realização da tarefa; e índice de retidão, foi realizado o estudo da normalidade das distribuições, verificada por meio do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e a comparação entre as texturas lisa, intermediária e áspera, nos movimentos de ida e retorno, por meio da análise de variância de medidas repetidas. Adotou-se para todos os testes o nível de significância de 5% de probabilidade para a rejeição da hipótese de normalidade. Os resultados mostraram que não houve significância estatística para as variáveis estudadas, tanto no movimento de ida quanto no movimento de retorno da tarefa, com o recurso apresentado nas três diferentes texturas. Porém, os dados da estatística descritiva permitiram observar que: 1) a textura áspera foi a que exigiu menor quantidade de força de preensão palmar dos participantes do estudo; 2) a textura lisa requisitou menor atividade eletromiográfica dos músculos estudados, proporcionou uma menor quantidade de tempo para execução da tarefa e, também, foi a que determinou um melhor desempenho dos participantes com relação à trajetória do movimento executado.

PALAVRAS-CHAVE: Paralisia Cerebral. Deficiência Física. Adaptação. Recurso Pedagógico. Educação Especial.

ABSTRACT

The use of adapted resources can contribute to improve the functional abilities of superior members in people with cerebral palsy sequels, since it may provide sensory and motor stimulus, which are necessary for their development of the motor abilities. The study focused whether the texture of the object influenced in its use regarding the variables force, electromyographic activity and performance of the movement executed during a pedagogic activity. For the study, 6 participants were selected, all with spastic, diplegic and quadriplegic cerebral palsy sequels, aged between 7 years and 8 months and 28 years and 1 month. Therefore, the following experimental situation was used: the participant held a pedagogic resource and moved it until a previously demarcated point and later put it back to its initial position. The object was presented randomly, in three different textures: 1) flat; 2) intermediate and 3) rough. For the data collection, the following instruments were used: 1) transducer to read and receive the applied forces during the palm prehension; 2) electromyography machine for electromyography data acquisition of the main muscular groups required during the task execution; 3) filming for subsequent movement analysis, using the software Kavideo. For the data analysis of the variables: force; deltoid muscle previous fibers, brachial triceps muscle and brachial biceps muscle electromyographies; time spent for the task accomplishment; and index of rightness, the distribution normality study was taken, verified by the Kolmogorov-Smirnov (KS Tests) test and the comparison among the flat, intermediate and rough textures, in the initial and return movements, through the variance analysis of repeated measures. For all the tests it was adopted a 5% rejection probability rate, as significant level for the normality hypothesis. The results showed that there was no statistical significance for the studied variables, either for the initial or for the return movement of the task, with the resource presented in the three different textures. However, the descriptive statistics data showed that: 1) the rough texture was the one that demanded lower amount of palm prehension force from the participants of the study; 2) the flat texture requested lower electromyographic activity of the studied muscles, provided a lower amount of time for task execution and, also, was the one which determined a better performance of the participants related to the movement path executed during the accomplishment of the requested task.

WORDS-KEY: Cerebral Palsy. Physical Deficiency. Adaptation. Pedagogic Resource. Special Education.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Tipos de preensão de força: 1) cilíndrica; 2) esférica; 3) em gancho..... | 30 |
| Figura 2 – Tipos de preensão de precisão: 1) polpa a polpa ou pinça de aperto; 2) ponta a ponta; 3) polpa-lado; 4) lado a lado..... | 30 |
| Figura 3 – Mobiliário adaptado com opções de regulação para altura da mesa e apoio para os pés, o transdutor de força e o recurso pedagógico utilizados no estudo | 45 |
| Figura 4 – Transdutor de força confeccionado para o estudo..... | 46 |
| Figura 5 – Diferentes texturas utilizadas no transdutor durante o experimento: a) lisa; b) intermediária; c) áspera..... | 47 |
| Figura 6 – Exemplo da janela de coleta e análise dos dados de força e eletromiográficos: 1) força de preensão palmar; 2) músculo deltóide fibras anteriores; 3) músculo tríceps braquial; 4) músculo bíceps braquial | 49 |
| Figura 7 – Posicionamento da câmera em vista superior | 50 |
| Figura 8 – Exemplo da janela do programa Kavideo para análise dos dados cinemáticos | 50 |
| Figura 9 – Medidas antropométricas da mão | 52 |
| Figura 10 – Mobiliário adaptado utilizado no estudo..... | 53 |
| Figura 11 – A disposição dos objetos; posicionamento inicial da mão; posicionamento do transdutor; alcance máximo do participante | 54 |
| Figura 12 – a) preensão do transdutor; b) movimento de ida; c) encaixe do transdutor | 54 |
| Figura 13 – a) desencaixe do transdutor; b) movimento de retorno; c) soltando o transdutor..... | 55 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Deslocamento mínimo possível de ser percorrido entre o ponto inicial do transdutor e o encaixe, para cada participante..... | 51 |
| Tabela 2 – Medida da escala de pólos calculada para cada participante..... | 52 |
| Tabela 3 – Resultados da análise da força de preensão palmar durante o movimento de ida para cada textura | 58 |
| Tabela 4 – Resultados da análise da força de preensão palmar durante o movimento de retorno, para cada textura | 59 |
| Tabela 5 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável força de preensão palmar, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 59 |
| Tabela 6 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável força de preensão palmar, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 60 |
| Tabela 7 – Resultados da análise eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de ida para cada textura | 60 |
| Tabela 8 – Resultados da análise eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de retorno, para cada textura | 61 |
| Tabela 9 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 62 |
| Tabela 10 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 62 |
| Tabela 11 - Resultados da análise eletromiográfica (RMS) do músculo tríceps braquial, durante o movimento de ida, para cada textura | 63 |
| Tabela 12 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante o movimento de retorno, para cada textura | 63 |
| Tabela 13 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 64 |

| | |
|--|----|
| Tabela 14 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 65 |
| Tabela 15 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de ida, para cada textura | 65 |
| Tabela 16 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de retorno, para cada textura | 66 |
| Tabela 17 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 67 |
| Tabela 18 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 67 |
| Tabela 19 - Resultados da análise do tempo despendido durante o movimento de ida para cada textura | 67 |
| Tabela 20 - Resultados da análise do tempo despendido durante o movimento de retorno, para cada textura | 68 |
| Tabela 21 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável tempo despendido, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 69 |
| Tabela 22 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável tempo despendido, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 69 |
| Tabela 23 - Resultados da análise do índice de retidão, durante o movimento de ida para cada textura | 69 |
| Tabela 24 - Resultados da análise do índice de retidão, durante o movimento de retorno, para cada textura | 70 |
| Tabela 25 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável índice de retidão, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida | 71 |
| Tabela 26 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável índice de retidão, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno | 71 |
| Tabela 27 – Medidas antropométricas das mãos dos participantes | 72 |

| | |
|--|----|
| Tabela 28 – Resultados da estatística descritiva para as medidas antropométricas das mãos dos participantes | 72 |
|--|----|

LISTA DE QUADRO

| | |
|---|-----------|
| Quadro 1 - Caracterização dos participantes do estudo..... | 42 |
|---|-----------|

LISTA DE SIGLAS

2D – Duas Dimensões; bidimensional

AVDs – Atividades de Vida Diária

CNE/CEB - Conselho Nacional de Educação/Câmara de Educação Básica

CVM – Contração Voluntária Máxima

GMFMCS - *Gross Motor Function Measure Classification System*

IR - Índice de Retidão

PC – Paralisia Cerebral

SNC – Sistema Nervoso Central

LISTA DE SÍMBOLOS

cm - centímetros
g - gramas
Hz - hertz
kgf – kilograma-força
KHz – kilohertz
m - metros
S - distância
s - segundos
t - tempo
V_m - velocidade média
μV - microvolts

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 19 |
| 2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS..... | 22 |
| 2.1 Paralisia Cerebral..... | 22 |
| 2.2 Desenvolvimento de Habilidades Manuais | 25 |
| 2.3 Alcance, Prensão e Manuseio de Objetos | 29 |
| 2.4 Adaptação de Recursos Pedagógicos..... | 34 |
| 3 OBJETIVOS..... | 39 |
| 3.1 Objetivo Geral..... | 39 |
| 3.2 Objetivos Específicos..... | 39 |
| 4 MÉTODO..... | 40 |
| 4.1 Procedimentos Éticos..... | 40 |
| 4.2 Participantes..... | 40 |
| 4.3 Local da Pesquisa..... | 42 |
| 4.4 Equipamentos e Materiais..... | 42 |
| 4.5 Elaboração do Glossário | 43 |
| 4.6 Procedimentos para Coleta de Dados..... | 44 |
| 4.6.1 Projeto e confecção do transdutor de força..... | 45 |
| 4.6.2 Registros eletromiográficos e de força de prensão palmar | 47 |
| 4.6.3 Registro dos dados cinemáticos..... | 49 |
| 4.6.4 Registro das medidas antropométricas das mãos dos participantes | 52 |
| 4.6.5 Situação experimental..... | 53 |
| 4.7 Procedimentos para Análise de dados..... | 55 |
| 4.7.1 Análise eletromiográfica e da força de prensão palmar | 55 |
| 4.7.2 Análise cinemática..... | 56 |
| 4.7.3 Estatística..... | 57 |
| 5 RESULTADOS..... | 58 |

| | |
|--|-----------|
| 5.1 Resultados da Análise de Força de Preensão Palmar..... | 58 |
| 5.1.1 Resultados da análise de força de preensão palmar encontrados durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 58 |
| 5.1.2 Resultados da análise de força de preensão palmar encontrados durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 59 |
| 5.2 Resultados da Análise da Atividade Eletromiográfica do Músculo Deltóide Fibras Anteriores | 60 |
| 5.2.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 60 |
| 5.2.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 62 |
| 5.3 Resultados da Análise da Atividade Eletromiográfica do Músculo Tríceps Braquial | 62 |
| 5.3.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 62 |
| 5.3.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 64 |
| 5.4 Resultados da Análise da Atividade Eletromiográfica do Músculo Bíceps Braquial | 65 |
| 5.4.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 65 |
| 5.4.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 66 |
| 5.5 Resultados da Análise do Tempo Despendido para a Realização da Tarefa | 67 |
| 5.5.1 Resultados da análise do tempo despendido, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 67 |
| 5.5.2 Resultados da análise do tempo despendido, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 69 |
| 5.6 Resultados da Análise do Índice de Retidão Obtido pela Execução da Tarefa | 69 |
| 5.6.1 Resultados da análise do índice de retidão, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva | 69 |
| 5.6.2 Resultados da análise do índice de retidão, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica | 71 |
| 5.7 Resultados das Medidas Antropométricas das Mãos dos Participantes | 71 |
| 6 DISCUSSÃO | 73 |

| | |
|--|------------|
| 6.1 Discussão da Análise de Força de Preensão Palmar, Durante os Movimentos de Ida e de Retorno, com o Recurso Pedagógico apresentado em Diferentes Texturas | 73 |
| 6.2 Discussão da Análise da Atividade Eletromiográfica dos Músculos Deltóide Fibras Anteriores, Tríceps Braquial e Bíceps Braquial, durante os Movimentos de Ida e de Retorno, com o Recurso Pedagógico apresentado em Diferentes Texturas | 76 |
| 6.3 Discussão da Análise do Tempo Despendido para a Realização da Tarefa, durante os Movimentos de Ida e de Retorno, com o Recurso Pedagógico apresentado em Diferentes Texturas | 81 |
| 6.4 Discussão da Análise do Índice de Retidão, durante os Movimentos de Ida e de Retorno, com o Recurso Pedagógico apresentado em Diferentes Texturas | 83 |
| 7 CONCLUSÃO | 86 |
| 8 CONSIDERAÇÕES FINAIS | 87 |
| REFERÊNCIAS | 89 |
| GLOSSÁRIO | 96 |
| APÊNDICE | 98 |
| APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido..... | 100 |
| ANEXO | 101 |
| ANEXO A: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências..... | 103 |

1 INTRODUÇÃO

Nas crianças com seqüelas de paralisia cerebral (PC), geralmente, pode ser observado um desenvolvimento precário de movimentos habilidosos de mãos, principalmente na movimentação independente dos dedos o que, em casos típicos, pode levar a criança a pegar objetos com toda a mão (SHEPHERD, 1995) e não apenas com os dedos ou áreas realmente necessárias, frente à inabilidade para o fracionamento dos movimentos.

Crianças com alterações motoras decorrentes da paralisia cerebral fazem parte da população de alunos com deficiência física. Essas crianças, por meio de dispositivos legais das políticas educacionais, principalmente a Resolução CNE/CEB nº 2, de 11 de setembro de 2001 (BRASIL, 2001), devem ter garantido acessibilidade referente às instalações, equipamentos e mobiliários, além de provimento de recursos humanos e materiais necessários. Devem contar ainda com apoio pedagógico especializado em educação especial e utilização de procedimentos e recursos específicos para complementação ou suplementação curricular, de forma a contemplar o desenvolvimento de suas capacidades físicas, cognitivas, sociais e emocionais, de acordo com suas necessidades especiais.

O ambiente escolar, principalmente a sala de aula, é um meio no qual o aluno está exposto a vários tipos de atividades pedagógicas que podem lhe proporcionar as mais diversas experiências. Para o aluno que apresenta deficiência física, algumas dessas atividades necessitam de recursos pedagógicos adaptados para atenderem as suas necessidades específicas e, deste modo, propiciar situações estimulantes e motivacionais que cooperem com a eficácia de seu aprendizado. Assim, a estimulação pode fazer com que o aluno reaja e participe das atividades propostas, interagindo com o ambiente a sua volta.

De acordo com Teixeira, Ariga e Yassuko (2003), a adaptação é um ramo da tecnologia assistiva e pode ser definida como a modificação da tarefa, do método e do meio ambiente, promovendo independência e função. Para as autoras, o ato de adaptar promove ajuste, acomodação e adequação do indivíduo a uma nova situação, e as respostas adaptativas dependem de alguns fatores como: satisfação; sucesso do desempenho ocupacional; negociações positivas e negativas entre a pessoa e o ambiente.

Desta forma, uma adequação do recurso pedagógico às necessidades específicas do aluno pode ser realizada por meio de adaptações. Araújo e Manzini (2001) relataram que a adaptação pode ser dirigida a materiais pedagógicos, como lápis, caderno, livros, quadro negro, entre outros utilizados pelo aluno, se estendendo às atividades

específicas e mobiliários. Para os autores, os materiais e procedimentos utilizados na educação do aluno com deficiência física não são utilizados rotineiramente no contexto do ensino comum.

Com relação ao manuseio de recursos pedagógicos, podem ser observadas algumas dificuldades dos alunos com paralisia cerebral no que concerne à preensão dos objetos, em virtude dos comprometimentos motores apresentados. Muitas vezes, ao deixar de adaptar as características físicas desses recursos, como formato, peso, tamanho e textura, poderá ocorrer um insucesso na realização de atividades específicas que envolvam movimentos com os membros superiores, já que estes também são tidos como ferramentas importantes para a exploração do meio e aquisição de novos conhecimentos.

Shumway-Cook e Woollacott (2003) destacaram a importância da percepção individual das características do objeto a ser pego como mecanismo de antecipação para a programação do movimento, ou seja, uma forma de preparar o movimento para que o resultado final seja melhor, ou no mínimo, menos prejudicado.

Deste modo, é possível observar que, adaptações realizadas nos recursos pedagógicos usados pelo aluno com paralisia cerebral, quando vão ao encontro de suas necessidades específicas, podem colaborar para evitar frustração no desempenho da atividade pedagógica, evitando o insucesso e a desmotivação, fatores esses que funcionam como barreiras para o aprendizado do aluno.

Dentre as características físicas para adaptar o recurso pedagógico, a textura diferenciada pode ser fonte de estímulos sensoriais, necessários ao desenvolvimento motor. Portanto, esse estudo teve o propósito de investigar a influência da textura do recurso pedagógico na função de membros superiores, a fim de verificar a contribuição dessa característica física ao realizar adaptações em objetos para alunos com paralisia cerebral, por meio de dados científicos e quantitativos.

A relevância do estudo consiste em oportunizar subsídios científicos aos profissionais da área da educação, em destaque a Educação Especial, e também àqueles que possuem contato com a população estudada, no processo de adaptação de objetos no que se refere à textura destes. Porém, não possui a intenção de determinar a textura a ser utilizada no processo de adaptação do recurso pedagógico, visto que, os fatores determinantes para isso devem ser observados individualmente, ou seja, de acordo com as necessidades específicas de cada um.

Em relação à literatura sobre preensão de crianças com paralisia cerebral, verifica-se a existência de um bom número de publicações em periódicos internacionais.

Contudo, no Brasil, há um baixo número de pesquisas sobre preensão (CRUZ; EMMEL, 2005). Desta forma, faz-se necessário observar os processos de interação criança-ambiente-tarefa, a partir de questões básicas como investigar a influência da textura do objeto nas habilidades de preensão em tarefas funcionais realizadas pelas crianças com PC em seu cotidiano escolar, nas atividades da vida diária e no comportamento de brincar.

Além disso, na literatura encontrada sobre crianças com paralisia cerebral, é possível verificar que, dentre os estudos sobre preensão e manipulação de objetos, a maior parte dos participantes apresentavam paralisia cerebral espástica do tipo hemiplégica. Assim, existe uma escassez de estudos sobre preensão e manipulação de objetos por crianças com paralisia cerebral espástica do tipo diplégica e quadriplégica, por isso o interesse desse estudo em investigar essa população. Além disso, verificou-se a escassez de estudos que investigam a influência de texturas na preensão e manipulação de objetos por crianças com paralisia cerebral, durante o desempenho de funções presentes no cotidiano escolar.

Diante do exposto, confirma-se a relevância de se estudar alternativas para modificação da textura do recurso pedagógico, buscando contribuir para a melhora do desempenho funcional de membros superiores. Para o estudo houve a preocupação de escolher uma atividade pedagógica realizada frequentemente em sala de aula e que esta possuísse um significado, de forma a contemplar o aspecto motivação para a tarefa a ser desempenhada.

Por conseguinte, o estudo levantou o seguinte questionamento: a textura do recurso pedagógico interfere no desempenho funcional de membros superiores em crianças com paralisia cerebral espástica?

2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

2.1 Paralisia cerebral

A paralisia cerebral (PC) foi descrita, originalmente, por Little em 1862, como resultante de asfixia e lesão cerebral ao nascimento (HARE; DURHAM; GREEN, 2000). Devido à complexidade da patologia e à grande variedade de manifestações clínicas, muitos estudiosos buscaram defini-la posteriormente.

Em 2004, num workshop realizado em Bethesda, Maryland, organizado pelos membros das sociedades inglesa e americana de paralisia cerebral, foi discutida uma nova definição. Essa definição buscou abranger grande parte dos conceitos já publicados.

Paralisia Cerebral (PC) descreve um grupo de desordens do movimento e da postura, causando limitação de atividades, que são devidas a alterações não progressivas que ocorreram no cérebro fetal ou infantil. As desordens motoras da Paralisia Cerebral frequentemente estão acompanhadas por alterações sensoriais, na cognição, comunicação, percepção, comportamento e/ou crises convulsivas. (SOUZA, 2004, p. 51).

Uma das marcantes características presentes em crianças com seqüelas de paralisia cerebral é alteração no tônus muscular.

O tônus muscular ou a força com a qual o músculo resiste à extensão depende da elasticidade (rigidez intrínseca do músculo) e de um componente neural. O aumento do tônus e sua diminuição são denominados, respectivamente, de hipertonia e hipotonia. A forma mais comum de hipertonia é a espasticidade, que se caracteriza pelo aumento dos reflexos tendíneos e uma resistência ao estiramento rápido muscular. (GAUZZI; FONSECA, 2004, p. 38).

A espasticidade decorre do aumento da resistência de determinado músculo ao estiramento passivo, sendo diretamente proporcional à velocidade empregada para esse estímulo (VAL FILHO, 2002).

A paralisia cerebral pode ser classificada quanto ao tônus muscular, distribuição topográfica e severidade do comprometimento.

Quanto ao tônus muscular se divide em: 1) espástica; 2) discinética; 3) atáxica; 4) hipotônica e 5) mista.

A paralisia cerebral espástica se caracteriza, como o próprio nome sugere, pela presença da espasticidade. Segundo Sulkes e Dosa (2004), é o tipo mais comum, sendo encontrada em torno de 70% a 80% dos casos, resultante de lesão dos neurônios motores

superiores do trato piramidal. De acordo com as autoras, as crianças com esta forma de PC, freqüentemente, exibem hipotonia axial no primeiro ano de vida, sendo que a espasticidade torna-se evidente no segundo ano de vida e está tipicamente associada a reflexos tendíneos profundos hiperativos e clônus.

A paralisia cerebral discinética é caracterizada por movimentos e posturas anormais, devido à coordenação motora ineficiente e alterações na regulação do tônus. Existe uma dificuldade na programação e execução adequada dos movimentos voluntários, na coordenação de movimentos automáticos e na manutenção da postura. Esse tipo de PC pode ser encontrado em cerca de 14% a 20% dos casos (SCHWARTZMAN, 2004).

A paralisia cerebral atáxica é caracterizada por ataxia do tronco na posição sentada, dismetria e incoordenação motora, acompanhada de atraso no desenvolvimento. É uma forma de paralisia cerebral pouco comum, representada por menos de 10% dos casos de PC (HOWLE, 1999). Nestes casos, existe um grande prejuízo das atividades que exigem uma boa coordenação motora, como a escrita.

A hipotônica é uma forma rara, que ocorre em aproximadamente 1% dos casos (GAUZZI; FONSECA, 2004). Caracterizada pela hipotonia que persiste após os dois anos de idade e que não resulta de uma lesão primária muscular ou de neurônio motor periférico.

Na paralisia cerebral mista há uma associação de alterações piramidais e extrapiramidais, em que não existe predomínio evidente de uma das formas. Cerca de 10 a 15% dos casos de paralisia cerebral apresentam-se sob esta forma (GAUZZI; FONSECA, 2004).

Quanto à distribuição topográfica se divide em: 1) hemiplégica; 2) diplégica; 3) quadriplégica.

A hemiplégica é caracterizada pelo déficit motor e espasticidade unilateral. O membro superior comprometido apresenta uma hipertonia em flexão e o membro inferior uma hipertonia em extensão. O membro superior permanece aduzido no ombro e fletido no cotovelo, o antebraço em pronação e o punho e os dedos das mãos ficam flexionados (LEITE; PRADO, 2004).

Na paralisia cerebral diplégica existe o comprometimento bilateral dos quatro membros, com predomínio nos membros inferiores. De acordo com Schwartzman (2004), o membro superior é afetado em grau variável, mas, em menor intensidade que os membros inferiores. Há uma dificuldade em relação à coordenação de movimentos rápidos dos membros superiores. O desempenho intelectual da maioria dessas crianças encontra-se

preservado. Para Bobath (1990), o controle de cabeça e o controle de braços e mãos são, geralmente, pouco afetados e a fala pode ser normal.

A forma quadriplégica é considerada o tipo mais grave de PC devido ao comprometimento bilateral do encéfalo. Segundo Bobath (1990), a quadriplegia é definida como o envolvimento de todo o corpo, sendo os membros superiores mais envolvidos do que, ou pelo menos tão envolvidos quanto, os membros inferiores. A distribuição do comprometimento é, geralmente, assimétrica.

Quanto à severidade do comprometimento Howle (1999) classificou a PC em:

1) Leve - usada para crianças que apresentam prejuízos sensório-motores que resultam em movimentos mal coordenados e ineficientes quando comparados a crianças normais. Porém, suas limitações funcionais podem ser superadas de modo que possam avançar nas habilidades motoras totais usadas na vida diária. Essas crianças não requerem ajuda especial ou equipamento, mas, podem necessitar de tempo extra para exercer suas habilidades como se vestir, cuidar-se, comer ou escrever;

2) Moderada - utilizada para crianças com prejuízos sensório-motores que produzem limitações funcionais, tais como, caminhar, sentar em posturas variáveis, usar a mão e falar;

3) Grave - usada para crianças cujas inaptidões restringem a execução de atividades necessárias na vida diária. Assim, são crianças dependentes nas atividades de vida diária devido à falta de equilíbrio ou inabilidade para usar os braços e mãos e dependentes de adultos que possam auxiliá-las nas atividades e na comunicação. A qualidade de vida das crianças e dos seus familiares é afetada seriamente;

4) Profunda – empregada para a criança que não apresenta nenhuma habilidade motora funcional. Esta criança não pode executar movimentos como mudar a própria posição corporal, sentar independente de equipamento especial, usar os braços e mãos para alimentar-se e realizar o autocuidado e, ainda, usar a fala para comunicar-se, além de apresentar sérias complicações de saúde. Esta criança é dependente de um cuidador, de tecnologia para ajudar na mobilidade e na realização das atividades diárias.

Embora seja importante classificar a paralisia cerebral para diagnóstico clínico, o termo paralisia cerebral passou a ser usado como descrição de inabilidade devido a um déficit inespecífico, em vez de designar a deficiência propriamente dita (HARE; DURHAM; GREEN, 2000). Segundo esses autores, o modo de vida e as oportunidades que se apresentam para as pessoas com paralisia cerebral melhoraram marcadamente, e muitos adultos levam

uma vida independente. Essas pessoas, embora enfrentem algumas restrições, contribuem para a sociedade, seja no trabalho ou no estudo.

Além disso, é importante considerar que, mesmo na presença de distúrbios e limitações motoras, as crianças com paralisia cerebral tendem a desempenhar atividades funcionais de sua rotina diária em uma seqüência semelhante à das crianças com desenvolvimento normal (MANCINI et al., 2002). Para essas crianças com seqüelas de paralisia cerebral, tão importante quanto realizar uma tarefa de uma forma normal ou mais que, é que elas possam desempenhar uma determinada atividade o mais funcionalmente quanto seja possível (ERHARDT; MERRILL, 2002; KETELAAR, 2001). Desta forma, fica evidente que essas crianças, quando bem estimuladas, podem ter seu desempenho motor melhorado quando lhe são oferecidas oportunidades na prática (GORDON; DUFF, 1999a). Já que as experiências servem de realimentação para a ação (LORENZINI, 2002), quanto maior o número de experiências vividas e realmente aproveitadas, maior será o repertório sensório-motor da criança, de forma a proporcionar flexibilidade em seu planejamento motor, como por meio de estímulos integrados (BRACCIALLI, 2000; ZERBINATO; MAKITA; ZERLOTTI, 2003).

Diante desses fatores, é possível notar a importância de proporcionar às crianças com paralisia cerebral o máximo de experimentações para que as limitações causadas pelas seqüelas da PC e, muitas vezes, também, a falta de oportunidade do meio, não agravem o atraso de seu desenvolvimento que, segundo Lorenzini (2002, p. 42) “não é causado unicamente pela lesão cerebral, mas, também, pela falta de estimulação de um modo geral”.

Frente à importância da estimulação dessas crianças com seqüelas de paralisia cerebral, torna-se relevante nesse trabalho, salientar a aquisição e desenvolvimento de habilidades manuais, já que a função dos membros superiores é parte fundamental nesse processo gerador de estímulos necessários à obtenção de novos conhecimentos.

2.2 Desenvolvimento de habilidades manuais

Alimentar-se, vestir-se, realizar a higiene pessoal, entre outras, são atividades importantes que requerem capacidades motoras finas da extremidade superior. Essas atividades, além de importantes e vitais para o ser humano, também lhe confere independência. Muito importante, também, é a oportunidade que a mão oferece para a exploração do ambiente à volta, o qual pode servir como fonte de novos aprendizados e

conhecimentos necessários à vida do homem. Assim, uma das formas de exploração e contato com o mundo externo, são os membros superiores, como destacado por Brandão, 1984, p. 3:

Os movimentos das mãos e dos braços são importantes nas nossas atividades diárias, na interpretação dos dados fornecidos pelo tato e na formação da inteligência. Graças as suas funções, a mão é um instrumento precioso de ação e de observação, indispensável para conseguirmos a nossa independência.

Para Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997, p. 209) “como órgão do sentido do tato, a mão é uma extensão do cérebro para fornecer informação ao sistema visual a respeito do ambiente. A mão é também um órgão importante para expressão e comunicação não verbal”.

O uso das mãos está presente num grande número de atividades realizadas pelo homem, desde aquelas relacionadas à vida diária, até as de ordem ocupacional e recreativa. Assim, além de ter uma importância no que se refere às atividades vitais de um indivíduo, o uso da mão pode ser considerado como um meio de integração social. (PADULA, 2006, p. 27).

Segundo declarou Fonseca (1995), a mão é, em grande medida, a arquiteta da civilização e, naturalmente, a arquiteta da inteligência na criança e no homem. Ela é um meio eficaz de exploração do mundo exterior e, também, do próprio corpo, que permite o reconhecimento de objetos pela textura, peso, forma e temperatura.

“Antes de a criança poder atingir função independente para a vida diária, ela precisa, primeiro usar suas mãos para preensão, liberação, apoio e manipulação”. (BAX, 2000, p. 83).

Para Camargo (1999), alcançar e agarrar, carregar e soltar, compõem o mecanismo de preensão responsável por grande parte da funcionalidade das mãos, que possibilita ao ser humano uma infinidade de manifestações no exercício de sua inteligência.

Brandão (1984, p. 4) destacou essa importante relação da mão com o meio externo:

Pela preensão, manuseio e movimento dos braços, não somente modificamos o mundo exterior como recolhemos dele, através do tato e das sensações proprioceptivas produzidas pelos movimentos, uma série de dados importantes aos nossos conhecimentos.

O desenvolvimento das capacidades de alcance e manipulação é complexo e, na realidade, envolve, também, o desenvolvimento de muitos comportamentos, cada qual surgindo progressivamente com o passar do tempo, em associação com a maturidade de diferentes partes do sistema nervoso e musculoesquelético e com a experiência (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

O alcance manual, por se tratar de um padrão comportamental, é considerado um importante marco motor, pois permitirá que outras habilidades mais complexas, como o uso de ferramentas, sejam realizadas. É também considerado como uma habilidade primordial para o desenvolvimento motor, sensorial, cognitivo e emocional (CARVALHO, 2004).

Os aspectos motores do alcance incluem tônus muscular adequado, força muscular e coordenação. Mais especificamente, envolve a ativação adequada dos músculos a fim de estabilizar a escápula, a caixa torácica e a cabeça umeral, durante os movimentos de alcance da extremidade superior. Envolve também a ativação dos músculos das articulações do ombro, responsáveis pela colocação da mão no espaço, das articulações do cotovelo, que permitem à mão se mover para mais perto ou longe do corpo, e das articulações do punho, que conferem estabilidade à mão durante a manipulação de objetos (LIPPERT, 2003).

Segundo Brandão (1984), a partir da maturação do sistema nervoso central e das relações da criança com o seu meio e com os objetos por ela explorado, o ato motor da preensão, presente nos movimentos mais refinados, vai sendo desenvolvido. Além de ser uma das funções motoras básicas no indivíduo, do ponto de vista motor, a mão funciona como um órgão essencialmente preensor. Thelen e Spencer (1998) afirmaram que os movimentos são produtos não somente da maturação do sistema nervoso central (SNC), mas, também, de propriedades biomecânicas e energéticas do corpo, do ambiente e das demandas da tarefa.

Para Zoppa (1998), o ato motor está completo quando a criança localiza o objeto, percorre com o braço o caminho mais direto até ele, abre e posiciona os dedos o suficiente para o tamanho e uso do objeto, manipula-o e consegue soltá-lo. Nas crianças, o ato motor da preensão assemelha-se de um adulto por volta dos 6 anos de idade (BRANDÃO, 1984; GORDON; DUFF, 1999a).

A realização da preensão voluntária é um ato complexo, envolve várias etapas de treinamento; inicia-se com a localização visual do objeto, controle cervical para acompanhamento visual, controle do sinergismo entre flexores e extensores dos membros superiores, equilíbrio de tronco para liberar as mãos da função de apoio e preservação sensitiva. Na ausência ou diminuição de um ou mais dos requisitos acima citados, procuram-se caminhos alternativos para que a criança venha a usar o mais adequado possível. (ZOPPA, 1998, p. 234).

De acordo com Iida (2005), o ato de preensão se relaciona com a anatomia da mão, com as características do objeto a ser pego, com a natureza da tarefa e do ambiente, além das condições individuais de cada criança (CRUZ; EMMEL, 2005).

Muitas crianças com seqüelas de paralisia cerebral apresentam dificuldades para desempenhar atividades básicas, presentes na vida de cada um. Uma lesão cerebral

decorrente da PC leva a uma deficiência motora e resulta em prejuízos de coordenação dos movimentos e da postura, os quais comprometem a capacidade de controlar a posição do corpo no espaço (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Segundo as autoras, quando a capacidade para o controle da posição do corpo no espaço está prejudicada, ao mover os braços, a criança com PC apresenta uma desestabilização do restante do corpo. Desta forma, é necessário que haja uma coordenação entre os movimentos dos membros e a postura, para que exista estabilidade e harmonia do movimento que está sendo executado. Smith, Weiss e Lehmkul (1997) afirmaram que a colocação e estabilização da mão dependem do tronco, ombro, cotovelo e punho, evidenciando a relevância da coordenação entre os movimentos e a postura. Do mesmo modo, Carvalho (2004) destacou a importância do controle postural para o alcance e, acrescentou ainda, o papel das características do objeto como fatores extrínsecos ao organismo na execução do movimento.

Os problemas mais comumente encontrados nas crianças com seqüelas de paralisia cerebral, que podem acarretar dificuldades durante a execução de atividades manuais com os membros superiores, estão relacionados ao alcance, preensão e manipulação (FINNIE, 2000).

De acordo com Shumway-Cook e Woollacott (2003), esses problemas são decorrentes de comprometimentos motores e sensoriais. Para as autoras, os comprometimentos neuromusculares incluem fraqueza, espasticidade, sinergias anormais, desequilíbrio muscular e incoordenação, e, os déficits sensoriais envolvem a estereognosia, a discriminação entre dois pontos e a sensação de posição, além de uma incapacidade de distinguir o áspero do liso. Além disso, na criança com paralisia cerebral, o comprometimento durante a realização de tarefas com os membros superiores pode ser devido à presença de movimentações involuntárias, falta de simetria, incoordenação olho-mão e inabilidade para pegar e soltar um objeto (SANTOS, 1998).

Segundo Cruz e Emmel (2005), nas crianças com paralisia cerebral, os padrões de preensão imaturos podem persistir, ou seja, ser observados além da idade normal na qual deveriam se fazer presentes.

Para Shumway-Cook e Woollacott (2003), nos pacientes com déficits neurológicos, geralmente torna-se difícil determinar a contribuição relativa dos problemas neurais *versus* musculoesqueléticos para o alcance anormal. A partir disso, pode-se observar a importante interação entre a biomecânica do movimento e os mecanismos de controle neural. Segundo as autoras, a regulação do tempo e as trajetórias de movimentos em pacientes com patologia neurológica são, freqüentemente, afetados pela perda do acoplamento coordenado

entre músculos e articulações. Para elas, apesar da lentidão dos movimentos de alcance e preensão estarem presentes na maioria das patologias neurais, quando as crianças com paralisia cerebral realizam um movimento de alcance, elas podem ser capazes de compensar esses tempos lentos de movimento por meio do planejamento do ato motor requerido. Planejamento esse, que consiste em direcionar com antecedência o movimento a uma distância suficiente do alvo, de forma que elas possam manter acuidade durante o alcance, mesmo na presença de seus comprometimentos motores.

Brandão (1984) relatou que a boa execução dos movimentos de preensão requer a coordenação e a sinergia das contrações entre os flexores dos dedos e os extensores do carpo, durante a preensão, e entre os extensores dos dedos e os flexores do carpo, ao se abrir a mão. Nas crianças com seqüelas de paralisia cerebral, as inabilidades freqüentemente encontradas em relação à preensão, parecem refletir as dificuldades para coordenar a ação dos extensores do punho e dos flexores longos dos dedos na preensão e manipulação, bem como as dificuldades para adaptar a força muscular à carga (SHEPHERD, 1995). Desta forma, a não harmonia entre as ações musculares de extensão do punho e flexão dos dedos para a preensão de objetos, os leva a uma insuficiente adaptação da força muscular necessária para pegar o objeto. Com isso, de acordo com Grandjean (1998), quando a mão está flexionada, a força de preensão é significativamente reduzida, assim também, como a precisão ou destreza.

2.3 Alcance, preensão e manuseio de objetos

De acordo com Kapandji (2000), as preensões podem ser: 1) preensões digitais, nas quais utilizam-se apenas os dedos para a preensão; 2) preensões palmares, que envolvem a participação dos dedos e da palma da mão; 3) preensões centradas, que possibilitam uma simetria do eixo longitudinal da mão.

Os termos alcance e preensão utilizados nesse estudo foram usados de acordo com Shumway-Cook e Woollacott (2003), que consideram o alcance como o transporte do braço e da mão no espaço e, preensão, como a formação da pegada, a preensão propriamente dita e o desprendimento do objeto.

De acordo com Lippert (2003), existem basicamente dois tipos de preensão: 1) de força; e 2) de precisão.

A preensão de força é usada quando um objeto necessita ser segurado vigorosamente enquanto está sendo movido. Freqüentemente envolve uma contração isométrica sem ocorrer movimento entre a mão e o objeto que está sendo segurado. Os dedos

tendem a fletir em torno do objeto em uma direção e o polegar enrola-se na direção oposta, fornecendo uma força contrária para manter o objeto em contato com a palma e/ou dedos. Quando o polegar está envolvido, tende a estar em uma posição aduzida.

Na Figura 1 estão ilustrados os três tipos de preensões de força utilizados: 1) cilíndrica, em que todos os dedos estão fletidos em torno do objeto e o polegar está na direção oposta, freqüentemente sobrepondo-se aos dedos; 2) esférica, na qual todos os dedos e o polegar estão aduzidos em torno do objeto e, diferentemente da cilíndrica, os dedos estão mais separados e nem sempre a palma da mão está envolvida; 3) em gancho, em que os quatro últimos dedos estão semifletidos em torno do objeto, de maneira semelhante a um gancho, e na qual, normalmente, o polegar não está envolvido e exerce apenas uma função acessória quando o objeto é muito pesado ou o peso está mal distribuído.



Figura 1 – Tipos de preensão de força: 1) cilíndrica; 2) esférica; 3) em gancho.

A preensão de precisão é usada quando um objeto necessita ser manipulado em um tipo preciso de movimento, tal como segurar uma caneta. Usada para prender o objeto entre as pontas dos dedos e o polegar. Existem quatro tipos de preensão de precisão, como ilustrado na Figura 2: 1) polpa a polpa ou pinça de aperto; 2) ponta a ponta; 3) polpa-lado; 4) lado a lado.

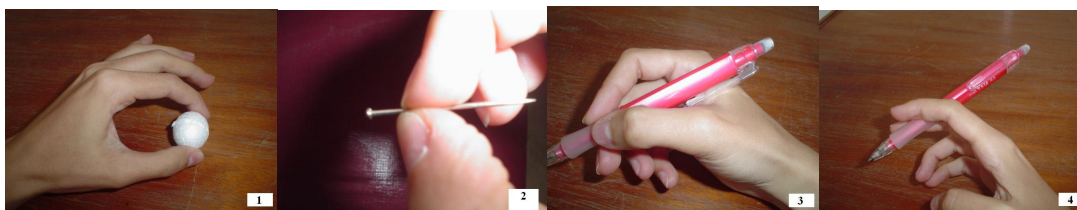


Figura 2 – Tipos de preensão de precisão: 1) polpa a polpa ou pinça de aperto; 2) ponta a ponta; 3) polpa-lado; 4) lado a lado.

Os dois tipos de preensão são usados de maneira muito diferente nas capacidades de manipulação. A pegada de precisão permite os movimentos do objeto em

relação à mão e dentro dela, enquanto a pegada de força não. Não será possível manipular o objeto se a pegada for muito intensa. Ao contrário, se a pegada for muito reduzida, o objeto será derrubado. Durante a pegada de precisão, as informações cutâneas podem contribuir para as forças necessárias ao levantamento do objeto (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Ainda para essas autoras, as informações sensoriais cumprem muitas funções durante o controle do alcance, como, por exemplo, na correção dos erros durante a execução do movimento, garantindo a acuidade durante as porções finais do movimento. Além disso, as informações sensoriais são usadas de uma forma pró-ativa, para ajudar a estabelecer o plano de movimento.

Para Zoppa (1998, p. 234) “a parte sensorial é tão importante para o ato motor que, juntamente com a parte motora, formam um esquema único que podemos chamar de sensório-motor”.

A informação tátil, como aquela fornecida pela textura do objeto, é importante para o controle antecipatório no que se refere ao ajuste da força das pontas dos dedos durante a realização de uma atividade precisa de prensão, como ao levantar um objeto (GORDON; DUFF, 1999b).

Com a experiência promovida pelas informações proprioceptivas, táteis e visuais, há um aumento no controle motor dos membros superiores que irá garantir o sucesso no desempenho do alcance (CARVALHO, 2004).

Forssberg (1999) relatou que o desenvolvimento bem-sucedido do alcance em torno dos 4 meses de idade está associado com a melhor organização do ombro, tronco e pescoço, os quais provêm a estabilidade necessária para a sua execução. Em um estágio inicial, as crianças pré-configuram sua mão de acordo com o tamanho do objeto durante a fase de alcance. Para o autor, a antecipação da abertura da mão ao pegar um objeto torna-se mais eficiente com a idade e as crianças jovens precisam terminar o movimento programado antes de poderem redirecionar o alcance delas a um destino novo. O controle paramétrico se desenvolve continuamente até 8–10 anos de idade e é baseado em representações neurais internas das propriedades físicas do objeto. Durante o mesmo período, a força de aperto é adaptada à fricção da interface dígito-objeto.

A relevância das funções das informações sensoriais para o movimento, é relatada em estudos sobre prensão e manipulação de objetos.

Gordon e Duff (1999a) estudaram o desempenho da manipulação por crianças com paralisia cerebral do tipo hemiplégica espástica, com objetos em diferentes pesos e texturas. Eles verificaram a influência destes fatores sobre o controle antecipatório, necessário

para o controle de graduação da força durante a manipulação do objeto. Os resultados obtidos sugeriram que crianças com PC hemiplégica podem ser capazes de adquirir representações de novos objetos, mas levam mais tempo para fazê-lo do que as crianças do grupo controle. Neste estudo, os autores indicaram que uma informação sensorial adicional, a fricção sobre o objeto, reduz a necessidade de controle antecipatório e diminui os prejuízos funcionais. Destacaram, ainda, que crianças com PC, podem ser orientadas a confiar nos sinais da informação visual em relação ao tamanho do objeto, peso e textura. Intervenções como estas poderiam minimizar a requisição do controle antecipatório e melhorar potencialmente a função da mão em crianças com PC. Para os autores, a sensação tátil das pontas dos dedos foi importante no levantamento de objetos para o ajuste da amplitude da força a ser empregada para pegar e levantar esse objeto.

Em um outro estudo, Gordon, Charles e Duff (1999), examinaram a coordenação da força das pontas dos dedos de quatorze crianças com paralisia cerebral hemiplégica, com idade entre 8 e 14 anos, durante manipulação de objeto em ambas as mãos, comprometida e não comprometida. Déficits discretos na seqüência do movimento de prensão-levantamento foram observados na mão não comprometida em todas as crianças testadas, embora elas utilizassem o controle antecipatório, com base no peso do objeto. Os resultados indicaram que a informação sensorial da mão não comprometida pode ser usada para a escala antecipatória da força isométrica durante levantamentos subseqüentes com a mão contralateral comprometida. Isso sugere que a perda inicial do controle antecipatório, usualmente observada na mão comprometida das crianças com paralisia cerebral hemiplégica, é, provavelmente, baseada na disfunção sensorial.

Duff e Gordon (2003) examinaram se as crianças com paralisia cerebral do tipo hemiplégica apresentavam controle antecipatório da força das pontas dos dedos quando erguiam objetos conhecidos. Dezoito crianças com paralisia cerebral hemiplégica do gênero masculino e feminino, com idade entre 7 a 14 anos, e 18 crianças do gênero masculino e feminino pertencentes à mesma faixa etária, com desenvolvimento normal, participaram do estudo. No primeiro experimento, as crianças ergueram objetos conhecidos de vários pesos e tamanhos, cinco vezes cada, enquanto a força do levantamento vertical, ou carga, era medida. A maioria dos participantes demonstrou taxas altas de aumento da força de carga para os objetos mais pesados e maiores já durante a primeira elevação, indicando controle antecipatório. Além disso, as taxas da força de carga geralmente foram semelhantes para as cinco elevações de cada objeto, sugerindo que os participantes apresentaram representações estáveis em relação às propriedades dos objetos. No segundo experimento, as crianças

ergueram três objetos desconhecidos com variação no peso, mas com volume idêntico, 27 vezes cada. O objetivo da primeira parte da experiência era determinar se as crianças com paralisia cerebral hemipléica tinham controle antecipatório das forças de carga exigidas, com base no peso de objetos conhecidos. Na segunda parte da experiência, o objetivo foi determinar se estas crianças poderiam usar o controle antecipatório usando o tamanho do objeto para calcular o seu peso. Os resultados encontrados sugerem que as crianças com paralisia cerebral hemipléica apresentam representações internas baseadas no peso de objetos conhecidos e podem usar a impressão sobre o tamanho para estimar o peso do objeto para controle antecipatório da preensão. A familiarização com o objeto e suas características físicas serviram para facilitar o ajuste da força, necessária para a realização da tarefa, o que permitiu um melhor controle da atividade pelo indivíduo.

Segundo Kudoh et al. (1997) e Watson e Jakobson (1997), o componente de alcance utiliza a informação visual a respeito das propriedades extrínsecas de um objeto, como o local e a orientação do mesmo, as quais trazem informações para permitir que a mão alcance o objeto. Já o componente de preensão utiliza informações sobre as propriedades intrínsecas do objeto, como o tamanho, forma e textura, para pré-configurar os dedos a uma preensão adequada. Semelhantemente, Johansson, Backlin e Burstedt (1999), afirmaram a importância da memória sensorio-motora a respeito das propriedades físicas dos objetos para o controle da produção da força, que para Burstedt, Flanagan e Johansson (1999), depende da fricção local proporcionada pela textura do objeto.

No estudo de Smits-Engelsman, Rameckers e Duysens (2005), foi realizada uma investigação a respeito da habilidade para o controle de força dos movimentos dos dedos, em 20 crianças com idade entre 5 e 15 anos, com paralisia cerebral hemipléica, cuja disfunção da mão era considerada de leve a moderada e, 20 crianças de mesma idade com desenvolvimento normal. Para tanto, os participantes foram posicionados sentados em uma cadeira ajustável, com os antebraços apoiados sobre a mesa, de frente a um monitor de computador, o qual serviu como feedback visual. Foi medida a contração voluntária máxima (CVM) que serviu como base para ser usada em cinco diferentes níveis de força constante (12, 24, 36, 48 e 60% da CVM), durante 10 segundos por nível. Então, os participantes aplicavam força isométrica dos dedos médio e indicador na extremidade de uma alavanca preparada com transdutores de força e, por meio de feedback visual em cada nível selecionado da CVM, eles mantinham essa força isométrica máxima durante 10 segundos. Um sinal audível era dado para iniciar ou para parar a tarefa. Foi investigada a força isométrica dos músculos flexores dos dedos por meio da contração voluntária máxima (CVM). Os resultados

mostraram que a CVM gerada com a mão comprometida foi apenas um terço da gerada pela mão não-comprometida. Os resultados mostraram, também, que a força produzida pelo grupo com pc com a mão não-comprometida foi comparável àquela da mão preferida e não preferida das crianças do grupo controle. Por meio dos achados, os autores apontaram que a força máxima nos flexores dos dedos seria menor em crianças com espasticidade e sugeriram que o treino de força deveria ser considerado para músculos agonistas espásticos.

Os receptores cutâneos são ativados pela fricção entre a pele e o objeto durante o levantamento deste, e fazem com que a força da pegada aumente. Informações sensoriais desse tipo, relacionadas às características físicas do objeto, são usadas no desenvolvimento de representações internas e na memória sensório-motora (GORDON; DUFF, 1999a; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Assim, durante os levantamentos subsequentes, as expectativas baseadas nas representações internas do objeto são usadas visando à pré-programação das forças de pegada e levantamento, fornecendo um mapeamento da sensação para a ação.

[...] a teoria dos sistemas do controle motor prevê que subsistemas neurais e musculoesqueléticos específicos contribuem para o controle dos componentes do alcance, da preensão e da manipulação. Os componentes musculoesqueléticos incluem elementos como a amplitude de movimento articular, a flexibilidade espinhal, as propriedades musculares e as relações biomecânicas entre segmentos unidos do corpo. Os componentes neurais envolvem: (a) processos motores, incluindo a coordenação dos movimentos dos olhos, da cabeça, do tronco e dos braços e, também, das fases de transporte e preensão do alcance; (b) processos sensoriais, incluindo a coordenação dos subsistemas visual, vestibular e somatossensitivo; (c) representações internas importantes para o mapeamento da sensação para a ação; e (d) processos de nível superior, essenciais para os aspectos adaptativo e antecipatório da função de manipulação. (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003, p. 428).

2.4 Adaptação de recursos pedagógicos

Atualmente, a legislação brasileira parece se posicionar pelo atendimento dos alunos com necessidades educacionais especiais, preferencialmente em classes comuns de escolas, em todos os níveis, etapas e modalidades de educação e ensino. É a chamada busca pela inclusão, que poderá ser bem sucedida ou não, conforme comenta Pelosi, 2006, p. 121.

O sucesso do processo de inclusão está diretamente ligado à possibilidade de reconhecer as diferenças e aceitá-las. Isso não significa ignorá-las, isso não significa colocar crianças com necessidades educacionais especiais na sala de aula regular e esperar que elas aprendam pela proximidade com seus colegas da mesma idade. Respeitar as diferenças é oportunizar os recursos necessários para que a criança

aprenda. Muitas vezes esses recursos serão simples como letras soltas ou textos escritos em letras maiúsculas e outras vezes poderá ser o uso de um computador adaptado.

Realizar estudos e pesquisas sobre inovações na prática pedagógica e desenvolvimento e aplicação de novas tecnologias ao processo educativo, por exemplo, são de grande relevância para a inserção do aluno com deficiência no ensino regular. Desse modo, a busca pela promoção de melhorias no processo educacional da criança, pode se dar por meio de trabalhos que investiguem também a adaptação de recursos e equipamentos utilizados com fins educativos, com destaque para o recurso pedagógico.

Manzini (1999) definiu recurso pedagógico como um estímulo concreto que pode ser manipulável e que possui finalidade pedagógica. De acordo com Figueiredo (2002), é comum observar que, em diferentes momentos do processo de ensino, muitos recursos pedagógicos são adaptados, modificados, das mais diferentes maneiras, tanto por professores como por técnicos, devido ao fato de os recursos existentes não se adequarem da maneira desejada aos objetivos e conteúdos previamente definidos e aos próprios alunos para os quais são direcionados. Segundo Reily (2006), os recursos para ensinar e aprender são ilimitados. Sempre que o homem se defronta com uma situação em que percebe barreiras para que consiga realizar seus objetivos, busca à sua volta por algo que possa adaptar para auxiliá-lo no seu trabalho.

A utilização de recursos adaptados pode contribuir para aquisição de habilidades funcionais que a criança não seria capaz de realizar sem o uso destes. Além disso, a utilização desses recursos não apenas pode promover o desenvolvimento sensorial e motor, necessários para o desenvolvimento da criança, como, ao mesmo tempo, contribui para desenvolver os aspectos cognitivo, perceptivo, emocional e social (AUBERT, 2002). De acordo com Camargo (1999), estes aspectos devem ser considerados sempre simultaneamente, pois nenhum deles é mais importante do que os outros.

Com a evolução das práticas em saúde e educação, as pesquisas e intervenções com crianças que apresentam comprometimentos em seu desenvolvimento têm aumentado no sentido de favorecer o aprimoramento de todos os seus potenciais, sejam eles motores, cognitivos, sensoriais, sociais ou emocionais. (CRUZ; EMMEL, 2005, p. 5).

Segundo Araújo (1998), o modelo de inclusão preconiza que o atendimento às necessidades pedagógicas de todos os alunos se faça no mesmo contexto, por meio de atividades comuns, embora adaptadas. Para a autora, o recurso adaptado pode significar

auxílio para alguém realizar aquilo que não consegue fazer e representar uma forma de tratamento diferenciado com base nas necessidades especiais da pessoa servindo para preencher lacunas que se apresentam entre a capacidade funcional da pessoa e a demanda de atividade.

De acordo com Reganhan (2006), o uso de recursos e de estratégias de ensino e a adaptação destes, quando necessária, se tornaram relevantes na educação, por favorecer o atendimento às necessidades educacionais do aluno com deficiência e por possibilitar a apropriação dos conhecimentos. Destaca a autora que, tanto o conhecimento sobre as necessidades e habilidades do aluno, como o conhecimento do seu meio e das opções de recursos e estratégias disponíveis para ele, são importantes para estabelecer um trabalho educacional eficaz, de forma a determinar um bom desempenho e eficiência.

A adaptação resulta na interação do indivíduo com o meio e de influências mútuas entre eles (ARAÚJO; OMOTE, 2005). Assim, conhecer o indivíduo e o meio significa ir a busca de especificidades que podem ser trabalhadas a fim de modificar esse meio e facilitar a interação deste indivíduo (REGANHAN, 2006). De uma maneira geral, os recursos de ensino são elaborados a partir de enfoques que, no processo de aquisição de conhecimento, dão prioridade à interação da pessoa com o meio (ARAÚJO; MANZINI, 2001).

Um trabalho pedagógico requer o uso de recursos, adaptados quando necessário, a fim de possibilitar ao aluno deficiente a abstração dos conteúdos no mesmo grau de conhecimento e a realização das atividades propostas com a mesma intensidade que os demais colegas da sala (REGANHAN, 2006). Porém, observa a autora, o uso do recurso não deve ser feito de forma indiscriminada, devendo o professor conhecer seu aluno, respeitar suas capacidades e limites e, ainda, quando a adaptação do recurso se fizer necessária, realizá-la com a participação deste, visando seu desenvolvimento, de forma a garantir-lhe uma participação real, ativa e produtiva na sala de aula. Durante o processo de adaptação é importante, também, que os objetivos pedagógicos a serem atingidos com o recurso não sejam esquecidos pelo professor (MANZINI, 1999).

Existem situações em que a pessoa com deficiência necessita de apoio para minimizar algumas de suas limitações. Contudo, esta pessoa pode e deve participar da escolha dos recursos que fará uso. Dessa forma, a decisão sobre a utilização de recursos pedagógicos pode ser feita pelo aluno e pelo professor para que ambos possam usufruir o auxílio.

Durante o processo de adaptação de recurso pedagógico para o aluno com deficiência física, é importante levar em consideração a identificação do problema funcional, a fim de auxiliá-lo no exercício das funções específicas de seu desenvolvimento que se

encontram defasadas ou incompletas. Assim, por meio da indicação de recursos alternativos, as necessidades específicas do aluno podem ser contempladas, pois foram consideradas suas características motora, cognitiva, emocional e social, bem como as exigências social, pedagógica, psicológica e física impostas pelo meio (ARAÚJO; MANZINI, 2001).

Reganhan (2006), ressaltou que a adaptação na forma, no tamanho e na textura do recurso pedagógico é particularmente importante para o ensino de alunos com deficiência física e visual, e em algumas situações para o deficiente mental, devido às características próprias da deficiência.

Para Araújo e Manzini (2001), os recursos de ensino para o deficiente físico incluem uma aplicação funcional no nível motor, em virtude da limitação da variação de amplitude de movimento ou de dificuldade de preensão.

As adaptações utilizadas por deficientes físicos incluem um conjunto de materiais e equipamentos caracterizados, fundamentalmente, por sua finalidade ergonômica (ARAÚJO, 1998), sendo apropriadas quando fundamentadas na capacidade funcional da pessoa e na demanda de atividade, tornando-se inapropriadas quando condicionadas a contextos específicos. Ressalta a autora, que as adaptações são indispensáveis à vida do estudante quando suas condições funcionais impedem ou limitam a participação dele nas diferentes atividades escolares, sejam elas intraclases ou extraclases.

A cooperação entre educando e professor, pode levar à troca de informações e experiências e resultar em benefícios ao próprio aluno, de forma a atender suas necessidades específicas. Por sua relação direta com o estudante, o professor é parte relevante na observação das dificuldades que este possa apresentar ao utilizar um recurso pedagógico. Assim, o professor torna-se um referencial para fornecer subsídios necessários à realização de adaptações no material pedagógico, por verificar, em sua prática de ensino, quais adaptações tornar-se-iam necessárias para melhorar o desempenho de seus alunos com deficiência física. Para tanto, se faz necessário ampliar os conhecimentos relacionados à aplicabilidade e funcionalidade destas adaptações nos recursos pedagógicos utilizados, a fim de que o professor e demais profissionais que trabalham com esses indivíduos com deficiência física, possam ter respaldo científico ao utilizar recursos adaptados.

No Parecer CNE/CEB 17/2001 podemos observar a importância de estudos nessa área:

[...] principalmente aos setores de pesquisa e às universidades, o desenvolvimento de estudos na busca de melhores recursos para auxiliar/ampliar a capacidade das pessoas com necessidades educacionais especiais de se comunicar, de se locomover e de participar de maneira, cada vez mais autônoma, do meio educacional, da vida produtiva e da vida social, exercendo assim, de maneira plena, a sua cidadania. Cada

necessidade é única e, portanto, cada caso deve ser estudado com muita atenção. A experimentação deve ser muito utilizada, pois permite observar como a ajuda técnica desenvolvida está contemplando as necessidades percebidas. (MANZINI; SANTOS, 2002, p. 5).

A utilização de recursos pedagógicos adaptados em diversas situações educacionais pode ser um meio para descobrir soluções para minimizar limitações funcionais, motoras e sensoriais do aluno com deficiência física. A adaptação realizada em recursos pedagógicos em seus aspectos físicos como forma, peso, tamanho e textura, pode facilitar o uso pelo aluno com deficiência física, já que a maioria dessa população apresenta dificuldades no manuseio e preensão de objetos.

A intervenção adequada no ambiente escolar traz benefícios quanto à melhora postural e conseqüentemente do controle motor voluntário que, por sua vez, traz maior habilidade do membro superior para as atividades escolares, AVDs e atividades da vida prática. A atenção e concentração também vão ser beneficiadas neste processo. (ZOPPA, 1998, p. 236).

Segundo Zoppa (1998), o sentido estereognésico permite o reconhecimento do objeto, usando a sensibilidade tátil, térmica, barestésica e outras, sendo possível estabelecer sua forma, contorno, estado e outras qualidades do objeto, sem o uso da visão.

Variando-se o estímulo, o tipo, a intensidade e o local da excitação tátil da mão, serão diferentes as respostas motoras obtidas. Variando-se, também, a posição inicial da mão em relação ao corpo, a posição no espaço dos objetos que foram tocados, e cujo contato serve de estímulo ao próprio movimento, e as qualidades dos objetos (forma, estado de superfície, peso, etc.), o número de padrões de movimentos adquiridos será imenso. (BRANDÃO, 1984, p. 133).

Diante da possibilidade de realizar adaptações em recursos pedagógicos para alunos com deficiência física, cujo objetivo principal é fornecer subsídios sensoriais e motores para um melhor desempenho, percebe-se a importância da discussão sobre a adaptação de recursos e seu uso como instrumento de ensino e aprendizado, pois, como destaca Reganhan (2006, p. 30), “o desafio atual, é a elaboração de uma política educacional voltada para um ensino de qualidade, independente das diferenças de cada aluno. Assim, a escola deve ser capaz de responder as necessidades dos alunos eficazmente, para que não haja frustração, desistência, segregação e exclusão”.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Este estudo teve como objetivo geral analisar a influência de diferentes texturas do recurso pedagógico, durante uma atividade de encaixe realizada por alunos com paralisia cerebral.

3.2 Objetivos específicos

Analisar a força de preensão palmar;

Analisar a atividade eletromiográfica dos músculos deltóide fibras anteriores, tríceps braquial e bíceps braquial;

Analisar o tempo despendido para a realização da atividade;

Verificar o índice de retidão.

4 MÉTODO

4.1 Procedimentos éticos

O projeto de pesquisa foi encaminhado para apreciação, ao comitê de ética e pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências – FFC – Unesp, Campus de Marília, tendo sido aprovado segundo o parecer nº 1413/2006 (Anexo A).

O projeto de pesquisa também foi submetido ao Conselho Diretor do Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES), Unesp, Campus de Marília, para autorização da realização da pesquisa, sendo obtida a aprovação.

Participaram do estudo apenas aqueles indivíduos cujos pais ou responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A).

4.2 Participantes

A pesquisa teve como participantes 6 indivíduos do gênero masculino e feminino, com idade entre 7 anos e 8 meses e 28 anos e 1 mês, que apresentavam seqüelas de paralisia cerebral espástica dos tipos quadriplegia e diplegia.

Todos os participantes foram recrutados do Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES), Unesp, Campus de Marília, onde recebiam atendimentos. Os diagnósticos clínicos e demais informações, como a idade, foram obtidos a partir dos registros no prontuário de cada participante, acessado mediante autorização para a pesquisa no CEES.

Os participantes do estudo foram classificados pela escala *Gross Motor Function Measure Classification System* (GMFMCS), Sistema de Classificação da Medida da Função Motora Grossa, para identificar o nível de comprometimento motor (RUSSEL et al., 2002). Essa escala é um instrumento utilizado para avaliar e medir a função motora grossa de crianças com PC, sem, contudo, avaliar a qualidade do movimento ou determinar um possível potencial para melhora (PALISANO et al., 1997). Embora a aplicação desse instrumento esteja voltada para aquelas crianças com PC com quadro motor compatível de crianças típicas até os 5 anos de idade, crianças com idade cronológica superior a 5 anos podem ser testadas desde que as habilidades motoras apresentadas por elas sejam equivalentes às de crianças normais com idade entre 0 e 5 anos (CHAGAS; MANCINI, 2004).

De acordo com Palisano et al. (1997), o GMFMCS auxilia na determinação de qual nível melhor representa as habilidades das crianças e suas limitações motoras no desempenho habitual em casa, na escola e na comunidade. Assim, de acordo com Gianni, 2003, p. 96, os cinco níveis de classificação pelo GMFMCS são:

Nível I – a criança deambula sem restrições, apresentando limitações em atividades motoras mais avançadas, como correr e pular.

Nível II – a criança deambula sem auxílio, mas com limitações na marcha comunitária.

Nível III – a criança deambula com apoio, com limitações na marcha fora de casa e na comunidade.

Nível IV – a criança tem mobilidade limitada, necessita de cadeira de rodas para locomoção fora de casa e na comunidade.

Nível V – a criança tem mobilidade gravemente limitada, mesmo com o uso de tecnologia assistiva.

Para definir a participação no estudo, os seguintes critérios de inclusão foram determinados:

- apresentar seqüela de paralisia cerebral espástica do tipo quadriplegia ou diplegia;
- ter mais de seis anos de idade, pois de acordo com Brandão (1984), Gordon e Duff (1999a) e Shepherd (1995), a preensão e manipulação já atingiu a maturidade, assemelhando-se a de um adulto;
- apresentar movimentação ativa de membros superiores contra a ação da gravidade;
- conseguir manter-se na posição sentada;
- possuir habilidade para preensão e manipulação de objetos com as mãos;
- ter habilidade para responder a ordens simples, como a compreensão da tarefa solicitada.

Os critérios utilizados para exclusão dos participantes no estudo foram:

- não possuírem diagnóstico de paralisia cerebral espástica dos tipos quadriplegia ou diplegia;
- apresentar ação motora no membro superior dominante com força inferior à ação da gravidade;
- ter déficit acentuado de acuidade visual.

Após a determinação dos critérios para inclusão e exclusão no estudo, foi realizada uma triagem por meio dos prontuários dos indivíduos atendidos no CEES, para definição dos possíveis participantes do estudo, chegando ao número de 6 participantes.

No Quadro 1, visualiza-se a distribuição topográfica, o membro superior dominante, o nível de comprometimento motor segundo o GMFMCS, a idade e o gênero do participante.

Quadro 1 - Caracterização dos participantes do estudo.

| | Distribuição topográfica | Membro superior dominante | Classificação GMFM | Idade | Gênero |
|-----------|---------------------------------|----------------------------------|---------------------------|--------------------|---------------|
| P1 | Diplegia | Direito | Nível I | 19 anos e 10 meses | Masculino |
| P2 | Diplegia | Direito | Nível I | 11 anos e 3 meses | Feminino |
| P3 | Quadriplegia | Direito | Nível V | 17 anos e 9 meses | Masculino |
| P4 | Diplegia | Direito | Nível I | 7 anos e 8 meses | Feminino |
| P5 | Quadriplegia | Esquerdo | Nível V | 14 anos e 5 meses | Masculino |
| P6 | Quadriplegia | Esquerdo | Nível V | 28 anos e 1 mês | Masculino |

4.3 Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Análise do Movimento (LABAM) da Faculdade de Filosofia e Ciências (FFC), Unesp, Campus de Marília, localizado no Centro de estudos da Educação e da Saúde (CEES).

4.4 Equipamentos e materiais

- Filmadora digital Sony Handycam, modelo DCR-HC21;
- Fita de vídeo compatível com a filmadora;
- Computador com placa de captura de vídeo;
- Programa para análise de movimento *Kavideo*;
- Suporte para filmadora;
- Marcadores reflexivos;
- Fita métrica;
- Mobiliário adaptado;
- Eletromiógrafo modelo EMG800C (8 canais) da *EMG System do Brasil*

Ltda;

- Eletrodos ativos auto-adesivos com sistema de botão;

- Programas para captura e análise dos dados eletromiográficos DI-148Acquisition 44A11DF3 e WINDAQ32, respectivamente, ambos da *EMG System do Brasil Ltda*;
- Transdutor de força modelo TRF_MAD da *EMG System do Brasil Ltda*;
- Lixa com gramatura n. 200, pintada na cor amarela;
- Papel camurça e papel verniz na cor amarela;
- Dois objetos no formato de torre, feitos em papel cartão. Um na cor vermelha com formato triangular, medindo 10 cm de altura com os três lados de 5 cm cada um, e outro na cor azul no formato retangular, medindo 7 cm de altura com 4 cm de largura cada lado;
- Três caixas de papel cartão confeccionadas, usadas para encaixar os objetos. Encaixe vermelho triangular para caixa triangular vermelha; encaixe retangular azul para caixa retangular azul; e, encaixe redondo amarelo para o transdutor que foi revestido na cor amarela com a lixa, o papel camurça e o papel verniz.

4.5 Elaboração do glossário

Para a elaboração do glossário, foram submetidos os exemplares impressos desse estudo a duas estudantes de pedagogia da FFC – Unesp, Marília, que não cursavam habilitação em Educação Especial. Isto porque, muitos termos usados no trabalho poderiam ser de conhecimento das estudantes se as mesmas já tivessem realizado essa habilitação e, esse trabalho pretende ser acessível àqueles profissionais da Educação que não somente pertençam à área de Educação Especial.

As alunas foram instruídas a destacarem os termos de difícil compreensão ou que nunca tiveram contato antes. Então, a partir das palavras destacadas, foi construído o glossário para esse estudo.

Para a definição dos termos, as seguintes fontes foram utilizadas (DURWARD; BAER; ROWE, 2001; ENOKA, 2000; HALL, 2005; HAMILL; KNUTZEN, 1999; KAPANDJI, 2000; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; LIPPERT, 2003; MACHADO, 1993; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; TEIXEIRA; SAURON; SANTOS, 2003).

4.6 Procedimentos para coleta de dados

Os procedimentos para coleta de dados foram realizados nas seguintes etapas:

1ª etapa: realização de um estudo prévio (PAIVA; BRACCIALLI, 2006) para determinar o formato do recurso pedagógico a ser construído, o tipo de atividade a ser solicitada ao participante, a preensão utilizada e os locais mais frequentes de contato da mão com o objeto. O participante do estudo era do sexo masculino, com 27 anos de idade e diagnóstico de paralisia cerebral do tipo quadriplegia espástica, que recebia atendimento pedagógico no CEES. A atividade solicitada ao participante foi de alcançar, apreender e encaixar um cubo em uma caixa. A partir desse estudo verificou-se que os locais de contato da mão com o cubo incluíam as arestas desse. Assim, a confecção de um equipamento instrumentado com células de carga para medir a força seria inviável no formato de um cubo, pois não haveria maneira do objeto ser sensível nas arestas, de forma que se perderia os dados do registro de força nessas áreas. Definiu-se que o transdutor de força a ser construído deveria ter o formato cilíndrico para facilitar a empunhadura e o acoplamento de células de carga para leitura de dados de força. Segundo Grandjean, 1998, p. 102, “a forma cilíndrica é a melhor para empunhadura”.

2ª etapa: elaboração do projeto e confecção do transdutor para o registro de força.

3ª etapa: confecção dos objetos, torres e caixas, para serem utilizados no estudo (Figura 3). Para a construção dos objetos e, conseqüentemente, a tarefa a ser solicitada ao participante, houve o cuidado de proporcionar ao indivíduo uma tarefa que apresentasse uma finalidade pedagógica, que fosse interessante e despertasse a motivação e não fosse caracterizada somente como uma situação de pesquisa.

4ª etapa: realização de um estudo piloto, com uma criança com diagnóstico de paralisia cerebral atáxica, com 11 anos de idade, do sexo masculino, com membro superior dominante direito, não selecionada para o estudo. O objetivo desse estudo piloto foi determinar o espaço e a posição dos equipamentos e serviu para: 1) adequação da altura, da posição e da distância da filmadora; 2) definir a passagem dos cabos e a fixação dos eletrodos do eletromiógrafo, para que não interferissem nos movimentos; 3) definir os canais do eletromiógrafo para cada musculatura a ser estudada; 4) definir a disposição dos objetos sobre a mesa; 5) definir a escala de pólos a ser utilizada.

5ª etapa: seleção dos participantes para o estudo de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, por meio dos prontuários no CEES e, identificação do nível de comprometimento motor pelo GMFMCS.

6^a etapa: coleta de dados.



Figura 3 – Mobiliário adaptado com opções de regulagem para altura da mesa e apoio para os pés, o transdutor de força e o recurso pedagógico utilizados no estudo.

4.6.1 Projeto e confecção do transdutor de força

Para a construção do transdutor para o registro de força, foi realizado um levantamento bibliográfico a respeito de parâmetros necessários para a coleta de dados de força e sobre as texturas utilizadas em pesquisas com crianças com paralisia cerebral.

Com relação aos componentes do instrumento para medir a força, a literatura mostrou que os equipamentos eram instrumentados com *strain-gages* (BURSTEDT; FLANAGAN; JOHANSSON, 1999; DUFF; GORDON, 2003; DUMONT, 2006; ELIASSON; GORDON, 2000; ESTEVES et al., 2005; GORDON; CHARLES; DUFF, 1999; GORDON; DUFF, 1999a; GORDON; DUFF, 1999b; JARIC et al., 2005a; JARIC et al., 2005b; NOWAK, 2004; NOWAK; HERMSDÖRFER, 2005; SMITS-ENGELSMAN et al., 2003; SMITS-ENGELSMAN; RAMECKERS; DUYSSENS, 2005).

Em relação ao peso de objetos utilizados em estudos com crianças com paralisia cerebral, foram encontradas pesquisas que trabalharam com pesos que variaram de 25 a 720 g (BURSTEDT; FLANAGAN; JOHANSSON, 1999; DUFF; GORDON, 2003; ELIASSON; GORDON, 2000; GORDON; CHARLES; DUFF, 1999; GORDON; DUFF, 1999a; GORDON; DUFF, 1999b; NOWAK, 2004).

Quanto aos tipos de textura utilizados, foram encontrados estudos que usaram uma textura lisa, outra intermediária e ainda outra áspera. A lixa n. 200 foi utilizada na

maioria dos trabalhos como representando a textura áspera (BURSTEDT; FLANAGAN; JOHANSSON, 1999; DUFF; GORDON, 2003; ELIASSON; GORDON, 2000; GORDON; CHARLES; DUFF, 1999; GORDON; DUFF, 1999a; GORDON; DUFF, 1999b).

Ainda para a construção do transdutor para esse estudo, buscou-se, também, na literatura, o range máximo de força encontrado na população da faixa etária do estudo, além de parâmetros como melhor diâmetro para empunhadura do instrumento.

Os parâmetros, range máximo de força e o diâmetro para empunhadura, foram encontrados em um trabalho com crianças normais na mesma faixa etária investigada para esse estudo, pois não se encontrou literatura com esses dados em indivíduos com paralisia cerebral. Desta forma, o range máximo e o diâmetro apropriados para a faixa etária em questão, encontrados na literatura e cujos valores serviram de parâmetro para a construção do transdutor de força para esse estudo, foram 30 Kgf (ESTEVES et al., 2005) e 3 a 5 cm de diâmetro (ESTEVES et al., 2005; GRANDJEAN, 1998).

Com base nos dados encontrados na literatura, foi realizada uma discussão com um engenheiro da *EMG System do Brasil Ltda*, para realizar a construção do transdutor de força, observados os parâmetros necessários e, por fim, a confecção do mesmo.

Desta forma, o transdutor construído para o estudo apresenta as seguintes características: 1) componentes *strain-gages* para realizar a leitura da força empregada no transdutor; 2) peso total do transdutor de 360 g; 3) sensibilidade do transdutor representada pelo range mínimo de 20 gramas e máximo de até 30 kgf; 4) empunhadura de 3.5 cm de diâmetro; 5) 15.5 cm de comprimento, no formato cilíndrico (Figura 4); 6) possibilidade de modificação da textura do transdutor.



Figura 4 – Transdutor de força confeccionado para o estudo.

Durante a situação experimental o transdutor foi revestido com três texturas: a) lisa: revestimento com papel verniz; b) intermediária: revestimento com papel camurça; c) áspera: revestimento com lixa com gramatura n. 200 (Figura 5).

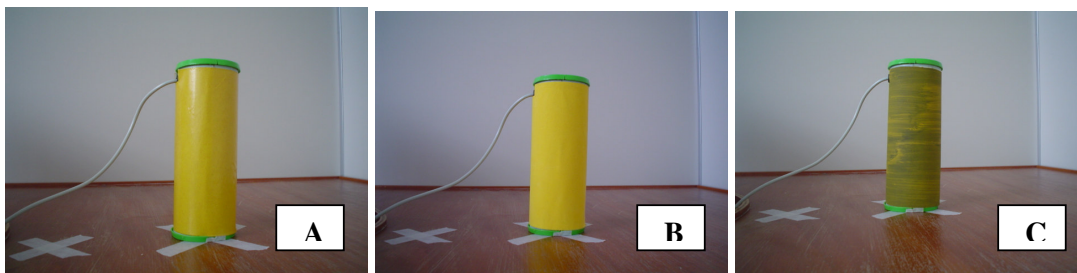


Figura 5 – Diferentes texturas utilizadas no transdutor durante o experimento: a) lisa; b) intermediária; c) áspera.

4.6.2 Registros eletromiográficos e de força de preensão palmar

Sodeberg e Cook (1984) conceituaram eletromiografia como o registro gráfico da atividade elétrica gerada pela contração de um músculo.

Nesse estudo foi realizado um registro eletromiográfico com eletrodos de superfície, colocados no sentido longitudinal das fibras do músculo estudado sobre o ponto motor (ERVILHA; DUARTE, AMADIO, 1998), definido como a localização especial na pele que necessita de uma menor amplitude da estimulação elétrica para produzir excitação do músculo por ele innervado (NELSON; HAYES; CURRIER, 2003). Os eletrodos de superfície foram utilizados, pois, além de não provocar nenhum desconforto, permite o reposicionamento até que a localização do ponto motor seja estabelecida (SODEBERG; COOK, 1984).

De acordo com Ervilha, Duarte e Amadio (1998), ao analisar o sinal eletromiográfico de um músculo durante uma determinada tarefa, procura-se o padrão de recrutamento deste músculo; ou seja, procura-se, por meio das diferentes intensidades alcançadas no decorrer de um período de tempo, determinar seu padrão elétrico de comportamento.

Os músculos escolhidos para o estudo foram aqueles envolvidos nos movimentos solicitados durante a realização da tarefa de alcançar o transdutor a frente do participante, pegá-lo e encaixá-lo na caixa indicada soltando-o e, pegá-lo novamente e retorná-lo à posição inicial. Desta forma, durante os movimentos citados, as ações realizadas foram: a de extensão do cotovelo, sendo o músculo tríceps braquial o de maior ação, auxiliando também na adução do ombro; a flexão do cotovelo, com ação do músculo bíceps braquial; flexão do ombro, realizada pelas fibras anteriores do músculo deltóide (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995; SOUSA, 1996). Diante das ações requeridas para a

realização da tarefa aos participantes, foram elencados para o estudo os músculos tríceps braquial, bíceps braquial e fibras anteriores do deltóide.

Antes da colocação dos eletrodos de superfície para a captura dos registros eletromiográficos, foi realizada a assepsia da pele do participante (TURKER, 1993). Os eletrodos de superfície foram então posicionados sobre o ponto motor de cada músculo estudado (GUTTMAN, 1980) para a captura dos sinais eletromiográficos. Os canais do eletromiógrafo ficaram assim configurados: a) canal 3 para as fibras anteriores do músculo deltóide; b) canal 4 para o músculo tríceps braquial; c) canal 5 para o músculo bíceps braquial. Um eletrodo adicional, também chamado de terra ou eletrodo de referência, foi colocado sobre uma protuberância óssea para servir como ponto de referência e diminuir artefatos que podiam interferir no registro eletromiográfico (HAMILL; KNUTZEN, 1999). O local escolhido para colocação desse eletrodo de referência foi a região do punho do participante, no membro contra-lateral ao membro dominante utilizado para a realização da tarefa solicitada.

Os eletrodos usados para os registros eletromiográficos foram de superfície, ativos, amplificados, bipolares com terminações em sistema de botão para encaixe dos eletrodos auto-adesivos descartáveis, os quais eram revestidos de cloreto de prata. Esses eletrodos foram conectados ao sistema de eletromiografia e biofeedback para aquisição de sinais biológicos da *EMG System do Brasil Ltda*. Os canais para a eletromiografia e biofeedback foram calibrados para ganhos de 2000 vezes com os eletrodos ativos, possuindo 5 faixas de ganho por canal. O filtro passa-alta foi configurado para 20 Hz e o filtro passa-baixa para 500 Hz. A frequência de amostragem foi definida como 8 KHz, ficando 1 KHz por canal.

Para aquisição e análise dos dados eletromiográficos foram utilizados os programas para captura e análise dos registros eletromiográficos DI-148Acquisition 44A11DF3 e WINDAQ32, respectivamente, ambos da *EMG System do Brasil Ltda*. A unidade de medida da eletromiografia foi dada em microvolts (μV).

A eletromiografia permitiu identificar qual fibra muscular teve despolarização do potencial de ação, ou seja, o momento de contração do músculo durante a atividade solicitada, e a intensidade com que essa contração ocorria, proporcionando uma avaliação mais quantitativa e mais detalhada das contrações musculares (SOUSA, 1996).

Segundo Lippert (2003), força é qualquer ação ou influência que movimentam um objeto.

Para a análise da força, foi utilizado um transdutor de força modelo TRF_MAD da *EMG System do Brasil Ltda.*

Esse transdutor foi usado para medir a força de preensão palmar exercida pelo participante durante a realização da tarefa. Para isso, ele foi conectado ao canal 2 do eletromiógrafo de 8 canais da *EMG System do Brasil Ltda.*

Os registros, tanto da eletromiografia quanto de força, foram realizados sincronicamente durante a tarefa solicitada ao participante (Figura 6). Semelhantemente ao registro eletromiográfico, para o registro de força também foram utilizados para captura e análise dos registros, os programas DI-148Acquisition 44A11DF3 e WINDAQ32, respectivamente, ambos da *EMG System do Brasil Ltda.* O valor numérico de força foi dado na unidade de quilograma-força (kgf).

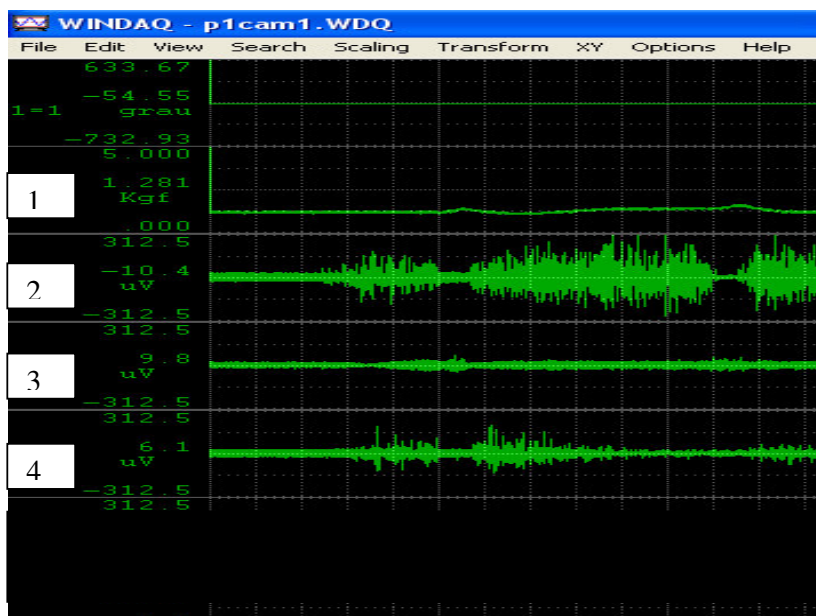


Figura 6 – Exemplo da janela de coleta e análise dos dados de força e eletromiográficos: 1) força de preensão palmar; 2) músculo deltóide fibras anteriores; 3) músculo tríceps braquial; 4) músculo bíceps braquial.

4.6.3 Registro dos dados cinemáticos

Cinemática, segundo Lippert (2003), é a parte da biomecânica dinâmica que envolve aspectos de tempo, espaço e massa de um sistema móvel.

Para o registro dos dados cinemáticos, uma câmera digital Sony Handycam, modelo DCR-HC21, foi utilizada. A câmera ficou suspensa a uma altura de 1,58m do tampo da mesa, sobre a qual foram dispostos os objetos e realizada a tarefa solicitada, de forma a

permitir a visualização do participante e da tarefa por ele executada a partir de uma vista superior (Figura 7).

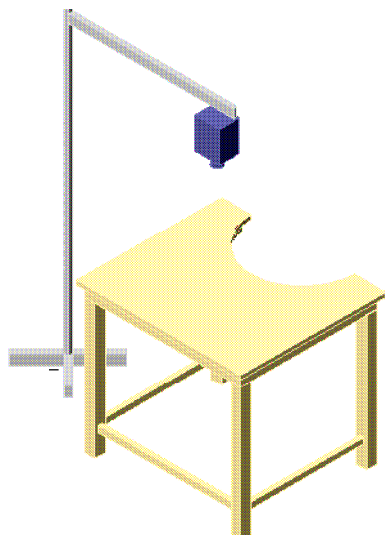


Figura 7 – Posicionamento da câmera em vista superior

Fonte: AUDI (2006). Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior em encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora.

A análise cinemática foi realizada com o auxílio do programa de análise *Kavideo* (Figura 8). Esta análise computadorizada do movimento pelo programa *Kavideo* foi realizada em duas dimensões (2D).

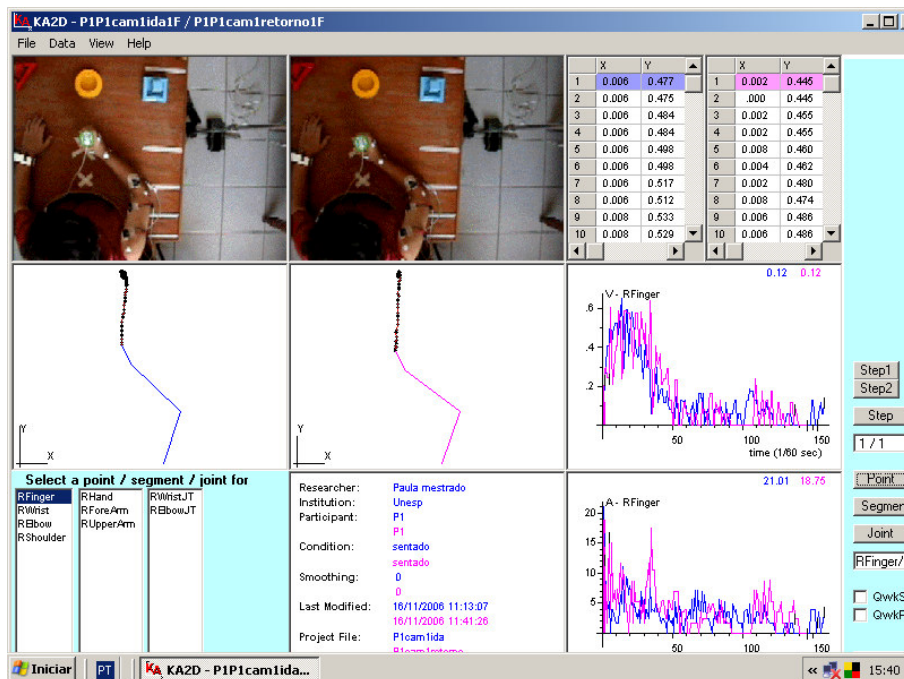


Figura 8 – Exemplo da janela do programa *Kavideo* para análise dos dados cinemáticos.

Marcadores reflexivos auto-adesivos foram colocados sobre pontos anatômicos do corpo para posterior digitalização, necessária para a análise do movimento, a saber: 1) proeminências ósseas do acrômio; 2) o epicôndilo lateral do úmero; 3) processo estilóide da ulna e do rádio; 4) articulações metacarpofalangeanas do polegar, dedo indicador e dedo médio.

A análise cinemática envolveu a mensuração do desempenho dos movimentos realizados durante a execução da tarefa solicitada ao participante. Assim, as medidas fornecidas pelo programa *Kavideo* usadas nesse estudo foram: 1) frames ou quadros por segundo, utilizados durante a execução da tarefa; 2) velocidade escalar total.

A partir da quantidade de frames, calculou-se o tempo gasto na tarefa, dividindo-se a quantidade de frames por 60 já que a captura da imagem foi de 60 frames por segundo.

Para calcular a velocidade escalar média usada na tarefa, dividiu-se a velocidade escalar total pela quantidade de frames resultantes da execução da tarefa. A partir da velocidade escalar média, foi possível calcular a distância percorrida pelo membro superior dominante usado na execução da tarefa, já que a distância percorrida é calculada pela multiplicação da velocidade escalar média pelo tempo em segundos.

A partir do cálculo da distância e do deslocamento entre o ponto inicial do transdutor e o encaixe (Tabela 1), foi possível calcular o índice de retidão (CARVALHO, 2004).

O índice de retidão fornece a trajetória do movimento, de forma a verificar o controle do mesmo. HAMILL e KNUTZEN (1999), definiram distância como o comprimento propriamente dito do caminho percorrido e, deslocamento, como o comprimento medido em linha reta a partir de uma posição até a posição seguinte.

Tabela 1 - Deslocamento mínimo possível de ser percorrido entre o ponto inicial do transdutor e o encaixe, para cada participante.

| Participante | Deslocamento |
|---------------------|---------------------|
| P1 | 0,33 m |
| P2 | 0,28 m |
| P3 | 0,29 m |
| P4 | 0,16 m |
| P5 | 0,24 m |
| P6 | 0,15 m |

Para posterior reconstrução dos pontos no espaço, foram determinadas as medidas de alcance máximo de cada participante para o cálculo da escala de pólos, solicitada

pelo programa como referência. De acordo com Audi (2006), a escala de pólos é uma distância linear entre dois pontos previamente mensurados, cujo valor é solicitado pelo programa de análise de movimento *Kavideo*, que serve como fator de conversão das coordenadas ortogonais XY. As medidas da escala de pólos compreendem os limites extremos entre o alcance máximo do participante e a raiz da articulação do ombro do membro superior dominante, utilizado para a execução do movimento.

Assim, o limite do alcance máximo de cada participante foi usado para sua escala de pólos (Tabela 2).

Tabela 2 – Medida da escala de pólos calculada para cada participante.

| Participante | Escala de pólos |
|---------------------|------------------------|
| P1 | 0,74 m |
| P2 | 0,67 m |
| P3 | 0,70 m |
| P4 | 0,57 m |
| P5 | 0,68 m |
| P6 | 0,61 m |

4.6.4 Registro das medidas antropométricas das mãos dos participantes

Foi realizada a antropometria das mãos dos participantes, conforme Iida (2005) (Figura 9), a fim de verificar se as medidas encontradas eram semelhantes àquelas do estudo de Esteves et al. (2005), visto que, o diâmetro do objeto a ser pego, pode influenciar na preensão.

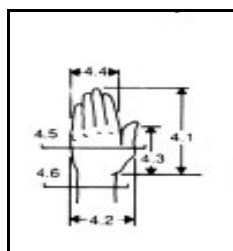


Figura 9 – Medidas antropométricas da mão.

Fonte: IIDA (2005). Ergonomia: projeto e produção.

Para tanto, utilizou-se uma fita métrica para registrar os valores medidos. As medidas antropométricas verificadas foram o comprimento longitudinal da mão, medido do processo estilóide da ulna até a ponta do dedo máximo, e, largura da mão, medida na linha metacarpofalangeana (ESTEVEES et al., 2005).

4.6.5 Situação experimental

Para a realização da tarefa proposta no estudo, foi utilizado um mobiliário adaptado com opção para ajuste da altura da mesa e do apoio para os pés, de acordo com as necessidades antropométricas de cada participante (Figura 10). Esse mobiliário adaptado constava de uma cadeira e uma mesa com recorte em semicírculo no tampo, cujas medidas eram de 86cmX82cm, confeccionados em madeira. O uso desse tipo de mesa, segundo Braccialli (2000), é necessário para que crianças com paralisia cerebral possam desenvolver suas atividades didáticas além de favorecer a coordenação olho-mão, prover estabilidade postural e alinhamento do tronco e, ainda, facilitar o acesso e o manuseio dos objetos, de forma a oferecer segurança e estabilidade ao usuário.



Figura 10 – Mobiliário adaptado utilizado no estudo.

Cada participante foi posicionado sentado na cadeira do mobiliário, com ambos os membros superiores apoiados sobre a mesa, sendo realizado o ajuste da altura da mesa e do apoio para os pés para cada participante, quando necessário. O membro não utilizado na tarefa ficou apenas apoiado. O membro dominante, ou seja, aquele usado para realizar a tarefa solicitada, ficou apoiado sobre a mesa com o cotovelo fletido com mão localizada no ponto inicial marcado sobre a mesa. Os objetos ficaram dispostos à frente do participante, sobre a mesa, da seguinte forma: todas as caixas foram fixadas lado a lado com espaço de 10 cm entre elas, no limite da distância do alcance máximo de cada participante, sendo que as torres azul e vermelha permaneceram encaixadas durante toda a coleta, sem que o participante realizasse qualquer atividade com estas, pois apenas o objeto amarelo era o transdutor para o registro da força durante a atividade. A caixa amarela para o encaixe do transdutor ficou localizada entre

as outras duas caixas. O transdutor ficou posicionado na metade da distância entre o ponto inicial do posicionamento da mão e o alcance máximo do participante (Figura 11).

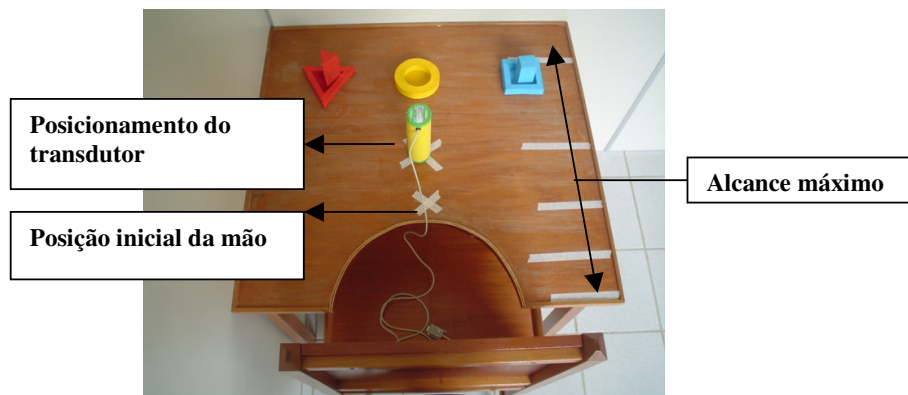


Figura 11 – A disposição dos objetos; posicionamento inicial da mão; posicionamento do transdutor; alcance máximo do participante.

Para determinar a ordem da utilização das três texturas, lisa, intermediária e áspera, para a realização da tarefa, era realizado um sorteio prévio para cada participante e os resultados eram registrados em uma ficha. Desse modo, antes de iniciar os registros da tarefa solicitada, a seqüência para utilização das texturas já estava determinada para o participante. Os registros foram feitos com as três texturas, lisa, intermediária e áspera, a partir do posicionamento descrito acima, durante as seguintes situações (Figuras 12 e 13):

- A) Preensão do transdutor e deslocamento do membro superior dominante com o transdutor apreendido até a caixa amarela para o encaixe;
- B) Após o encaixe, o participante deveria soltar o transdutor na caixa amarela e,
- C) Preensão do transdutor novamente e retorno ao ponto inicial, ou seja, ao ponto demarcado entre a posição inicial da mão e a distância do alcance máximo do participante.

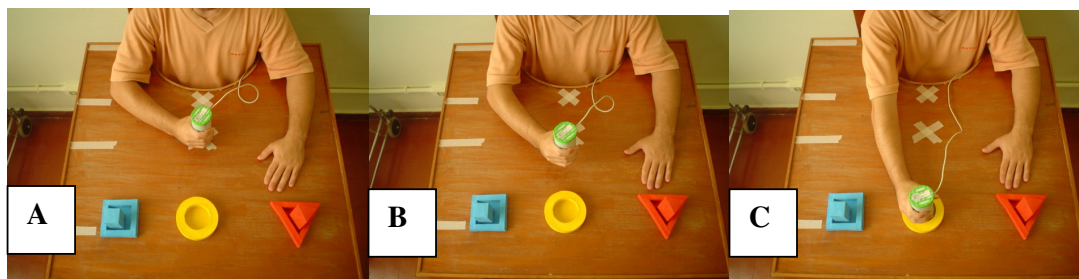


Figura 12 – a) preensão do transdutor; b) movimento de ida; c) encaixe do transdutor.

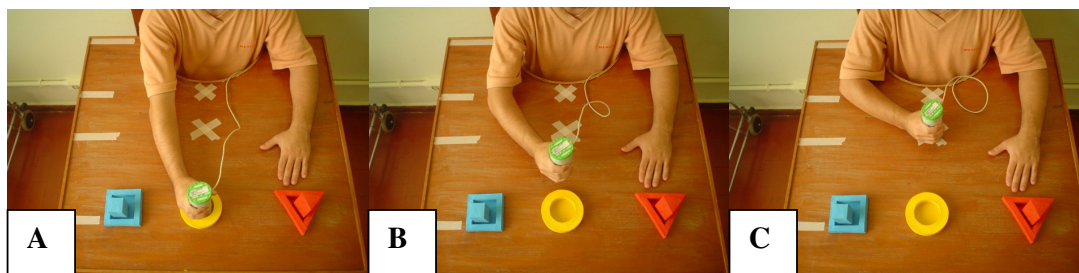


Figura 13 – a) desencaxe do transdutor; b) movimento de retorno; c) soltando o transdutor.

Desta forma, as situações envolvidas foram: preensão do transdutor, encaixe e retorno do transdutor no ponto inicial. A tarefa solicitada foi realizada com três repetições em cada uma das três texturas, ou seja, um total de 9 repetições para cada participante.

Para evitar fadiga, um período de 10 segundos (CHANG et al., 2005; CIRSTEANU; LEVIN, 2000) foi dado entre as tentativas com a mesma textura, já que a tarefa foi solicitada três vezes com cada uma. A troca das texturas era feita atrás do participante de modo que ele não visse, e era determinada pela seqüência realizada pelo sorteio prévio para evitar ociosidade e, assim, agilizar a troca da textura por outra.

Cada participante recebeu a orientação para realizar a preensão do transdutor como se estivesse pegando um copo, de forma que o transdutor sempre fosse deslocado na posição vertical.

4.7 Procedimentos para análise de dados

4.7.1 Análise eletromiográfica e da força de preensão palmar

Para a análise dos dados eletromiográficos foi realizada uma análise quantitativa, permitida pelos valores numéricos fornecida pelo programa de análise eletromiográfica do eletromiógrafo. Foram considerados, como na análise cinemática, o momento em que o participante realizou a preensão do transdutor até o encaixe, considerado como movimento de ida, e, do momento da preensão do transdutor até o retorno à posição inicial, considerado como movimento de retorno. Os valores foram dados em microvolts (μV) para cada canal utilizado na eletromiografia, durante o movimento de ida e de retorno, separadamente.

Para a análise dos dados de força foi realizada uma análise quantitativa, permitida pelos valores numéricos fornecida pelo programa de análise de força do aparelho de

eletromiografia. Foram considerados, como na análise cinemática e eletromiográfica, o momento em que o participante realizou a preensão do transdutor até o encaixe, considerado como movimento de ida, e, do momento da preensão do transdutor até o retorno à posição inicial, considerado como movimento de retorno. Os valores foram fornecidos pelo canal 2 do eletromiógrafo, referente ao transdutor de força, e a unidade de medida foi dada em quilograma-força (Kgf).

4.7.2 Análise cinemática

Uma placa de vídeo do computador permitiu a captura das imagens por meio de uma entrada compatível com a filmadora utilizada. Desta forma, após a filmadora ter sido conectada ao computador, foi possível capturar as imagens para o programa de análise do movimento *Kavideo* a partir de um campo de abertura de um novo projeto capaz de capturar as imagens e transformá-las em arquivos no formato AVI (AUDI, 2006).

Após a captura das imagens foi realizada a formatação dos frames e conversão gráfica. Por intermédio do programa *Kavideo*, foi possível reconstruir o movimento a partir dos marcadores em cada ponto anatômico selecionado para o estudo e pela medida da escala de pólos. A digitalização foi realizada por meio do cursor do mouse sobre o centro de cada marcador e as coordenadas de cada ponto foram armazenadas em um arquivo de dados do computador para posterior exportação para o programa *Microsoft Excel*.

Por meio da utilização do programa *Kavideo*, foi possível obter dados para esse estudo que compreenderam as quantidades de frames obtidos durante a execução da tarefa e a velocidade escalar. Cada segundo continha 60 frames. Assim, para chegar ao cálculo do tempo despendido para a execução da tarefa, dividiu-se a quantidade de frames por 60.

Utilizou-se a seguinte equação: $t = \frac{n^{\circ} \text{totaldeframes}}{60}$.

Para o cálculo da velocidade escalar média, foi feita a divisão da velocidade escalar total pela quantidade de frames. Para o cálculo da distância percorrida pela mão durante a execução da tarefa, foi utilizada a equação: $S = Vm \times t$ derivada da equação

$Vm = \frac{S}{t}$ em que s é a distância percorrida em metros, Vm é a velocidade média dada em

metros por segundo e t o tempo em segundos. Para calcular o índice de retidão, foi utilizada a

seguinte fórmula: $IR = \frac{\text{distância percorrida pelo mão}}{\text{deslocamento entre o ponto inicial e final}}$ (CARVALHO, 2004).

Os frames considerados para o estudo foram do momento que o participante iniciou o movimento de prensão do transdutor até o momento de encaixe, considerado o movimento de ida; e, do momento da prensão do transdutor até o retorno do transdutor a posição inicial, considerado o movimento de retorno.

Assim, para cada variável de interesse para o estudo, como o tempo, a distância percorrida e o índice de retidão, obteve-se os respectivos valores que foram transferidos para uma planilha do *Microsoft Excel* para posterior análise estatística.

4.7.3 Estatística

Os resultados foram tratados por meio da estatística descritiva e analítica.

A estatística descritiva é usada para descrever dados, mostrando seus subtipos, sua distribuição, frequência, média, entre outros, para ordenação, exposição e sumarização de registros quantitativos. A estatística analítica é utilizada para comparar grupos e fazer generalizações a partir de resultados obtidos e emprega a teoria das probabilidades (BUNCHAFT; KELLNER, 1997; DORIA FILHO, 1999).

Devido à natureza dos achados os mesmos foram resumidos por meio de média e desvio-padrão.

O estudo da normalidade das distribuições em estudo foi verificado por meio do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e a comparação entre os grupos segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), no movimento de ida e no de retorno, foi realizada por meio da análise de variância de medidas repetidas e se necessário complementada por meio do teste de comparações múltiplas de Tukey (ARMITAGE; BERRY, 1997).

Adotou-se para todos os testes o nível de significância de 5% de probabilidade para a rejeição da hipótese de normalidade.

5 RESULTADOS

Para facilitar a visualização e a leitura dos dados, convencionou-se T1 para a textura lisa, T2 para a textura intermediária e T3 para a textura áspera.

As variáveis estão expostas nas seguintes unidades de medida: a) força em kilograma-força (kgf); b) eletromiografia dos músculos deltóide fibras anteriores, tríceps braquial e bíceps braquial, em microvolts (μV); e c) tempo, em segundos (s).

5.1 Resultados da análise de força de prensão palmar

5.1.1 Resultados da análise de força de prensão palmar encontrados durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados da força de prensão palmar durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultados da análise da força de prensão palmar durante o movimento de ida para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 0.465 | 0.477 | 0.450 |
| Mediana | 0.331 | 0.378 | 0.363 |
| Desvio-padrão | 0.308 | 0.263 | 0.313 |
| Mínimo | 0.162 | 0.334 | 0.126 |
| Máximo | 0.928 | 1.008 | 1.015 |
| Intervalo inter-quartilico | 0.568 | 0.236 | 0.452 |
| Q1 | 0.241 | 0.336 | 0.230 |
| Q3 | 0.809 | 0.573 | 0.682 |

Os resultados encontrados (Tabela 3) mostraram que, em relação à média, a textura áspera (T3) apresentou a menor força de prensão palmar, com 0.450 kgf, em relação às outras texturas.

Com relação aos valores mínimos de força de prensão palmar, nas diferentes texturas, durante o movimento de ida para os 6 participantes, a textura áspera (T3) apresentou o valor mais baixo de força, 0.126 kgf, e a textura intermediária (T2) o valor mais alto, de 0.334 kgf.

A análise descritiva dos dados da força de prensão palmar durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados da análise da força de preensão palmar durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 0.442 | 0.506 | 0.436 |
| Mediana | 0.306 | 0.364 | 0.380 |
| Desvio-padrão | 0.322 | 0.352 | 0.260 |
| Mínimo | 0.153 | 0.333 | 0.145 |
| Máximo | 1.021 | 1.222 | 0.917 |
| Intervalo inter-quartílico | 0.478 | 0.275 | 0.306 |
| Q1 | 0.231 | 0.339 | 0.277 |
| Q3 | 0.709 | 0.614 | 0.583 |

Os resultados encontrados da análise de força de preensão palmar durante o movimento de retorno mostraram que, em relação à média, a textura áspera (T3) apresentou menor valor, de 0.436 kgf, seguida da textura lisa (T1), no valor de 0.442 kgf. A textura intermediária (T2) apresentou a média com maior valor, de 0.506 kgf.

Com relação aos valores mínimos de força de preensão palmar, nas diferentes texturas, durante o movimento de retorno, a textura áspera (T3) apresentou o valor mais baixo, de 0.145 kgf, seguida da textura lisa (T1), que foi de 0.153 kgf, e da textura intermediária (T2), no valor de 0.333 kgf.

Já com respeito aos valores máximos de força de preensão palmar, durante o movimento de retorno, o valor mais baixo 0.917 kgf foi para a textura áspera (T3), e os valores para as texturas lisa (T1) e intermediária (T2) ficaram próximos, ou seja, de 1.021 kgf e 1.222 kgf, respectivamente.

5.1.2 Resultados da análise de força de preensão palmar encontrados durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

A Tabela 5 demonstrou que não houve diferença estatística para a variável força de preensão palmar, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida, o que pode ser observado pelo valor de p igual a 0.967.

Tabela 5 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável força de preensão palmar, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|--------------|----------|-----------------|----------|--------------|-----------|----------|----------|------------------|
| T1 | 6 | 0.298 | > 0.010 | 0.465 | 0.308 | 0.033 | 0.967 | NS |
| T2 | 6 | 0.408 | > 0.010 | 0.477 | 0.263 | | | |
| T3 | 6 | 0.238 | > 0.010 | 0.450 | 0.313 | | | |

Na Tabela 6, os resultados mostraram que não houve diferença estatística para a variável força quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de retorno, observado pelo valor de p igual a 0.532.

Tabela 6 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável força de prensão palmar, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|--------------|----------|-----------------|----------|--------------|-----------|----------|----------|------------------|
| T1 | 6 | 0.306 | > 0.010 | 0.442 | 0.322 | 0.672 | 0.532 | NS |
| T2 | 6 | 0.439 | > 0.010 | 0.506 | 0.352 | | | |
| T3 | 6 | 0.278 | > 0.010 | 0.436 | 0.260 | | | |

5.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores

5.2.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 7.

Tabela 7 – Resultados da análise eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de ida para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 79.211 | 83.066 | 86.348 |
| Mediana | 80.109 | 91.324 | 86.383 |
| Desvio-padrão | 37.381 | 35.332 | 34.463 |
| Mínimo | 18.854 | 25.499 | 30.068 |
| Máximo | 126.570 | 116.943 | 124.600 |
| Intervalo inter-quartilico | 60.206 | 59.343 | 58.361 |
| Q1 | 51.684 | 53.122 | 61.649 |
| Q3 | 11.890 | 112.466 | 120.010 |

Os resultados encontrados referentes à atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de ida, mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 79.211 μV , seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2) que foi de 83.066 μV . O valor mais alto foi encontrado para a textura áspera (T3), de 86.348 μV .

Com relação aos valores mínimos da atividade eletromiográfica para o músculo deltóide fibras anteriores, nas diferentes texturas, durante o movimento de ida, a textura lisa (T1) apresentou o valor mais baixo (18.854 μV), seguida da textura intermediária (T2) que foi de 25.499 μV , ficando a textura áspera (T3) com valor de 30.068 μV .

Em relação aos valores máximos dos dados eletromiográficos do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de ida, o valor mais baixo (116.943 μV) foi para a textura intermediária (T2). Os valores para as texturas áspera (T3) e lisa (T1) foram semelhantes, de 124.6 μV e 126.570 μV , respectivamente.

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 8.

Tabela 8 – Resultados da análise eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 70.212 | 74.761 | 75.624 |
| Mediana | 71.038 | 71.652 | 70.665 |
| Desvio-padrão | 36.159 | 37.912 | 35.338 |
| Mínimo | 30.520 | 25.945 | 26.803 |
| Máximo | 131.473 | 127.947 | 127.883 |
| Intervalo inter-quartilico | 57.680 | 71.286 | 59.467 |
| Q1 | 35.360 | 40.357 | 48.749 |
| Q3 | 93.040 | 111.642 | 108.216 |

Os resultados encontrados referentes à atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de retorno, mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 70.212 μV , seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2), que foi de 74.761 μV , e para a textura áspera (T3), de 75.624 μV .

Com relação aos valores mínimos da atividade eletromiográfica para o músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de retorno, a textura intermediária (T2) apresentou o valor mais baixo (25.945 μV), seguida da textura áspera (T3), que foi de 26.803 μV , ficando a textura lisa (T1) com valor de 30.520 μV .

Em relação aos valores máximos dos dados eletromiográficos do músculo deltóide fibras anteriores, durante o movimento de retorno, o valor mais baixo (127.883 μV) foi para a textura áspera (T3), seguida da textura intermediária (T2), com valor de 127.947 μV , e a textura lisa (T1) apresentou valor de 131.473 μV .

5.2.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

Na Tabela 9, ao observar o valor de p (0.616), pode-se verificar que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida.

Tabela 9 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|--------|--------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.162 | > 0.010 | 79.211 | 37.381 | 0.509 | 0.616 | NS |
| T2 | 6 | 0.243 | > 0.010 | 83.066 | 35.332 | | | |
| T3 | 6 | 0.174 | > 0.010 | 86.348 | 34.463 | | | |

Na Tabela 10, ao observar o valor de p, igual a 0.559, pode-se verificar que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, quando foram utilizadas texturas diferentes durante a realização do movimento de retorno.

Tabela 10 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|--------|--------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.224 | > 0.010 | 70.212 | 36.159 | 0.617 | 0.559 | NS |
| T2 | 6 | 0.130 | > 0.010 | 74.761 | 37.912 | | | |
| T3 | 6 | 0.187 | > 0.010 | 75.624 | 35.338 | | | |

5.3 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial

5.3.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 11.

Tabela 11 - Resultados da análise eletromiográfica (RMS) do músculo tríceps braquial, durante o movimento de ida, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 17.196 | 16.766 | 18.008 |
| Mediana | 16.685 | 17.168 | 18.136 |
| Desvio-padrão | 4.501 | 4.288 | 5.936 |
| Mínimo | 12.292 | 11.958 | 11.140 |
| Máximo | 23.888 | 23.326 | 27.576 |
| Intervalo inter-quartílico | 7.964 | 7.728 | 10.156 |
| Q1 | 13.149 | 12.163 | 12.158 |
| Q3 | 21.114 | 19.891 | 22.315 |

De acordo com esses dados, durante o movimento de ida, a atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, mostrou que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura intermediária (T2), que foi de 16.766 μV , seguido pela textura lisa (T1), de 17.196 μV , e o maior para a textura áspera (T3), de 18.008 μV .

A atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante o movimento de ida, mostrou que, em relação aos valores mínimos de atividade elétrica desse músculo, o valor mais baixo foi para a textura áspera (T3), de 11.140 μV , ficando o da textura intermediária (T2) bem próximo, com valor de 11.958 μV . O mais alto foi encontrado na textura lisa (T1), de 12.292 μV .

Com relação aos valores máximos, os registros eletromiográficos do músculo tríceps braquial, para as três texturas, durante o movimento de ida, mostraram um valor mais baixo para a textura intermediária (T2), de 23.326 μV , seguida da textura lisa (T1), de 23.888 μV , e para a textura áspera (T3), de 27.576 μV .

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 12.

Tabela 12 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 17.216 | 16.346 | 16.507 |
| Mediana | 16.847 | 16.914 | 16.348 |
| Desvio-padrão | 5.550 | 3.479 | 4.832 |
| Mínimo | 11.263 | 10.982 | 10.736 |
| Máximo | 24.871 | 20.291 | 22.136 |
| Intervalo inter-quartílico | 9.928 | 6.494 | 9.070 |
| Q1 | 12.103 | 13.028 | 12.127 |
| Q3 | 22.032 | 19.522 | 21.197 |

Os dados representados pela média da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante o movimento de retorno, demonstraram que o valor mais baixo foi encontrado para a textura intermediária (T2), cujo valor foi de 16.346 μV , seguido pela textura áspera (T3), que foi de 16.507 μV . O valor mais alto foi encontrado para a textura lisa (T1), de 17.216 μV .

A atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante o movimento de retorno, mostrou que, em relação aos valores mínimos de atividade elétrica desse músculo, o valor mais baixo foi para a textura áspera (T3), de 10.736 μV , ficando o da textura intermediária (T2) bem próximo, com valor de 10.982 μV . O valor mais alto foi encontrado na textura lisa (T1), de 11.263 μV .

Com relação aos valores máximos, os registros eletromiográficos do músculo tríceps braquial, durante o movimento de retorno, mostraram um valor mais baixo para a textura intermediária (T2), de 20.291 μV , seguida da textura áspera (T3), de 22.136 μV . O valor mais alto foi encontrado na textura lisa (T1), de 24.871 μV .

5.3.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

A Tabela 13 demonstrou que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida. Isso pode ser observado pelo p igual a 0.490.

Tabela 13 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|--------|-------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.219 | > 0.010 | 17.196 | 4.501 | 0.766 | 0.490 | NS |
| T2 | 6 | 0.188 | > 0.010 | 16.766 | 4.288 | | | |
| T3 | 6 | 0.167 | > 0.010 | 18.008 | 5.936 | | | |

A Tabela 14 demonstrou que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial quando foram utilizadas texturas diferentes durante a realização do movimento de retorno. Isso pode ser demonstrado pelo valor de p igual a 0.660.

Tabela 14 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|--------------|----------|-----------------|----------|--------------|-----------|----------|----------|------------------|
| T1 | 6 | 0.244 | > 0.010 | 17.216 | 5.550 | 0.434 | 0.660 | NS |
| T2 | 6 | 0.209 | > 0.010 | 16.346 | 3.479 | | | |
| T3 | 6 | 0.239 | > 0.010 | 16.507 | 4.832 | | | |

5.4 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial

5.4.1 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 15.

Tabela 15 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de ida, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 33.994 | 37.502 | 37.574 |
| Mediana | 30.093 | 40.829 | 37.377 |
| Desvio-padrão | 13.481 | 8.337 | 9.161 |
| Mínimo | 19.947 | 24.386 | 26.168 |
| Máximo | 54.769 | 46.876 | 49.182 |
| Intervalo inter-quartilico | 24.579 | 13.866 | 18.945 |
| Q1 | 22.947 | 29.010 | 28.198 |
| Q3 | 47.526 | 42.876 | 47.143 |

De acordo com os dados, os resultados encontrados referentes à atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de ida, mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 33.994 μV , seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2), que foi de 37.502 μV , e para a textura áspera (T3), de 37.574 μV .

Em relação aos valores mínimos da atividade eletromiográfica para o músculo bíceps braquial, nas diferentes texturas, durante o movimento de ida, a textura lisa (T1) apresentou o valor mais baixo (19.947 μV), seguida da textura intermediária (T2), que foi de 24.386 μV , e ficando a textura áspera (T3) com valor de 26.168 μV .

Com relação aos valores máximos dos dados eletromiográficos do músculo bíceps braquial, durante o movimento de ida, o valor mais baixo (46.876 μV) foi para a textura intermediária (T2), seguida pela textura áspera (T3), de 49.182 μV , e para a textura lisa (T1), de 54.769 μV .

A análise descritiva dos dados da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 16.

Tabela 16 - Resultados da análise eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 40.338 | 41.529 | 45.921 |
| Mediana | 37.861 | 40.351 | 46.053 |
| Desvio-padrão | 13.176 | 15.166 | 17.912 |
| Mínimo | 25.586 | 18.790 | 18.512 |
| Máximo | 61.006 | 60.084 | 71.276 |
| Intervalo inter-quartilico | 23.282 | 27.141 | 28.183 |
| Q1 | 29.076 | 29.886 | 32.243 |
| Q3 | 52.358 | 57.027 | 60.426 |

Os resultados encontrados referentes à atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante o movimento de retorno, mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 40.338 μV , seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2), que foi de 41.529 μV . O valor mais alto foi encontrado para a textura áspera (T3), de 45.921 μV .

Em relação aos valores mínimos da atividade eletromiográfica para o músculo bíceps braquial, nas diferentes texturas, durante o movimento de retorno, a textura áspera (T3) apresentou o valor mais baixo (18.512 μV), seguida da textura intermediária (T2), que foi de 18.790 μV , ficando a textura lisa (T1) com valor de 25.586 μV .

Com relação aos valores máximos dos dados eletromiográficos do músculo bíceps braquial, durante o movimento de retorno, o valor mais baixo (60.084 μV) foi para a textura intermediária (T2), seguida pela textura lisa (T1), de 61.006 μV , e a textura áspera (T3), de 71.276 μV .

5.4.2 Resultados da análise da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

A partir da Tabela 17 é possível verificar que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida, demonstrada pelo valor de p igual a 0.328.

Tabela 17 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|--------------|----------|-----------------|----------|--------------|-----------|----------|----------|------------------|
| T1 | 6 | 0.209 | > 0.010 | 33.994 | 13.481 | 1.248 | 0.328 | NS |
| T2 | 6 | 0.293 | > 0.010 | 37.502 | 8.337 | | | |
| T3 | 6 | 0.173 | > 0.010 | 37.574 | 9.161 | | | |

Na Tabela 18, os resultados mostraram que não houve diferença estatística para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de retorno, verificada pelo valor de p 0.159.

Tabela 18 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|--------------|----------|-----------------|----------|--------------|-----------|----------|----------|------------------|
| T1 | 6 | 0.177 | > 0.010 | 40.338 | 13.176 | 2.215 | 0.159 | NS |
| T2 | 6 | 0.164 | > 0.010 | 41.529 | 15.166 | | | |
| T3 | 6 | 0.139 | > 0.010 | 45.921 | 17.912 | | | |

5.5 Resultados da análise do tempo despendido para a realização da tarefa

5.5.1 Resultados da análise do tempo despendido, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados de tempo (s) despendido durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 19.

Tabela 19 - Resultados da análise do tempo despendido durante o movimento de ida para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|----------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 3.245 | 3.618 | 4.271 |
| Mediana | 2.897 | 3.693 | 3.893 |
| Desvio-padrão | 1.464 | 1.622 | 2.812 |
| Mínimo | 1.400 | 1.387 | 0.987 |
| Máximo | 5.353 | 5.407 | 8.907 |

| | | | |
|-----------------------------------|-------|-------|-------|
| Intervalo inter-quartílico | 2.641 | 3.090 | 4.280 |
| Q1 | 2.120 | 2.127 | 2.077 |
| Q3 | 4.761 | 5.217 | 6.357 |

Os resultados encontrados mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 3.245 s, seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2), que foi de 3.618 s, e para a textura áspera (T3), de 4.271 s.

Com relação aos valores mínimos do tempo despendido durante o movimento de ida, a textura áspera (T3) apresentou o valor mais baixo, de 0.987 s, seguida da textura intermediária (T2), que foi de 1.387 s, ficando a textura lisa (T1) com valor igual a 1.4 s.

Em relação aos valores máximos para o tempo despendido, durante o movimento de ida, o valor mais baixo foi para a textura lisa (T1), de 5.353 s, seguido pela textura intermediária (T2), de 5.407 s, e a textura áspera (T3), de 8.907 s.

A análise descritiva dos dados de tempo (s) despendido durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 20.

Tabela 20 - Resultados da análise do tempo despendido durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 2.712 | 2.866 | 3.246 |
| Mediana | 2.525 | 2.707 | 3.142 |
| Desvio-padrão | 0.992 | 1.107 | 1.504 |
| Mínimo | 1.507 | 1.240 | 1.363 |
| Máximo | 4.510 | 4.230 | 5.210 |
| Intervalo inter-quartílico | 1.146 | 1.972 | 3.044 |
| Q1 | 2.132 | 2.065 | 1.781 |
| Q3 | 3.277 | 4.037 | 4.825 |

Os resultados encontrados mostraram que o valor mais baixo para a média foi encontrado para a textura lisa (T1), cujo valor foi de 2.712 s, seguido do valor encontrado para a textura intermediária (T2) que foi de 2.866 s, e o valor para a textura áspera (T3), de 3.246 s.

Com relação aos valores mínimos do tempo despendido durante o movimento de retorno, a textura intermediária (T2) apresentou o valor mais baixo, de 1.240 s, seguida da textura áspera (T3), que foi de 1.363 s, ficando a textura lisa (T1) com valor igual a 1.507 s.

Em relação aos valores máximos para o tempo despendido, durante o movimento de retorno, o valor mais baixo foi para a textura intermediária (T2), de 4.230 s, seguido pela textura lisa (T1), de 4.510 s, e para a textura áspera (T3), de 5.210 s.

5.5.2 Resultados da análise do tempo despendido, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

Os resultados da Tabela 21 demonstraram que não houve diferença estatística para a variável tempo despendido para execução da tarefa, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida, observada pelo valor de p igual a 0.415.

Tabela 21 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável tempo despendido, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|-------|-------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.202 | > 0.010 | 3.245 | 1.464 | 0.961 | 0.415 | NS |
| T2 | 6 | 0.190 | > 0.010 | 3.618 | 0.622 | | | |
| T3 | 6 | 0.191 | > 0.010 | 4.271 | 2.812 | | | |

Pela Tabela 22, notou-se que não houve diferença estatística para a variável tempo despendido para execução da tarefa, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de retorno, demonstrada pelo valor de p igual a 0.369.

Tabela 22 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável tempo despendido, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|-------|-------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.272 | > 0.010 | 2.712 | 0.992 | 1.102 | 0.369 | NS |
| T2 | 6 | 0.175 | > 0.010 | 2.866 | 1.107 | | | |
| T3 | 6 | 0.166 | > 0.010 | 3.246 | 1.504 | | | |

5.6 Resultados da análise do índice de retidão obtido pela execução da tarefa

5.6.1 Resultados da análise do índice de retidão, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística descritiva

A análise descritiva dos dados do índice de retidão durante o movimento de ida é apresentada na Tabela 23.

Tabela 23 - Resultados da análise do índice de retidão, durante o movimento de ida para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|---------|-------|-------|-------|
| Média | 1.751 | 1.999 | 1.985 |
| Mediana | 1.494 | 1.633 | 1.900 |

| | | | |
|-----------------------------------|-------|-------|-------|
| Desvio-padrão | 0.904 | 1.059 | 0.914 |
| Mínimo | 1 | 1.023 | 1.076 |
| Máximo | 3.453 | 3.460 | 3.643 |
| Intervalo inter-quartilico | 1.210 | 2.155 | 1.325 |
| Q1 | 1.111 | 1.073 | 1.198 |
| Q3 | 2.320 | 3.229 | 2.523 |

De acordo com esses dados, durante o movimento de ida, o índice de retidão cuja média apresentou valor mais baixo foi para a textura lisa (T1), com valor de 1.751. As texturas áspera (T3) e intermediária (T2) apresentaram valores bem próximos, de 1.985 e 1.999, respectivamente.

Os valores do índice de retidão para o movimento de ida mostraram que, em relação aos valores mínimos, o valor mais baixo foi para a textura lisa (T1) de 1, ficando o da textura intermediária (T2) com valor de 1.023. O valor mais alto foi encontrado na textura áspera (T3), de 1.076.

Com relação aos valores máximos, o índice de retidão, para as 3 texturas, durante o movimento de ida, se mostrou com um valor mais baixo para a textura lisa (T1), de 3.453, seguida da textura intermediária (T2), que ficou com um valor bem próximo, de 3.460. O valor mais alto para o valor máximo foi encontrado na textura áspera (T3), de 3.643.

A análise descritiva dos dados do índice de retidão durante o movimento de retorno é apresentada na Tabela 24.

Tabela 24 - Resultados da análise do índice de retidão, durante o movimento de retorno, para cada textura.

| | T1 | T2 | T3 |
|-----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Média | 1.594 | 1.756 | 1.824 |
| Mediana | 1.634 | 1.697 | 1.631 |
| Desvio-padrão | 0.479 | 0.737 | 0.777 |
| Mínimo | 0.924 | 0.899 | 1.090 |
| Máximo | 2.080 | 2.606 | 3.080 |
| Intervalo inter-quartilico | 0.823 | 1.501 | 1.410 |
| Q1 | 1.199 | 1.052 | 1.132 |
| Q3 | 2.022 | 2.553 | 2.542 |

De acordo com esses dados, durante o movimento de retorno, o índice de retidão cuja média apresentou valor mais baixo foi encontrado para a textura lisa (T1), com valor de 1.594. As texturas intermediária (T2) e áspera (T3) apresentaram 1.756 e 1.824, respectivamente.

Os valores do índice de retidão para o movimento de retorno mostraram que, em relação aos valores mínimos, o valor mais baixo foi para a textura intermediária (T2) de

0.899, ficando o da textura lisa (T1) com valor de 0.924, e para a textura áspera (T3), foi de 1.090.

Com relação aos valores máximos, o índice de retidão, para as três texturas, durante o movimento de retorno, se mostrou com um valor mais baixo para a textura lisa (T1), de 2.080, seguida da textura intermediária (T2), que ficou com um valor de 2.606, e da textura áspera (T3), de 3.080.

5.6.2 Resultados da análise do índice de retidão, durante os movimentos de ida e de retorno, por meio de estatística analítica

Na Tabela 25 ficou demonstrado que não houve diferença estatística para a variável índice de retidão, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de ida, o que pode ser observado pelo valor de p 0.423.

Tabela 25 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável índice de retidão, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de ida.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|-------|-------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.249 | > 0.010 | 1.751 | 0.904 | 0.939 | 0.423 | NS |
| T2 | 6 | 0.220 | > 0.010 | 1.999 | 1.059 | | | |
| T3 | 6 | 0.262 | > 0.010 | 1.985 | 0.914 | | | |

De acordo com a Tabela 26 ficou demonstrado que não houve diferença estatística para a variável índice de retidão, quando foram utilizadas texturas diferentes, durante a realização do movimento de retorno, observada pelo valor de p , de 0.285.

Tabela 26 - Resultados do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Teste KS) e da análise de variância de medidas repetidas para a variável índice de retidão, segundo as texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3), para o movimento de retorno.

| Grupo | n | Teste KS | p | Média | DP | F | p | Resultado |
|-------|---|----------|---------|-------|-------|-------|-------|-----------|
| T1 | 6 | 0.271 | > 0.010 | 1.594 | 0.479 | 1.426 | 0.285 | NS |
| T2 | 6 | 0.201 | > 0.010 | 1.756 | 0.737 | | | |
| T3 | 6 | 0.193 | > 0.010 | 1.824 | 0.777 | | | |

5.7 Resultados das medidas antropométricas das mãos dos participantes

Os valores obtidos por meio do registro das medidas antropométricas das mãos dos participantes podem ser visualizados na Tabela 27.

Tabela 27 – Medidas antropométricas das mãos dos participantes.

| PARTICIPANTE/ IDADE | MÃO DIREITA | | MÃO ESQUERDA | |
|--------------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| | Comprimento da mão | Largura da mão | Comprimento da mão | Largura da mão |
| P1/ 19 anos e 10 meses | 18 cm | 8.5 cm | 17.5 cm | 8.5 cm |
| P2/ 11 anos e 3 meses | 17 cm | 7 cm | 16.5 cm | 7 cm |
| P3/ 17 anos e 9 meses | 17 cm | 8 cm | 17 cm | 8 cm |
| P4/ 7 anos e 8 meses | 14 cm | 7 cm | 14 cm | 7.5 cm |
| P5/ 14 anos e 5 meses | 18 cm | 8 cm | 18 cm | 8.5 cm |
| P6/ 28 anos e 1 mês | 18.5 cm | 8 cm | 18 cm | 8 cm |

A partir dos resultados das medidas antropométricas das mãos dos participantes, foi realizada a estatística descritiva (Tabela 28), para verificar se houve discrepância entre as medidas. Desta forma, verificou-se que as medidas encontradas não apresentaram valores discrepantes entre si e estavam dentro dos valores do estudo utilizado como referência para o diâmetro da empunhadura do transdutor de força. Portanto, verificou-se que o diâmetro utilizado no estudo de Esteves et al. (2005) poderia ser adotado para esse estudo também.

Tabela 28 – Resultados da estatística descritiva para as medidas antropométricas das mãos dos participantes.

| | Comprimento Mão Direita | Largura Mão Direita | Comprimento Mão Esquerda | Largura Mão Esquerda |
|----------------------|------------------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|---------------------------------|
| Média | 17.08 | 7.75 | 16.83 | 7.92 |
| Desvio-padrão | 1.28 | 0.56 | 1.37 | 0.53 |
| Mínimo | 14 | 7 | 14 | 7 |
| Máximo | 18.5 | 8.5 | 18 | 8.5 |

6 DISCUSSÃO

Os resultados apresentados nesse estudo se referem aos movimentos de ida e de retorno, realizados durante uma atividade de encaixe de um recurso pedagógico, apresentado em três diferentes texturas: lisa, intermediária e áspera. Os dados são discutidos para os movimentos de ida e retorno, de forma separada, e comparando o comportamento das texturas lisa, intermediária e áspera para as seguintes variáveis: a) força de preensão palmar; b) atividade eletromiográfica dos músculos deltóide fibras anteriores, tríceps braquial e bíceps braquial; c) tempo despendido para a realização da tarefa e d) índice de retidão, o qual verifica o desempenho do movimento.

6.1 Discussão da análise de força de preensão palmar, durante os movimentos de ida e de retorno, com o recurso pedagógico apresentado em diferentes texturas

De acordo com Blair (2001), a força de preensão é essencial para o desempenho de atividades de vida diária (AVDs). A preensão é executada pelos movimentos do polegar e dos demais dedos da mão, apertando e envolvendo o objeto a ser seguro (BRANDÃO, 1984).

Durante a realização da tarefa solicitada aos participantes do estudo, determinada pelas ações de pegar e encaixar o transdutor, e, depois, preensão do transdutor e retorno deste à posição inicial, foram realizadas medidas da força de preensão palmar.

Assim, para esse estudo a força de preensão palmar foi verificada durante os movimentos de ida e de retorno, com o transdutor apresentado nas texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3).

Os resultados da estatística analítica mostraram que não houve diferença estatística para a força de preensão palmar, durante a realização da tarefa, com a utilização do transdutor nas texturas usadas nesse estudo. Porém, os dados da estatística descritiva nos permitem fazer algumas observações relevantes.

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, a média dos resultados para a força de preensão palmar, mostrou-se com intensidade semelhante em ambos os movimentos, com o maior valor encontrado para a textura intermediária (T2) e o menor para a textura áspera (T3). Desta forma, comparando-se os resultados da média para a força de preensão palmar, durante os movimentos de ida e de retorno, o comportamento entre as texturas foi

similar, ou seja, o recurso pedagógico apresentado com a textura áspera (T3), requisitou uma menor aplicação de força de preensão palmar, enquanto que para a textura intermediária (T2) a requisição foi maior.

Para Shepherd (1995), assim que a mão entra em contato com o objeto, a preensão fica sujeita ao controle pelo biofeedback tátil. Esta informação serve para examinar a qualidade de atrito do objeto e o seu peso, de forma a permitir que a força muscular se adapte à força necessária para carregar ou não deixa-lo escorregar. A força empregada e a pressão sobre o objeto seguro são graduadas para serem sustentadas o mínimo necessário para manter a preensão (BRANDÃO, 1984).

Esse tipo de informação sensorial pode ter sido utilizada pelos participantes, já que o controle para a graduação da força necessária à apreensão do objeto pode ter sido determinado pela característica da textura.

De acordo com Brandão (1984), as experiências adquiridas, ao elevar e deslocar diferentes objetos pode fornecer a noção de força que deverá ser empregada. Assim, para o autor, essas experiências adquiridas e retidas, orientadas pelas sensações táteis sobre as qualidades dos objetos, permitem que, antes mesmo da execução das ações, seja possível graduar, automaticamente, a força adequada à natureza e ao tamanho do objeto.

Semelhantemente, Shumway-Cook e Woollacott (2003) afirmaram que a sensação tátil das pontas dos dedos é particularmente importante no levantamento de objetos, a fim de ajustar a amplitude das forças que serão usadas para pegar e levantar esse objeto. Para as autoras, quando a força da pegada for muito intensa, o objeto não poderá ser manipulado e, ao contrário, se ela for muito reduzida, o objeto é derrubado.

Quando o objeto foi apresentado com as texturas intermediária (T2) e lisa (T1), os valores para força de preensão palmar foram mais altos, em ambos os movimentos de ida e retorno. Isso pode ser explicado, devido ao fato de que essas texturas oferecem uma sensação de serem mais escorregadias, requisitando dos participantes uma maior aplicação de força sobre o objeto. Brandão (1984) apontou a importância dessas sensações táteis, quando afirmou que a sensação tátil de que o objeto começa a deslizar de nossas mãos, pela ação de seu peso, ou, ao contrário, cede à compressão de nossos dedos, nos permite graduar a força a ser empregada na preensão e escolher os melhores pontos de contato dos dedos com o objeto.

Para Guyton e Hall (1997), no caso dos receptores táteis, se a contração do músculo causa a compressão da pele contra um objeto, tal como a compressão dos dedos em torno de um objeto que está sendo empunhado, os sinais destes receptores causam excitação

adicional dos músculos e, portanto, aumentam a contração muscular, aumentando a firmeza da empunhadura da mão.

De acordo com Shumway-Cook e Woollacott (2003), a capacidade da memória sensório-motora da fricção aumenta gradualmente com a idade; crianças mais velhas necessitam apenas de algumas elevações e adultos, apenas de uma para atualizar a sua coordenação de força a uma nova fricção de superfície. Segundo as autoras, as informações táteis fornecem dados sobre a textura do objeto e resultam na ativação de receptores cutâneos. Assim, durante as experiências subsequentes, essas informações podem ser usadas para a formação de representações internas das características físicas do objeto, resultando na memória sensório-motora, a qual poderá ser usada visando a pré-programação das forças de pegada e levantamento e, portanto, contribuir para classificar a quantidade de força necessária à preensão.

Diante do exposto, percebe-se que a experiência motora é muito importante para a construção da memória motora. Por isso, Machado (1993), afirmou que o sistema nervoso aprende a executar as tarefas motoras repetitivas, o que, provavelmente, envolve modificações mais ou menos estáveis em circuitos nervosos, fundamentais para a aprendizagem motora. Para Cruz (2003), a aprendizagem motora diminui a necessidade de correção constante do movimento em níveis mais altos da cadeia de controle motor, à medida que automatiza os movimentos aprendidos e praticados com regularidade.

Segundo Kudoh et al. (1997) e Watson e Jakobson (1997), o componente de preensão utiliza informações sobre as propriedades intrínsecas do objeto, como o tamanho, forma e textura, para pré-configurar os dedos a uma preensão adequada. Semelhantemente, Johansson, Backlin e Burstedt (1999), afirmaram a importância da memória sensório-motora a respeito das propriedades físicas dos objetos para o controle da produção da força, que para Burstedt, Flanagan e Johansson (1999), depende da fricção local proporcionada pela textura do objeto.

Quando o objeto se apresenta mais escorregadio, como na textura lisa, a fricção é maior devido ao deslizamento, que pode provocar uma maior ativação dos receptores cutâneos. Isso também pode explicar a maior magnitude de força de preensão palmar encontrada para os participantes durante a utilização da textura lisa (T1), já que, segundo Gordon e Duff (1999a) e Shumway-Cook e Woollacott (2003), os receptores cutâneos são ativados pela fricção entre a pele e o objeto durante o levantamento deste, e fazem com que a força da pegada aumente. De acordo com Shepherd (1995), o emprego de uma maior intensidade de força durante a preensão pode representar um fenômeno de adaptação, ou seja,

servir como mecanismo de compensação destinado a garantir uma ampla margem de segurança para evitar que o objeto escape das mãos.

Nesse estudo, foram realizadas apenas três repetições da tarefa em cada textura, ou seja, não se pretendeu verificar a aprendizagem com relação a repetição da atividade solicitada, mas, sim, o desempenho motor dos membros superiores mediante o uso de diferentes texturas. Já o estudo de Eliasson e Gordon (2000) demonstrou a relevância do aprendizado e da repetição de experiências para as crianças com PC. Os autores relataram a importância das características físicas dos objetos, como o peso e a textura, para o fornecimento de informação somatossensorial. Seus resultados indicaram que a maioria das crianças com PC é capaz de ajustar a força de preensão ao peso do objeto e à textura, ao utilizarem mecanismos sensoriais. Todavia, destacaram que, sem uma prática extensa e repetida dessas experiências, a força produzida num padrão antecipatório fica prejudicada.

6.2 Discussão da análise da atividade eletromiográfica dos músculos deltóide fibras anteriores, tríceps braquial e bíceps braquial, durante os movimentos de ida e de retorno, com o recurso pedagógico apresentado em diferentes texturas

De acordo com a tarefa de preensão e encaixe solicitada aos participantes do estudo, cujos movimentos envolviam a ação de alcançar o transdutor, pegá-lo e encaixá-lo em uma caixa determinada, e, depois, pegá-lo novamente e retorná-lo à posição inicial, certas ações musculares foram requeridas. Essas ações eram determinadas principalmente pelos movimentos de extensão e flexão do cotovelo e pela flexão do ombro. Para tanto, os músculos responsáveis por essas ações foram: o músculo tríceps braquial, que determina a extensão do cotovelo; a flexão do cotovelo, com ação do músculo bíceps braquial; flexão do ombro, realizada pelas fibras anteriores do músculo deltóide (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; SOUSA, 1996).

Os músculos que realizam o movimento articular são chamados de agonistas e os músculos que produzem o movimento articular oposto são chamados antagonistas. De acordo com Hamill e Knutzen (1999), os antagonistas precisam relaxar-se para permitir que ocorra um movimento ou precisam contrair-se ao mesmo tempo que os agonistas para controlar ou reduzir a rapidez de um movimento articular. Desta forma, o movimento em torno da articulação é controlado por conjuntos opostos de músculos (ENOKA, 2000).

Além dos músculos agonistas e antagonistas, temos ainda aqueles músculos que atuam sobre o movimento para proporcionar harmonia e coordenação do segmento,

chamados de sinergistas (GHEZ; KRAKAUER, 2003), importantes para eliminar uma ação articular indesejada causada por outro músculo (HAMILL; KNUTZEN, 1999), pois se contraem para uma boa orientação do movimento a ser executado (BRANDÃO, 1984). Ainda para Brandão (1984), a produção do movimento e a maneira como é executado dependem da distribuição da tensão entre agonista e antagonista.

De acordo com Kapandji (2000), o músculo deltóide atua, principalmente, como sinergista nos movimentos realizados com os membros superiores. A porção anterior do músculo deltóide possui maior função de flexão e rotação medial do ombro (POLITTI, 2003), e, juntamente com a porção posterior, desempenham importante papel para o controle do membro durante o movimento. Na atividade solicitada aos participantes, o músculo deltóide agiu para permitir, principalmente, a flexão do ombro para o movimento de ida e, durante o movimento de retorno, principalmente para sustentar o membro superior contra a gravidade.

Brandão (1984) relatou que, durante o deslocamento de um segmento ou de todo o membro, tomam parte vários músculos entre os quais se deve distribuir a excitação motora. Esta excitação deve ser graduada, coordenada e distribuída de modo que o movimento seja adequado em sua força, orientação, amplitude e velocidade.

Embora os resultados da estatística analítica mostraram que não houve diferença estatística para a atividade eletromiográfica dos músculos deltóide fibras anteriores, tríceps braquial e bíceps braquial, durante a realização da tarefa, com a utilização do transdutor nas texturas usadas nesse estudo, os dados da estatística descritiva permitem salientar alguns aspectos.

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, a média dos resultados da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, mostrou-se elevada durante a realização do movimento, quando comparada às médias da atividade eletromiográfica dos músculos tríceps braquial e bíceps braquial. Comparando-se os movimentos de ida e retorno entre si, a média dos resultados para a atividade eletromiográfica das fibras anteriores do músculo deltóide, revelou que a intensidade da contração desse músculo foi maior no movimento de ida que no retorno, sendo que em ambos os movimentos, a maior intensidade foi encontrada para a textura áspera (T3) e a menor para a textura lisa (T1). Desta forma, comparando-se os movimentos de ida e retorno, o comportamento da atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, apresentou-se semelhante já que, para ambos os movimentos, a maior média encontrada foi para a textura áspera (T3) e a menor para a textura lisa (T1).

Durante a realização dos movimentos solicitados, cujas ações principais envolveram a flexão do ombro durante o movimento de ida, e manutenção da flexão e discreta abdução do ombro durante o movimento de retorno, as fibras anteriores do músculo deltóide cumpriram a função de agonistas durante o movimento de ida, e de sinergistas durante os movimentos de ida e de retorno. A intensa atividade eletromiográfica do músculo deltóide fibras anteriores, tanto para o movimento de ida quanto para o de retorno, pode ter sido determinada pelo fato de que a ação solicitada, além de envolver a requisição da principal ação muscular dessas fibras, ou seja, a flexão do ombro, exigiu concomitantemente a ação de manter o membro superior contra a gravidade e, ainda, intensidade tal para sustentar o peso do transdutor, durante a tarefa de encaixe. Nos movimentos executados contra a ação da gravidade ou de uma resistência qualquer, é necessário que a força de contração dos músculos agonistas seja superior à resistência oferecida ao movimento (BRANDÃO, 1984). Assim, pode-se ver que o comportamento do músculo deltóide fibras anteriores apresentou-se de forma semelhante ao que se espera fisiologicamente.

Durante a realização do movimento de ida para encaixar o transdutor, a principal ação requerida foi a de extensão do cotovelo, cuja principal ação muscular é exercida pelo músculo tríceps braquial (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; KAPANDJI, 2000).

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, a média dos resultados da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial foi semelhante para os dois movimentos, sendo que, para o movimento de retorno, ela apresentou-se discretamente inferior. Esse resultado mostrou-se como esperado, já que o movimento de ida requer uma atividade mais intensa do músculo tríceps braquial, agindo como agonista do movimento ao realizar a ação de extensão do cotovelo, e o movimento de retorno exige uma menor intensidade de contração muscular. Comparando o comportamento muscular do músculo tríceps braquial mediante a utilização das três texturas, tanto para o movimento de ida quanto para o movimento de retorno, a menor intensidade da atividade eletromiográfica para esse músculo foi encontrado para a textura intermediária (T2).

Quando as médias da atividade eletromiográfica dos músculos tríceps braquial e bíceps braquial foram comparadas, notou-se que o comportamento do músculo tríceps braquial não se mostrou como esperado, ou seja, durante a ida, ele deveria apresentar maior intensidade que o músculo bíceps braquial, o que não ocorreu. No movimento de ida, o músculo tríceps braquial deveria agir como agonista do movimento. Essa ocorrência pode ser explicada pelo fato de que, durante o movimento de ida, o músculo bíceps braquial, cuja ação

foi antagonista ao movimento do músculo tríceps braquial, ficou sujeito a um torque externo maior que o interno dentro do músculo, o que pode ter provocado um alongamento deste, ação esta a que chamamos de excêntrica (HAMILL; KNUTZEN, 1999), cuja fonte geradora geralmente é a gravidade ou a ação muscular de um antagonista. Ainda para esses autores, na ação excêntrica, os antagonistas são os músculos controladores da força muscular, pois ao estender o braço da posição fletida, a ação muscular precisa ser controlada excentricamente pelos flexores, ou pelo grupo muscular antagonista, de forma que essas ações excêntricas também são usadas para reduzir a velocidade do movimento, o que na atividade solicitada, serviu como um sistema de frenação para reduzir a velocidade, pois o transdutor seria submetido ao encaixe. Para Guyton e Hall (1997), um músculo quando estirado se contrai com mais força que um músculo encurtado. Outro fato que possa explicar a maior intensidade de contração do músculo bíceps braquial quando comparada à do tríceps braquial foi a presença de hipertonia da musculatura flexora do cotovelo dos participantes. Segundo Brandão (1984), nos casos de espasticidade, o alongamento e a distensão do antagonista que ocorrem durante os movimentos, produzem a sua contração.

O fato de o bíceps ter apresentado maior atividade mioelétrica do que o músculo tríceps braquial, durante o movimento de ida, pode ser visto de forma interessante com relação ao metabolismo energético, pois, segundo Hamill e Knutzen (1999), a ação excêntrica, que na atividade foi realizada pelo músculo bíceps braquial, é mais eficiente e pode produzir o mesmo resultado de força com menor consumo energético.

Sobre o comportamento muscular dos antagonistas, Brandão (1984), relatou que, em condições fisiológicas, a toda contração de um músculo corresponde o relaxamento reflexo de seu antagonista, mas, em certas condições, no entanto, a tensão dos antagonistas aumenta, em vez de diminuir, o que nesse estudo ocorreu com o músculo bíceps braquial durante o movimento de ida. Para o autor, o estado de tensão do antagonista sofre alterações profundas, durante as nossas atividades, a fim de controlar a velocidade, a força e a amplitude dos movimentos ou aumentar a precisão da ação.

No estudo de Audi (2006), fato semelhante ocorreu com relação ao comportamento da intensidade da atividade eletromiográfica dos músculos tríceps braquial e bíceps braquial durante o movimento de ida, em que a ação do músculo tríceps braquial deveria apresentar-se com maior intensidade que a do músculo bíceps braquial. Para o autor, o 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.

Durante a realização da tarefa solicitada aos participantes, os movimentos realizados requerem do músculo bíceps braquial, a ação de agonista para o movimento de retorno, de forma a realizar a ação de flexão do cotovelo (DANGELO; FATTINI, 1998) e de antagonista para o movimento de ida.

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, a média dos resultados da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial foi próxima para os dois movimentos, sendo que, para o movimento de retorno, ela apresentou-se maior. Esse resultado mostrou um comportamento esperado do músculo bíceps braquial, já que sua maior atividade foi encontrada durante o movimento de retorno, cuja ação requisitada é a principal, ou seja, de flexão do cotovelo. Comparando o comportamento muscular do músculo bíceps braquial mediante a utilização das três texturas, tanto para o movimento de ida quanto para o movimento de retorno, a maior intensidade da atividade eletromiográfica foi encontrada para a textura áspera (T3), seguida pela textura intermediária (T2) e, a menor intensidade, foi encontrada para a textura lisa (T1).

Durante o movimento de retorno, realizado pelos membros superiores, o movimento articular predominante é a flexão do cotovelo, cujo principal músculo a realizar essa ação biomecânica é o bíceps braquial (HALL, 2005). Assim, como mostrado pela média da atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial, os participantes apresentaram maior atividade no movimento de retorno, o que demonstrou utilização adequada da contração muscular, para executar o movimento (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995; KAPANDJI, 2000).

Respeitando-se a importância de um gasto energético adequado para uma boa manutenção do equilíbrio metabólico para o organismo, durante a tarefa realizada pelos participantes, a textura lisa (T1) foi a que requisitou menor intensidade de contração muscular e a textura áspera (T3) a maior. Desta forma, o uso da textura lisa apresentou-se mais eficaz com relação à atividade mioelétrica dos músculos envolvidos para a atividade. Contudo, é importante lembrar que isso ocorreu para a média dos seis participantes e, que, ao analisar qual textura a ser usada para o recurso pedagógico, devem ser consideradas as necessidades específicas do aluno, de forma a beneficiá-lo. Segundo Shepherd (1995), a aquisição de prática na execução de determinado objeto, se acompanha sempre de diminuição da atividade muscular desnecessária, evidenciando a importância da prática e da experiência para o ato motor ser o mais adequado quanto possível.

De acordo com os relatos de Manzini e Santos (2002), as adaptações com relação à textura do recurso pedagógico, são usadas para proporcionar o desenvolvimento da

percepção tátil-cinestésica, de forma a propiciar a vivência de várias sensações táteis, as quais podem servir de estímulo para as funções manuais presentes nas atividades do cotidiano escolar e nas atividades de vida diária. Desta forma, pequenas modificações no recurso pedagógico e, ainda, a prática e experiências repetidas, podem produzir maiores êxitos no desempenho motor desses alunos.

6.3 Discussão da análise do tempo despendido para a realização da tarefa, durante os movimentos de ida e de retorno, com o recurso pedagógico apresentado em diferentes texturas

Para a tarefa solicitada aos participantes, foram registrados os valores do tempo despendido para os movimento de ida e de retorno, com o transdutor nas três texturas.

De acordo com Rowe (2001), o tempo é um elemento vital do movimento, pois sem uma alteração no tempo, não há movimento. Desta forma, o registro do tempo constitui um importante elemento para a análise do movimento, embora, para o autor, os dados não indicam como ou por que o movimento ocorreu.

Nesse estudo, o tempo foi registrado para verificar a duração da tarefa solicitada, durante o movimento de ida e de retorno, com o transdutor apresentado nas texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3).

Ainda que os resultados da estatística analítica mostraram que não houve diferença estatística para o tempo despendido durante a realização da tarefa solicitada, com o transdutor apresentado nas três texturas usadas nesse estudo, os dados da estatística descritiva nos permitem observar alguns aspectos.

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, realizado pelos seis participantes, a média dos resultados para o tempo despendido, mostrou-se mais elevada durante o movimento de ida do que para o movimento de retorno, sendo que em ambos os movimentos, o maior valor encontrado foi para a textura áspera (T3) e o menor para a textura lisa (T1). Desta forma, comparando-se os movimento de ida e retorno, o valor para o tempo despendido apresentou-se semelhante para as texturas, já que, para ambos os movimentos, a maior média encontrada foi para a textura áspera (T3) e a menor para a textura lisa (T1).

Como exposto, a maior média do tempo despendido para a tarefa foi para o movimento de ida. Isso, talvez possa ser explicado, pelo fato de que, durante o movimento de ida, os participantes necessitavam realizar o movimento de preensão do transdutor e levá-lo até a caixa a sua frente e encaixá-lo, o que pode ter feito com que a ação de encaixar tenha

solicitado uma maior precisão para posicionar o transdutor dentro da caixa. Para Rowe (2001), a proporção do tempo destinado a cada fase pode variar de acordo com a tarefa.

De forma semelhante, Shumway-Cook e Woollacott (2003) afirmaram que o tempo de movimento depende das demandas da tarefa em relação à acuidade e à distância e que, as estratégias para a programação dos movimentos também variam, dependendo de o movimento exigir uma parada exata ou não, que requeira do indivíduo uma ação de frenagem. Assim, os resultados desse estudo para o tempo despendido analisado sob esse ponto de vista, estão de acordo com o que relatou Shumway-Cook e Woollacott (2003), para as quais os movimentos que exigem uma parada exata são mais lentos.

Nesse estudo, essa desaceleração pode ter sido representada pelo momento em que os participantes deveriam encaixar o objeto. Ainda para Rowe (2001), outra explicação para movimentos mais lentos é que a desaceleração permitiria mais tempo para usar a realimentação visual e cinestésica.

Para a solicitação da tarefa aos participantes, foram requisitadas três tentativas com cada textura. Em relação à repetição de atos motores, Machado (1993) relatou que, ao se executar uma mesma atividade motora várias vezes, ela passa a ser feita de maneira cada vez mais rápida e com menos erros. Isso porque, segundo o autor, o sistema nervoso aprende a executar as tarefas motoras repetitivas, o que provavelmente envolve modificações mais ou menos estáveis em circuitos nervosos. Assim, se para esse estudo fossem requeridas mais repetições da tarefa solicitada, talvez os resultados para o tempo despendido durante a atividade se apresentassem com valores mais baixos do que os obtidos com a execução de apenas três tentativas.

No estudo de Hung, Charles e Gordon (2004), os autores relataram que, a criança com paralisia cerebral hemiplégica, ao não utilizar estratégias compensatórias para a execução do movimento, apresenta um tempo maior para execução da tarefa que as crianças com desenvolvimento normal. Isso porque, para as crianças com PC, frente às dificuldades motoras por elas apresentadas, as atividades manuais são complexas e apresentam componentes assimétricos para executa-las. Dados semelhantes também foram encontrados no estudo de Eliasson e Gordon (2000), em que os resultados indicaram que as crianças com paralisia cerebral hemiplégica foram mais lentas ao executar uma tarefa manual que as crianças com desenvolvimento normal.

Também no estudo de Chang et al. (2005), os resultados apontaram que as crianças com paralisia cerebral do tipo espástica, sob a condição de alta precisão do alcance, apresentaram um tempo de movimento prolongado, comparado com as crianças normais. Para

os autores, a unidade de tempo foi uma importante variável cinemática para quantificar a interferência da espasticidade sobre o alcance.

Nesse estudo, também pode ser considerado que, em virtude da espasticidade dos participantes, durante o movimento de ida, a espasticidade dos flexores de cotovelo, podem ter apresentado uma resistência a ser vencida para a execução do movimento de alcance, preensão e encaixe do transdutor, por isso uma execução mais lenta para esse movimento de ida.

6.4 Discussão da análise do índice de retidão, durante os movimentos de ida e de retorno, com o recurso pedagógico apresentado em diferentes texturas

Durante a distância percorrida pela mão ao alcançar, pegar e encaixar o transdutor, e, depois, preensão do transdutor e retorno deste à posição inicial, foi percorrido um trajeto. Esse trajeto pode ter sido realizado o mais próximo de uma linha reta ou não. No caso de maior proximidade com uma linha reta, melhor desempenho da execução do movimento e, ao contrário, pior desempenho. Isso porque, o índice de retidão, determinado pela diferença entre o valor da distância percorrida pela mão e o deslocamento real do percurso, fornece a trajetória do movimento, de forma a ilustrar o controle do mesmo (CARVALHO, 2004).

Assim, para esse estudo, o índice de retidão foi usado para verificar a trajetória do percurso realizado pelos seis participantes durante os movimentos de ida e retorno, com o transdutor apresentado nas texturas lisa (T1), intermediária (T2) e áspera (T3).

Apesar dos resultados da estatística analítica terem mostrado que não houve diferença estatística para o índice de retidão, com o transdutor apresentado nas três texturas usadas nesse estudo, os dados da estatística descritiva nos permite observar alguns aspectos.

Em relação aos movimentos de ida e de retorno, a média dos resultados para o índice de retidão, revelou que os maiores valores foram encontrados durante o movimento de ida, e os menores durante o movimento de retorno, sendo que em ambos os movimentos, os menores valores encontrados com relação às texturas, foram para a textura lisa (T1). Desta forma, durante a execução da tarefa, o melhor desempenho dos movimentos de ida e retorno, quanto à trajetória, foi realizado com a textura lisa (T1). Já os valores do índice de retidão para as texturas intermediária (T2) e áspera (T3), não apresentaram comportamento semelhante. Para o movimento de ida, o menor índice foi encontrado para a textura

intermediária (T2), mostrando melhor desempenho pelos participantes, e, para o movimento de retorno, esse índice foi menor para a textura áspera (T3).

Se a textura pode influenciar na força de preensão palmar, na atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos e no tempo despendido para a realização da tarefa, também pode ser possível que influencie na trajetória do movimento e, conseqüentemente, no desempenho deste, já que o movimento está sujeito ao conjunto de todas essas variáveis e o seu resultado dependente da harmonia destes fatores. Para Brandão (1984), o início, a duração e a intensidade das contrações dos diferentes grupos musculares devem ser sinérgicos, associados e coordenados de tal modo que o deslocamento da mão no espaço seja uma linha contínua e harmoniosa e não se faça segundo um trajeto quebrado, o que aconteceria se estes movimentos fossem isolados e sucessivos, cada um a seu tempo. Ainda para o autor, informações como peso, consistência, aspereza e temperatura são de grande importância para a escolha do padrão de preensão a ser usado e da atividade e orientação que a mão deverá tomar ao tocar o objeto, pois, a cooperação da sensibilidade proprioceptiva, do tato e da visão contribui para que a aproximação possa se executar de modo eficiente.

Steenbergen e van der Kamp (2004), em seu estudo com adultos com pc hemiparética, concluíram que os movimentos de preensão do lado comprometido foram mais desajeitados, demonstrados pela lenta execução do movimento. Os autores verificaram, ainda, que os participantes encontraram dificuldades com o planejamento do movimento, mas, que, eles poderiam utilizar uma estratégia de controle passo-a-passo durante a execução do movimento.

De acordo com Shumway-Cook e Woollacott (2003), normalmente, os ângulos das articulações do cotovelo e do ombro mudam de uma forma muito suave e em ritmo sincronizado, buscando produzir um movimento suave de alcance, com uma trajetória consideravelmente reta da mão. Para as autoras, nos pacientes com comprometimentos neurais, os movimentos de alcance são caracterizados pela descoordenação multiarticular, que leva a trajetórias anormais do movimento. Isso pôde ser mostrado nesse estudo, já que o índice de retidão para os seis participantes se apresentou com um valor alto, denunciando um desempenho deficitário com relação à trajetória do movimento.

Cruz (2003) comentou sobre a importância da prática extensa para melhorar o desempenho do ato motor. Para ele, o processo de aprendizagem motora pela repetição freqüente de movimentos baseados num padrão causa uma diminuição da necessidade de alças maiores de feedback e um aumento da velocidade de correção de eventuais desvios do movimento, de maneira que os valores das variáveis biomecânicas das repetições do

movimento se aproximam cada vez mais do padrão. Talvez, com uma maior repetição da tarefa solicitada aos participantes desse estudo, os resultados para o índice de retidão ficariam ainda mais próximos de um bom desempenho.

Em relação à importância de fatores intrínsecos e extrínsecos para contribuição ao movimento, Sugden (2000) afirmou que estes têm efeito sobre o alcance e preensão de crianças com paralisia cerebral hemiplégica, os quais proporcionam informações para que a criança realize adequações em seus movimentos. Para Kudoh et al. (1997) e Watson e Jakobson (1997), o componente de transporte utiliza a informação visual a respeito das propriedades extrínsecas de um objeto, como o local e a orientação do mesmo, as quais trazem informações para permitir que a mão alcance o objeto. Segundo Bradshaw et al. (2004), as informações visuais são muito importantes por duas razões: para especificar as propriedades do objeto e, dessa forma, contribuir para o pré-planejamento do transporte e componentes da preensão, e, para monitorar o desempenho do alcance e ajustes necessários para um resultado satisfatório. Já os autores Choi e Mark (2004) afirmaram que o alcance e a preensão não são apenas influenciados pela distância que o objeto a ser alcançado e apreendido se localiza no espaço ou, ainda, pelo tamanho e peso do objeto, mas, também pela força que será necessária para o desempenho de tal execução.

Desta forma, o uso de texturas no recurso pedagógico pode permitir experiências de sensações, as quais poderá ser mais favorável ou não na determinação de um bom desempenho do movimento executado. Nesse estudo, a textura lisa (T1) foi a que possibilitou um movimento executado com maior precisão e, conseqüentemente, melhor desempenho durante a trajetória do movimento realizado pela mão, embora, ainda assim, esses participantes obtiveram valores maiores que 1, valor esse que caracteriza como desempenho ideal.

7 CONCLUSÃO

O estudo comparativo do comportamento motor de membros superiores em indivíduos com paralisia cerebral espástica, dos tipos diplegia e quadriplegia, durante uma atividade de encaixe do recurso pedagógico, apresentado em três diferentes texturas, mostrou, por meio do registro de força de preensão palmar, dos registros eletromiográficos e cinemáticos, que os movimentos realizados com a variação das texturas apresentaram algumas conclusões.

A magnitude da força de preensão palmar foi menor quando utilizada a textura áspera (T3), ocorrendo menor requisição de força de preensão palmar dos participantes do estudo.

A intensidade da atividade mioelétrica dos músculos deltóide fibras anteriores e músculo bíceps braquial foi menor quando utilizada a textura lisa (T1), mostrando uma menor requisição da ativação destas fibras musculares para a realização da tarefa.

A intensidade de atividade mioelétrica do músculo tríceps braquial foi menor quando utilizada a textura intermediária (T2), mostrando uma menor requisição da ativação das fibras musculares para a realização da tarefa.

O tempo despendido para a realização da tarefa foi menor com o recurso apresentado na textura lisa (T1).

O índice de retidão foi menor para a textura lisa (T1), demonstrando um melhor desempenho dos participantes com relação à trajetória do movimento executado durante a realização da tarefa solicitada.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo mostrou que a textura de um recurso pedagógico pode influenciar de forma diferente as variáveis estudadas. Por conseguinte, diante dos resultados desse estudo e de outros publicados a respeito da importância das características físicas dos objetos, novos estudos são necessários a fim de complementar e, principalmente, conjugar essas informações, a saber:

1. Se mudar o peso do objeto, como serão as respostas diante das diferentes texturas?
2. Se a disposição dos objetos for diferente, solicitando movimentos que não sejam requisitados a frente do participante, como serão as respostas?
3. Separando os tipos de paralisia cerebral de acordo com sua distribuição topográfica e nível de comprometimento motor segundo o instrumento GMFMCS, como seriam as respostas para esse tipo de análise?
4. Mudando-se o tipo de atividade, como ficaria o comportamento motor, durante a utilização de diferentes texturas?
5. Quais seriam os resultados de uma análise qualitativa, questionando ao participante qual textura lhe é mais agradável ao realizar as atividades com os membros superiores e qual a mais desagradável ou que lhe oferece maior dificuldade?

Diante da busca por artigos científicos, realizada nas principais bases de dados disponíveis que abordassem o tema, foi possível verificar que a maioria dos estudos apresentou resultados com o experimento realizado em laboratórios, mas sem que a atividade solicitada aos participantes possuísse uma finalidade pedagógica. Dessa forma, acreditamos que esse estudo, à medida que traz resultados científicos por meio de dados quantitativos, pode contribuir para o conhecimento dos profissionais que trabalham com essas crianças, sobretudo no ambiente escolar, onde o professor poderá utilizar pequenas modificações nos recursos pedagógicos, de forma a beneficiar seus alunos e alcançar um aprendizado mais eficaz.

Assim, este estudo tornou-se relevante, na medida em que os resultados sobre a utilização de diferentes texturas do recurso pedagógico mostraram que a modificação do objeto pode influenciar no desempenho funcional de membros superiores de alunos com paralisia cerebral. Por conseguinte, a adaptação dos recursos para essas pessoas, quando atendem suas necessidades específicas, podem contribuir com o aprendizado delas e, desta

forma, oportunizar uma participação mais efetiva na realização das mais diversas atividades pedagógicas, as quais enriquecem seus conhecimentos e contribuem para sua formação.

Esse estudo levantou pontos importantes que incidem sobre a determinação de pequenas modificações que possam ser realizadas no recurso pedagógico, mostrando que, a escolha do material mais adequado para adaptá-lo, deve realmente ser buscada de forma individual, observando e respeitando as características de cada indivíduo, e, acima de tudo, atendendo ao princípio da demanda da atividade solicitada. Ou seja, para cada tipo de ação motora requerida, quais aspectos seriam considerados como primordiais para atender à solicitação motora, como força, precisão, velocidade para um tempo de execução menor da atividade proposta, manutenção de gasto energético em uma atividade que requeira maior controle muscular, entre outros.

Desta forma, é interessante observar que, os profissionais que trabalham com essas crianças podem realizar uma análise dos benefícios a serem atingidos com cada criança, de forma a utilizar a textura que for apropriada e que possa contribuir para a execução de suas atividades, atendendo as suas necessidades específicas.

Por fim, esse trabalho também poderá contribuir, por meio de dados científicos, com a área da Educação, destacando-se aqui a Educação Especial, para que os professores tenham subsídios científicos ao realizarem adaptações nos recursos pedagógicos para seus alunos. Além desses profissionais, o estudo também poderá ser relevante para as áreas de Pedagogia, Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Fonoaudiologia e demais profissionais que trabalhem com pessoas com seqüelas de paralisia cerebral, durante a escolha de materiais quanto à textura, a fim de contribuir para um bom desempenho de atividades motoras realizadas com os membros superiores.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, R. C. T. *Significado de recursos adaptados utilizados na educação de deficientes físicos*. 1998. 90 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília.
- ARAÚJO, R. C. T.; MANZINI, E. J. Recursos na escolarização do aluno com deficiência física. In: MANZINI, E. J. (Org.). *Linguagem, cognição e ensino do aluno com deficiência*. Marília: Unesp – Marília - Publicações, 2001. p. 1-11.
- ARAÚJO, R. C. T.; OMOTE, S. Atribuição de gravidade à deficiência física em função da extensão do acometimento e do contexto escolar. *Revista Brasileira de Educação Especial*, Marília, v. 11, n. 2, p. 241-254, mai./ago., 2005.
- ARMITAGE, P; BERRY, G. *Estadística para la investigación biomédica*. 3 ed. Madrid: Harcourt e Brace, 1997.
- AUBERT, E. K. Equipamentos adaptativos para crianças com incapacidade física. In: TECKLIN, J. S. *Fisioterapia Pediátrica*. 3 ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. p. 32-45.
- AUDI, M. *Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior em encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora*. 2006. 112 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília.
- 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. p. 26-32.
- BLAIR, V. A. Função da mão. In: DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. *Movimento funcional humano: mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001. p. 159-179.
- BOBATH, K. *Uma base neurofisiológica para o tratamento da paralisia cerebral*. 2 ed. São Paulo: Manole, 1990.
- BRACCIALLI, L. M. P. *Influência da utilização do mobiliário adaptado na postura sentada de indivíduos com paralisia cerebral espástica*. 2000. 118 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- BRADSHAW, M. F.; WATT, S. J.; ELLIOTT, K. M.; RIDDELL, P. M. The effects of a pre-movement delay on the kinematics of prehension in middle childhood. *Human Movement Science*, v. 23, p. 771-784, 2004.
- BRANDÃO, J. S. *Desenvolvimento psicomotor da mão*. Rio de Janeiro: Enelivros, 1984.
- BRASIL. Ministério da Educação. Secretaria de Educação Especial. *Diretrizes nacionais para a educação especial na educação básica*. Brasília: MEC/SEESP, 2001.
- BUNCHAFT, G.; KELLNER, S. R. O. *Estatística sem mistérios*. 2 ed. Petrópolis, RJ: Vozes, 1997. v.1.

BURSTEDT, M. K. O.; FLANAGAN, J. R.; JOHANSSON, R. S. Control of grasp stability in humans under different frictional conditions during multidigit manipulation. *Journal of Neurophysiology*, v. 82, p. 2393–2405, 1999.

CAMARGO, S. *Manual de ajuda para pais de crianças com paralisia cerebral*. São Paulo: Pensamento, 1999.

CARVALHO, R. P. *A influência da postura corporal no movimento de alcance manual em lactentes de 4 meses de vida*. 2004. 117 f. Dissertação (Mestrado) – Centro de ciências biológicas e da saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

CHAGAS, P. S. C.; MANCINI, M. C. Testes padronizados utilizados na avaliação da criança portadora de paralisia cerebral. In: LIMA, C. L. A.; FONSECA, L. F. *Paralisia Cerebral: Neurologia, Ortopedia e Reabilitação*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 318-338.

CHANG, J-J.; WU, T-I.; WU, W-L.; SU, F-C. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, v. 20, p. 381-388, 2005.

CHOI, H. J.; MARK, L. S. Scaling affordances for human reach actions. *Human Movement Science*, v. 23, p. 785-806, 2004.

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

CRUZ, D. M. C; EMMEL, L. M. G. Pesquisas sobre preensão em crianças normais e crianças com paralisia cerebral. *Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral*, v. 1, n. 3, p. 4-11, 2005.

CRUZ, C. F. *Sistema de biofeedback para otimização de movimento de membros superiores de corredores com paralisia cerebral*. 2003. 86 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

DANGELO, J. G; FATTINI, C. A. *Anatomia básica dos sistemas orgânicos: com a descrição dos ossos, juntas, músculos, vasos e nervos*. São Paulo: Atheneu, 1998.

DORIA FILHO, U. *Introdução à bioestatística: para simples mortais*. 2 ed. São Paulo: Negócio Editora, 1999.

DUFF, S. V.; GORDON, A. M. Learning of grasp control in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 45, p. 746-757, 2003.

DUMONT, C. E.; POPOVIC, M. R.; KELLER, T.; SHEIKH, R. Dynamic force-sharing in multi-digit task. *Clinical Biomechanics*, v. 21, p. 138–146, 2006.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. *Movimento funcional humano: mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001.

ELIASSON, A.; GORDON, A. M. Impaired force coordination during object release in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 42, p. 228-234, 2000.

ENOKA, R. M. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000.

ERHARDT, R. P.; MERRILL, S. C. Disfunção neurológica em crianças. In: NEISTADT, M. E.; CREPEAU, E. B. *Willard & Spackman: terapia ocupacional*. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p. 542-565.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 3, n. 1, p. 15-20, 1998.

ESTEVES, A. C.; REIS, D. C.; CALDEIRA, R. M.; LEITE, R. M.; MORO, A. R. P.; BORGES JR, N. G. Força de preensão, lateralidade, sexo e características antropométricas da mão de crianças em idade escolar. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 7, n. 2, p. 69-75, 2005.

FIGUEIREDO, C. A. V. *Concepção de recursos pedagógicos apresentada por alunos de Pedagogia e relação com sua formação profissional*. 2002. 53 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília.

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

FONSECA, V. *Manual de observação psicomotora: significação psiconeurológica dos fatores psicomotores*. Porto Alegre, RS: Artes Médicas, 1995.

FORSSBERG, H. Neural control of human motor development. *Current opinion in Neurobiology*, v. 9, p. 676-682, 1999.

GAUZZI, L. D. V.; FONSECA, L. F. Classificação da Paralisia Cerebral. In: LIMA, C. L. A.; FONSECA, L. F. *Paralisia Cerebral: Neurologia, Ortopedia e Reabilitação*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 32-45.

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. p. 75-86.

GIANNI, M. A. Paralisia Cerebral. In: TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L. S. B.; OLIVEIRA, M. C. *Terapia Ocupacional na Reabilitação Física*. São Paulo: Roca, 2003. p. 89-100.

GORDON, A. M; DUFF, S. V. Fingertip forces during object manipulation in children with hemiplegic cerebral palsy. I: Anticipatory scaling. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 41, p. 166-175, 1999a.

GORDON, A. M; CHARLES, J.; DUFF, S. V. Fingertip forces during object manipulation in children with hemiplegic cerebral palsy. II: Bilateral coordination. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 41, p. 176-185, 1999.

GORDON, A. M.; DUFF, S. V. Relation between clinical measures and fine manipulative control in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 41, p. 586-591, 1999b.

GRANDJEAN, E. *Manual de ergonomia: adaptando o trabalho ao homem*. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.

GUTMANN, A. Z. *Fisioterapia atual*. 2 ed. S. ed, 1980.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

HALL, S. J. *Biomecânica básica*. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole, 1999.

HARE, N.; DURHAM, S; GREEN, E. Paralisias Cerebrais e distúrbios de aprendizado motor. In: STOKES, M. *Neurologia para Fisioterapeutas*. São Paulo: Premier, 2000. p. 256-267.

HOWLE, J. M. W. Cerebral Palsy. In: CAMPBELL, S. K. *Decision making in pediatric neurologic physical therapy*. Philadelphia, Pennsylvania: Churchill Livingstone, 1999. p. 12-26.

HUNG, Y.; CHARLES, J.; GORDON, A. M. Bimanual coordination during a goal-directed task in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 46, p. 746-753, 2004.

IIDA, I. *Ergonomia: projeto e produção*. 2 ed (Rev.; Amp.). São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

JARIC, S.; RUSSELL, E. M.; COLLINS, J. J.; MARWAHA, R. Coordination of hand grip and load forces in uni- and bidirectional static force production tasks. *Neuroscience Letters*, v. 381, p. 51-56, 2005a.

JARIC, S.; KNIGHT, C. A.; COLLINS, J. J.; MARWAHA, R. Evaluation of a method for bimanual testing coordination of hand grip and load forces under isometric conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, p. 556-563, 2005b.

JOHANSSON, R. S.; BACKLIN, J. L.; BURSTEDT, M. K.O. Control of grasp stability during pronation and supination movements. *Experimental Brain Research*, v. 128, p. 20-30, 1999.

KAPANDJI, A. I. *Fisiologia Articular*. 5 ed. São Paulo: Panamericana, 2000. v.1.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. *Músculos: provas e funções*. 4 ed. São Paulo: Manole, 1995.

- KETELAAR, M.; VERMEER, A.; T HART, H.; VAN PETEGEM-VAN BEEK, E.; HELDERS, P. J. M. Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, v. 81, n.9, 2001.
- KUDOH, N.; HATTORI, M.; NUMATA, M.; MARUYAMA, K. An analysis of spatiotemporal variability during prehension movements: effects of object size and distance. *Experimental Brain Research*, v. 117, p. 457-464, 1997.
- LEITE, J. M. R. S.; PRADO, G. F. *Paralisia Cerebral: aspectos fisioterapêuticos e clínicos*. Neurociências, v. 12, n. 1, p. 12-16, 2004.
- LIPPERT, L. Y. *Cinesiologia clínica para fisioterapeutas*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- LORENZINI, M. V. *Brincando a brincadeira com a criança deficiente: novos rumos terapêuticos*. São Paulo: Manole, 2002.
- MACHADO, A. *Neuroanatomia funcional*. 2.ed. São Paulo: Atheneu, 1993.
- MANCINI, M. A.; FIÚZA, P. M.; REBELO, J. M.; MAGALHÃES, L. C.; COELHO, Z. A. C.; PAIXÃO, M. L.; GONTIJO, A. P. B.; FONSECA, S. T. Comparação do desempenho de atividades funcionais em crianças com desenvolvimento normal e crianças com paralisia cerebral. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, v. 60, n. 2B, p. 446-452, 2002.
- MANZINI, E. J. Recursos pedagógicos para o ensino de alunos com paralisia cerebral. *Mensagem da APAE*, v. 36, n. 84, p. 17-21, 1999.
- MANZINI, E. J.; SANTOS, M. C. F. *Portal de ajudas técnicas para educação: equipamento e material pedagógico para educação, capacitação e recreação da pessoa com deficiência física: recursos pedagógicos adaptados*. Brasília: MEC: SEESP, 2002, fascículo 1, 56p.: il.
- NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. *Eletroterapia Clínica*. 3 ed. Barueri, SP: Manole, 2003.
- NOWAK, D. A. Different modes of grip force control: voluntary and externally guided arm movements with a hand-held load. *Clinical Neurophysiology*, v. 115, p. 839-848, 2004.
- NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Grip force behavior during object manipulation in neurological disorders: toward an objective evaluation of manual performance deficits. *Movement Disorders*, v. 20, n. 1, p. 11-25, 2005.
- PADULA, R. S. *Análise cinesiológica e biomecânica de atividades de manuseio de carga*. 2006. 107 f. Tese (Doutorado) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.
- PAIVA, P. C.; BRACCIALLI, L. M. P. Observação da tarefa de alcance e apreensão de um cubo por um aluno com paralisia cerebral. In: VIII JORNADA DE EDUCAÇÃO ESPECIAL, 2005, Marília. Inclusão e acessibilidade. *Anais da VIII Jornada de Educação Especial*, Marília: ABPEE, 2006. 1CD.

PALISANO, R.; ROSENBAUM, P.; WALTER, S.; RUSSEL, D.; GALUPPI, B. Gross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 39, p. 214-223, 1997.

PELOSI, M. B. Por uma escola que ensine e não apenas acolha recursos e estratégias para inclusão escolar. In: MANZINI, E. J. (Org.). *Inclusão e acessibilidade*. Marília: ABPEE, 2006. p.121-132.

POLITTI, F. *Eletromiografia das porções anterior, média e posterior do músculo deltóide em indivíduos normais e portadores da Síndrome do impacto*. 2003. 86 F. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

REGANHAN, W. G. *Recursos e estratégias para o ensino de alunos com deficiências: percepção de professores*. 2006. 216 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília.

REILY, L. Reflexões sobre a imagem: recurso na comunicação suplementar e alternativa no contexto da inclusão. In: MANZINI, E. J. (Org.). *Inclusão e acessibilidade*. Marília: ABPEE, 2006. p. 111-120.

ROWE, P. J. Parâmetros de mensuração. In: DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. *Movimento funcional humano: mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001. p. 13-33.

RUSSEL, D. J.; ROSENBAUM, P.; GOWLAND, C. *Gross motor function measure (GMFM66 & GMFM88) user's manual*. London: Mackeith Press, 2002.

SANTOS, L. S. B. Adaptações em Paralisia Cerebral. In: SOUZA, A. M. C; FERRARETTO, I. (Org.). *Paralisia Cerebral: aspectos práticos*. 2 ed. São Paulo: Memnon, 1998. p. 85-99.

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

SHEPHERD, R. B. *Fisioterapia em pediatria*. 3 ed. São Paulo: Santos, 1995.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, M. H.. *Controle Motor*. São Paulo: Manole, 2003.

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

SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; RAMECKERS, E. A. A.; DUYSSENS, J. Muscle force generation and force control of finger movements in children with spastic hemiplegia during isometric tasks. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 47, p. 337-342, 2005.

SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; WESTENBERG, Y.; DUYSSENS, J. Development of isometric force and force control in children. *Cognitive Brain Research*, v. 17, p. 68-74, 2003.

SODERBERG, G. L.; COOK, T. M. Electromyography in Biomechanics. *Physical Therapy*, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.

SOUSA, G. C. *Estudo eletromiográfico da ação simultânea de músculos flexores e extensores de antebraço semipronado, em diferentes cargas e ângulos*. 1996. 126 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba.

SOUZA, A. M. C. Definição de paralisia cerebral. Resenha de: International Workshop on Definition and Classification of Cerebral Palsy. Bethesda, Mariland. In: *Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral*, v.1, n. 3, p. 50-52, 2004.

STEENBERGEN, B.; VAN DER KAMP, J. Control of prehension in hemiparetic cerebral palsy: similarities and differences between the ipsi- and contra-lesional sides of the body. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 46, p. 325-332, 2004.

SUGDEN, D. Dynamic coupling: intrinsic and extrinsic influences on reaching and grasping in children with hemiplegic cerebral palsy. *Revista Paulista de Educação Física*. São Paulo, v. 3, p. 24-28, 2000.

SULKES, S. B.; DOSA, N. P. Pediatria do Desenvolvimento e Comportamento. In: BEHRMAN, R. E.; KLIEGMAN, R. M. *Nelson: Princípios em Pediatria*. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 1-54.

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*. São Paulo: Roca, 2003. p. 129-173.

TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L. S. B.; OLIVEIRA, M. C. *Terapia ocupacional na reabilitação física*. São Paulo: Roca, 2003.

THELEN, E.; SPENCER, J. P. Postural control during reaching in young infants: a dynamic systems approach. *Neuroscience and Behavioral review*, v. 22, p. 507-514, 1998.

TURKER, K. S. Electromyography: some methodological problems and issues. *Physical Therapy*, v. 73, n. 10, p. 698-713, 1993.

VAL FILHO, J. A. C. Encefalopatia Crônica: Paralisia Cerebral. Parte B: Tratamento Neurocirúrgico. In: FONSECA, L. F.; PIANETTI, G.; XAVIER, C. C. *Compêndio de Neurologia Infantil*. Rio de Janeiro: Medsi, 2002. p. 839-845.

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*. São Paulo: Roca, 2003. p. 503-534.

ZOPPA, A. C. L. Terapia Ocupacional em paralisia cerebral espástica. In: SOUZA, A. M. C.; FERRARETTO, I. (Org.). *Paralisia Cerebral: aspectos práticos*. 2 ed. São Paulo: Memnon, 1998. p. 231-242.

WATSON, M. K.; JAKOBSON, L. S. Time to contact and the control of manual prehension. *Experimental Brain Research*, v. 117, p. 273-280, 1997.

GLOSSÁRIO

Acrômio – apófise terminal da espinha de cada escápula.

Adução/aduzido – movimento em direção à linha média ou plano sagital; movimento de retorno da abdução.

Agonista - músculo responsável pela produção de um movimento específico pela ação muscular concêntrica.

Análise qualitativa – descrição ou avaliação não numérica de movimento baseada na observação direta.

Análise quantitativa - descrição ou avaliação numérica de movimento, baseada em dados coletados durante o desempenho do movimento.

Antagonista – músculo responsável pela oposição à ação muscular concêntrica do agonista.

Ataxia – dificuldade de equilíbrio e de coordenação dos movimentos voluntários.

Barestésica – relacionado ao peso ou pressão.

Bíceps braquial – músculo que flexiona o braço e antebraço e supina o antebraço.

Cabeça umeral – superfície articular do úmero, articulação do ombro.

Cinemática – área de estudo que examina os componentes espaciais e temporais de movimento (posição, velocidade, aceleração).

Contração isométrica – ação muscular em que a tensão se desenvolve, mas não ocorre mudança visível ou externa na posição articular; não é produzido trabalho externo.

Conversão gráfica – transformação em representação gráfica.

Deltóide – músculo que produz abdução do braço, rotação interna, flexão e extensão horizontal.

Dismetria – realização de movimentos de forma inadequada e pouco econômica.

Epicôndilo lateral do úmero – proeminência óssea palpável, localizada na extremidade distal do úmero (osso do braço).

Escápula - um osso chato e triangular sobre a parte superior e posterior do tórax.

Espasticidade – disfunção motora caracterizada por um aumento, dependente da velocidade, nos reflexos de alongamento tônico (tônus muscular), com imprecisão exagerada do tendão e resultante da hiperexcitabilidade do reflexo de alongamento (é um componente da síndrome do motoneurônio superior).

Esquema sensório-motor – uma representação abstrata armazenada na memória após representações múltiplas de uma classe de objetos.

Estereognosia – capacidade de reconhecer ou identificar, por meio do tato, a natureza, forma e propriedades físicas dos corpos.

Excêntrica – ação muscular em que a tensão é desenvolvida no músculo e o músculo se alonga; é realizado trabalho negativo.

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

Músculo deltóide – músculo constituído de três partes: fibras anteriores, fibras médias e fibras posteriores. Quando essas três porções agem em conjunto, produzem a abdução do braço. Entretanto, a porção anterior produz a flexão do braço, a porção média, a abdução e a porção posterior, extensão do braço.

Olécrano – proeminência óssea palpável, localizada na extremidade proximal da ulna (osso do antebraço).

Processo estilóide da ulna – proeminência óssea palpável, localizada na extremidade distal da ulna (osso do antebraço).

Processo estilóide do rádio – proeminência óssea palpável, localizada na extremidade distal do rádio (osso do antebraço).

Pronação – rotação para dentro de um segmento do corpo (antebraço).

Sinergia – acoplamento funcional de grupos de músculos de forma que eles são obrigados a agir juntos, como uma unidade.

Tecnologia assistiva – arsenal de recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e, conseqüentemente, promover vida independente e inclusão. Sinônimos: ajudas técnicas; tecnologia de apoio; tecnologia adaptativa; adaptações.

Tríceps braquial – músculo que estende o antebraço e o braço.

Velocidade escalar – distância que um objeto percorreu dividida pelo tempo que levou para percorre-la, ou seja, velocidade medida de um ponto a outro.

APÊNDICE

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estamos realizando uma pesquisa de mestrado na Faculdade de Filosofia e Ciências - UNESP, Campus de Marília, intitulada “Influência da textura do recurso pedagógico na função de membros superiores de alunos com paralisia cerebral”, e gostaríamos que participasse da mesma. O objetivo desta pesquisa visa verificar e analisar se a textura do objeto influencia na apreensão e manipulação do recurso pedagógico por alunos com paralisia cerebral. Participar desta pesquisa é uma opção e no caso de não aceitar participar ou desistir em qualquer fase da pesquisa fica assegurado que não haverá perda de qualquer benefício no atendimento realizado nesta universidade.

Caso aceite participar desta pesquisa gostaríamos que soubesse que:

- A) A coleta dos dados consiste em pedir ao participante que alcance, pegue e encaixe um objeto em uma caixa posicionada a sua frente sobre uma mesa, por três vezes consecutivas e em três texturas diferentes. Para tanto o paciente estará posicionado sentado de frente a mesa sobre a qual estará disposto o objeto. Após a coleta dos dados, será realizada uma análise estatística dos mesmos, e, após a conclusão, estes resultados poderão ser divulgados para fins científicos, como por exemplo, em revistas e congressos. Insistimos que a identificação do sujeito será completamente preservada.

Eu, _____ portador(a) do RG _____, responsável pelo(a) participante _____, autorizo a participação do(a) mesmo(a) na pesquisa “Análise da influência da textura do recurso pedagógico na função de membros superiores de alunos com paralisia cerebral”, a ser realizada no CEES – Centro de estudos da Educação e da Saúde, da Unesp de Marília. Declaro ter recebido as devidas explicações sobre a referida pesquisa e concordo que minha desistência poderá ocorrer em qualquer momento sem que ocorra quaisquer prejuízos físico, mental ou no acompanhamento deste serviço. Declaro ainda estar ciente de que a participação é voluntária e que fui devidamente esclarecido(a) quanto aos objetivos e procedimentos desta pesquisa.

Certos de poder contar com sua autorização, colocamo-nos à disposição para esclarecimentos, através do telefone (14) 3432-1898, falar com Paula do Carmo Paiva ou Lígia Maria Presumido Bracciali.

Autorizo,

Data: ____/____/____

(Nome do(a) responsável)

(Nome do(a) participante)

(Paula do Carmo Paiva, aluna da Pós-Graduação em Educação da Faculdade de Filosofia e Ciências da UNESP, Campus de Marília)

ANEXO

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa