

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

ANDRÉIA NAOMI SANKAKO

**TECNOLOGIA ASSISTIVA DAS SALAS DE RECURSOS
MULTIFUNCIONAIS: AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS PARA
ADEQUAÇÃO POSTURAL**

**Marília
2013**

ANDRÉIA NAOMI SANKAKO

**TECNOLOGIA ASSISTIVA DAS SALAS DE RECURSOS
MULTIFUNCIONAIS: AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS PARA
ADEQUAÇÃO POSTURAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação da Faculdade de Filosofia e Ciências, da Universidade Estadual Paulista – UNESP – Campus de Marília, para a obtenção do título de Doutor em Educação.

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

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Lígia Maria Presumido Bracciali.

**Marília
2013**

Sankako, Andréia Naomi
S227t Tecnologia assistiva das salas de recursos multifuncionais:
avaliação de dispositivos para adequação postural / Andréia
Naomi Sankako. – Marília, 2013.
93 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Educação) – Faculdade de Filosofia
e Ciências, Universidade Estadual Paulista, 2012.

Bibliografia: f. 79-89

Orientador: Ligia Maria Presumido Braccialli.

1. Educação especial. 2. Paralisia cerebral. 3. Postura
humana. 4. Ensino - Meios auxiliares. I. Autor. II. Título.

CDD 371.9

ANDRÉIA NAOMI SANKAKO

**TECNOLOGIA ASSISTIVA DAS SALAS DE RECURSOS
MULTIFUNCIONAIS: AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS PARA
ADEQUAÇÃO POSTURAL**

Tese para obtenção do título de Doutor em Educação, da Faculdade de Filosofia e Ciências,
da Universidade Estadual Paulista – UNESP – Campus de Marília, na área de concentração:
Ensino na Educação Brasileira, linha de pesquisa: Educação Especial no Brasil

BANCA EXAMINADORA

Orientadora: _____
Prof.^a. Dr.^a. Lígia Maria Presumido Braccialli
Departamento de Educação Especial/ Unesp- Marília

1º Examinador: _____
Prof. Dr. Eduardo José Manzini
Departamento de Educação Especial/ Unesp- Marília

2º Examinador: _____
Dr.^a. Rita de Cássia Tibério Araújo
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / Unesp – Marília

3º Examinador: _____
Dr.^a. Célia Regina Vitaliano
Departamento de Educação/Universidade Estadual de Londrina

4º Examinador: _____
Dr.^a. Maria Cristina Marquezini
Departamento de Educação / Universidade Estadual de Londrina

Marília, ____ de _____ de 2013.

Dedico este trabalho aos meus pais, meus grandes mestres, à minha irmã e a todas as crianças com paralisia cerebral.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por iluminar sempre o meu caminho e guiar os meus pensamentos.

Aos meus pais, grandes guerreiros, parceiros fieis em todos os momentos, grandes incentivadores, meus eternos mestres e os grandes responsáveis por todas as minhas conquistas. À vocês minha eterna gratidão.

À minha irmã, amiga fiel, que sempre me incentivou e apoiou em todos os momentos.

À minha orientadora, Prof^ª. Dr^ª. Lígia, uma mãe que encontrei na profissão, pelos sábios ensinamentos e por sempre oferecer oportunidades para que eu amadurecesse pessoalmente, profissionalmente e na área de pesquisa, e por confiar em mim e no meu trabalho.

À todas as crianças que participaram, deste estudo, bem como aos seus familiares, sem vocês não seria possível realizar esse trabalho.

À Ana Carla, Júlia e Mariana que me ajudaram durante a coleta de dados.

Ao Prof. Sebastião que colaborou com a análise estatística dos dados.

Ao grupo de pesquisa Deficiências Físicas e Sensoriais pelas várias sugestões que contribuíram muito com esse trabalho.

Às professoras Dirce e Rita pelas colaborações, durante o exame de qualificação, que foram essenciais para a finalização deste estudo.

À todos os membros dessa banca examinadora, professores Eduardo, Rita, Paulo e Cristina por aceitar o convite para participar dessa banca e colaborar com esse estudo.

À Capes pelo apoio financeiro.

À todos vocês, muito obrigada

RESUMO

A orientação para o uso de tecnologia assistiva por parte de profissionais especializados tornou-se muito comum nos últimos anos, principalmente a partir de 2008, com a implantação das salas de recursos multifuncionais a fim de ofertar o atendimento educacional especializado. Entre os alunos beneficiados com esse atendimento, estão aqueles com paralisia cerebral discinética que apresentam movimentos involuntários, os quais interferem na motricidade voluntária e prejudicam o desempenho nas atividades escolares e de vida diária. Como uma forma de amenizar esses movimentos, tem sido comum a recomendação para o uso da pulseira de peso e do plano inclinado. Visualmente, pode ser observado um melhor desempenho nas atividades funcionais desses alunos com esses dispositivos. No entanto, não foram encontrados na literatura, estudos que analisam o uso desses dois recursos conjuntamente, assim há dúvidas sobre a real eficácia desses. Este estudo, portanto, teve como objetivo verificar a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado no desempenho motor de membros superiores de alunos com paralisia cerebral discinética durante atividade de apontar. Para tanto, participaram do estudo quatro crianças com diagnóstico clínico de paralisia cerebral discinética, com idade entre oito e 12 anos, duas do gênero masculino e duas do gênero feminino. Foram realizadas as análises do movimento e do controle postural por meio do *software Kavideo* e do Sistema *Conformat*, respectivamente, com e sem a utilização da pulseira de peso para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° durante uma atividade de apontar. Foi efetuada uma análise estatística não paramétrica para comparar o uso ou não da pulseira de peso e as diferentes inclinações utilizadas por meio do Teste de Friedman, adotou-se valor de $p \leq 0.05$. Quando houve diferença estatisticamente significativa, procedeu-se à comparação de dois a dois; para tanto, foi efetuado a comparação múltipla por meio também do Teste de Friedman. Os resultados obtidos demonstraram que, segundo a análise do movimento, a pulseira de peso foi eficaz apenas para o participante P3 e sem o uso do plano inclinado, enquanto o plano inclinado melhorou o desempenho motor de todos os participantes, com exceção da participante P4, e as melhores inclinações foram: 45° para os participantes P1 e P2 e para o participante P3, 45° sem a pulseira. De acordo com a análise do controle postural, a pulseira de peso não foi eficaz para todos os participantes, e o plano inclinado proporcionou maior estabilidade e contribuiu para o desempenho da atividade de apontar de todos os participantes com exceção da participante P2, sendo as melhores inclinações, 15° para o participante P3 e 45° para os participantes P1 e P4. Logo, recomenda-se aos professores desses alunos utilizarem as situações obtidas na análise de movimento para atividades que requer precisão do movimento, e as encontradas na análise do controle postural para aquelas que exijam equilíbrio.

Palavras-chave: Educação Especial. Paralisia Cerebral. Tecnologia Assistiva. Postura.

ABSTRACT

Guidance in using assistive technology by specialized professionals has become very common in recent years, especially since 2008, with the installation of multifunctional resources aimed at offering specialized educational care. Students with dyskinetic cerebral palsy are among those benefited by this care. They present involuntary movements that interfere in voluntary kinetics and hinder performance in school activities and in their daily lives. As a means to mitigate these movements, using a weight bracelet and the sloped plane have been two common recommendations. An improved performance in the students' functional activities can be observed visually with the use of these devices. However, studies that analyze the use of these two resources together were not found in literature, thus there are doubts regarding their actual efficacy. Therefore, this study aims at verifying the efficacy of the weight bracelet and the sloped plane in upper member motor performance in students with dyskinetic cerebral palsy during the reaching a target. For such, four children clinically diagnosed with dyskinetic cerebral palsy participated in the study. They ranged in age between 8 and 12, two males and two females. Movement and posture control analyses were conducted using Kavideo software and the Conformat System, respectively, with and without the weight bracelet for slopes of 0°, 15°, 30° and 45° during the reaching a target. A nonparametric statistical analysis was conducted to compare the use or not of the weight bracelet and the different slopes using the Friedman Test, adopting the $p \leq 0.05$ value. When a statistically significant difference was obtained, they were compared two by two. This multiple comparison was also conducted using the Friedman Test. The results revealed that according to movement analysis, the weight bracelet was only effective for participant P3, and without the use of the sloped plane, whereas the sloped plane improved the motor performance of all participants, with the exception of participant P4, with the best slopes being: 45° for participants P1 and P2 and for participant P3, 45° without the bracelet. According to the analysis of posture control, the weight bracelet was not effective for all participants, and the sloped plane provided greater stability and contributed toward the performance of the reaching a target of all participants with the exception of participant P2, with the best slopes being 15° for participant P3 and 45° for participants P1 and P4. Thus, it is recommended for teachers of these students to use those situations obtained in movement analysis for activities that require movement precision, and those found in posture control analysis for those activities that require balance.

Key Words: Special Education. Cerebral Palsy. Assistive Technology. Posture.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	12
2.1 Salas de recursos multifuncionais e tecnologia assistiva	12
2.2 Características da Paralisia Cerebral	18
2.3 Controle postural e Adequação postural	23
3 OBJETIVOS	28
3.1 Objetivo geral	28
3.2 Objetivos específicos	28
4 MÉTODO	29
4.1 Participantes	29
4.2 Aspectos Éticos	30
4.3 Local	30
4.4 Equipamentos e Materiais	30
4.5 Procedimentos para coleta de dados	30
4.5.1 Preparação do participante	30
4.5.2 Preparação do ambiente	32
4.5.3 Calibração do Sistema <i>Conformat</i>	33
4.6 Estudo Piloto	33
4.7 Protocolo Experimental	33
4.8 Procedimento para análise dos dados	36
4.9 Análise estatística	38
5 RESULTADOS	39
5.1 Análise do movimento	39
5.1.1 Velocidade Escalar	39
5.1.2 Índice de Retidão	42
5.1.3 Aceleração Escalar	46
5.2 Análise do controle postural	50
5.2.1 Trajetória Total	50
5.2.2 Deslocamento médio-lateral	54
5.2.3 Deslocamento ântero-posterior	59

6 DISCUSSÃO	64
6.1 Análise do movimento	64
6.2 Análise do controle postural	70
7 CONCLUSÃO	76
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
REFERÊNCIAS	79
APÊNDICE	90
ANEXO	92

1 INTRODUÇÃO

Desde 1996, com a lei nº 9.394/96 – Lei de Diretrizes e Bases de Educação Nacional, a qual assegurou que todos os alunos com qualquer tipo de deficiência têm o direito de estudar em ensino regular (BRASIL, 1996), várias foram as adequações realizadas no âmbito escolar para atender às necessidades desses alunos e, assim, promover a inclusão escolar e social dessas crianças.

Entre essas adequações está o uso de tecnologia assistiva, com o intuito de maximizar a participação desses alunos nas atividades e contribuir para o seu desempenho escolar. A recomendação para o uso desses dispositivos, bem como a avaliação do usuário sobre a predisposição ao uso, a escolha do tipo mais ideal às suas necessidades e o melhor modo de utilização têm sido realizados por profissionais especializados, e tornou-se muito comum nos últimos anos, principalmente, com a implantação das salas de recursos multifuncionais, a partir de 2008, com o decreto 6571/08 (BRASIL, 2008).

Esse documento dispõe sobre o atendimento educacional especializado, que tem como objetivo fornecer apoio complementar aos alunos com necessidades educacionais especiais. O Estado decreta que caberá à União prestar apoio técnico e financeiro aos sistemas públicos de ensino regular, com a finalidade de ampliar a oferta do atendimento educacional especializado. Entre as ações voltadas à oferta desse atendimento está a implantação das salas de recursos multifuncionais, que devem ser ambientes providos de equipamentos, mobiliários, materiais e recursos didáticos e pedagógicos capazes de suprir as necessidades desses educandos (BRASIL, 2008).

De acordo com o *Manual de orientação: programa de implantação das salas de recursos multifuncionais*, elaborado pelo Ministério da Educação e Secretaria de Educação Especial (DUTRA; SANTOS; GUEDES, 2010), o professor responsável pelo atendimento educacional especializado tem a função de efetivar esse atendimento de forma complementar ou suplementar à escolarização, conforme as habilidades e necessidades específicas de cada aluno. Esse mesmo documento estabelece ainda que, entre as atribuições deste professor, estão: propor o uso e acompanhar a funcionalidade e usabilidade de um recurso de tecnologia assistiva, na sala regular e no ambiente escolar; confeccionar, quando necessário, recursos de tecnologia assistiva e favorecer interface com a área da saúde. Esta última tem grande importância, principalmente em relação à implementação da tecnologia assistiva, visto que comumente as crianças estão em atendimento de fisioterapia e terapia ocupacional, assim, a troca de informações com esses profissionais a respeito de suas habilidades motoras, além da

conjunta avaliação durante a escolha do dispositivo mais adequado, é primordial para esse processo de implementação.

Logo, estudos que visam verificar a eficácia e a melhor forma do uso de recursos de tecnologia assistiva têm muito a contribuir para a proposta do governo de ofertar o atendimento educacional especializado e, desse modo, favorecer a inclusão escolar dos alunos com necessidades especiais.

Entre os alunos beneficiados com a oferta do atendimento educacional especializado, no ensino regular das escolas públicas, estão aqueles com paralisia cerebral, os quais, quando apresentam lesões nos gânglios da base ou no cerebelo, manifestam sequelas com desordem da harmonia dos movimentos ou com movimentos involuntários. Tais movimentos podem promover desconfortos, alterações posturais, interferir nos movimentos voluntários, limitar e até impedir as funções dos membros acometidos, vindo a prejudicar o desempenho nas atividades escolares e de vida diária.

Um bom desempenho motor dos membros superiores é essencial para a realização das atividades escolares e de vida diária e, conseqüentemente, para favorecer o aprendizado, a autoestima e a inclusão escolar e social de um aluno.

O movimento de alcance, preensão e o apontar são fundamentais para a execução das atividades escolares e de vida diária, por isso têm sido amplamente estudados (CHANG et al., 2005; COLUCCINI et al., 2007; NICHOLSON et al., 2001; UTLEY et al., 2007). Na sala de aula, o movimento de apontar é essencial para os alunos não-falantes, que se comunicam com seus pares por meio de pranchas de comunicação alternativa; para aqueles que, devido a déficits motores, não conseguem manusear o teclado e o *mouse* de um computador, e necessitam de uma tela sensível ao toque; para apontar alguma ilustração, palavras, letras e exercícios na lousa, nos livros, nos cadernos ou na tela de um computador, e também para solicitar algum objeto desejado. No caso de indivíduos com atetose, ocorre perda de fixação e o movimento é feito em uma amplitude exagerada (NICHOLSON et al., 2001), enquanto aqueles com bradicinesia têm dificuldades para iniciar o movimento, e sua execução é lenta (MA et al., 2004; MAITRA, 2007).

Como uma forma para melhorar a qualidade desses movimentos, pode-se observar, comumente na prática, a orientação por parte de fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e professores especializados para o uso de pulseiras de peso nos braços. Porém, são poucos os estudos que se têm dedicado a essa temática, e ainda há dúvidas se esse dispositivo realmente atende às necessidades desses alunos e qual seria a melhor forma de utilização.

A adequação postural dessas crianças é igualmente essencial para um bom desempenho motor de membros superiores. Para tanto, a utilização de mobiliários adaptados às condições motoras e antropométricas desses alunos é fundamental.

No caso de alunos com paralisia cerebral discinética, também têm sido frequentes as orientações, por parte de profissionais especializados, para o uso do plano inclinado, a fim de promover uma melhor adequação postural e desempenho motor de seus membros superiores, o que pode reduzir o gasto energético, o qual já é tão despendido em função da presença dos movimentos involuntários, de maneira a facilitar a sua concentração nas atividades e escolares.

Na prática, pode-se observar, visualmente, um melhor desempenho nas atividades funcionais de alunos com movimentos involuntários com o uso da pulseira e do plano inclinado, no entanto, não foram encontrados, na literatura, estudos que analisam o uso associado desses dois recursos no desempenho motor de membros superiores de alunos com movimentos involuntários.

Segundo Alves (2009), existem na literatura nacional várias publicações sobre indicações de dispositivos para crianças com paralisia cerebral que têm a finalidade de favorecer o seu desempenho escolar, contudo, pouco se sabe sobre a real eficácia do uso desses recursos.

Refletindo sobre esses aspectos, este estudo teve como propósito responder aos seguintes questionamentos: as recomendações feitas por profissionais especializados em relação ao uso da pulseira de peso e do plano inclinado são realmente eficazes para melhorar o desempenho de membros superiores de alunos com movimentos involuntários? Qual seria a melhor forma de utilização desses dispositivos? A pulseira de peso e o plano inclinado atendem às necessidades do aluno com paralisia cerebral discinética que frequentam as salas de recursos multifuncionais?

2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

Este capítulo abordará os aspectos relacionados às salas de recursos multifuncionais e tecnologia assistiva, às características da paralisia cerebral e ao controle e adequação postural em crianças com paralisia cerebral.

2.1 Salas de recursos multifuncionais e tecnologia assistiva

As salas de recursos multifuncionais são espaços que devem ser destinados ao atendimento educacional especializado, organizados com equipamentos, mobiliários e materiais didáticos e pedagógicos diversos e que podem atender, de acordo com cronograma e horários, alunos com necessidades educacionais especiais (ALVES, 2006; DUTRA; SANTOS; GUEDES, 2010).

O atendimento educacional especializado refere-se aos serviços no âmbito educacional prestados pela educação especial, com o intuito de oferecer um suporte adequado às necessidades educacionais especiais do aluno e, assim, favorecer o seu acesso ao conhecimento (ALVES, 2006, ALVES; GOTTI, 2006).

A Constituição Federal de 1988, a Lei de Diretrizes e Bases da Educação Nacional, o Parecer do CNE/CEB Nº 17/01, a Resolução CNE/CEB nº 2, de 11 de setembro de 2001, a Lei nº 10.436/02 e o Decreto nº 5.626, de 22 de dezembro de 2005, asseguram ao aluno com necessidades educacionais especiais o direito à educação em classe comum do ensino regular e ao atendimento educacional especializado complementar ou suplementar à escolarização (BRASIL, 1988, 2001a, 2001b, 2002, 2005).

O Decreto nº 6.571/08 institui o duplo câmpulo, no âmbito do FUNDEBE, da matrícula aos alunos com necessidades educacionais especiais, uma em classe da rede pública de ensino regular e outra no atendimento educacional especializado, e que este deve ser ofertado em salas de recursos multifuncionais (BRASIL, 2008).

As diretrizes operacionais para o atendimento educacional especializado na educação básica, estabelecidas pelo Conselho Nacional de Educação, por meio da Resolução CNE/CEB Nº 4/2009, artigo 5º, definem:

O atendimento educacional especializado é realizado, prioritariamente, nas salas de recursos multifuncionais da própria escola ou em outra de ensino regular, no turno inverso da escolarização, não sendo substitutivo às classes comuns, podendo ser realizado, em centro de atendimento educacional especializado de instituição especializada da rede pública ou de instituição

especializada comunitárias, confessionais ou filantrópicas sem fins lucrativos, conveniadas com a secretaria de educação ou órgão equivalente dos estados, do Distrito Federal ou dos municípios. (BRASIL, 2009).

Os alunos público-alvo do atendimento educacional especializado, segundo Dutra, Santos e Guedes (2010), são definidos como:

- alunos com deficiência: aqueles que têm impedimento de natureza física, intelectual, mental ou sensorial, os quais, em função da presença de diversas barreiras, podem ter a sua participação efetiva e plena na escola e na sociedade prejudicada;
- alunos com transtornos globais do desenvolvimento: aqueles que apresentam um quadro de alterações no desenvolvimento neuropsicomotor, comprometimento na relações sociais, na comunicação ou estereotípias motoras. Exemplo: autismo;
- alunos com altas habilidades ou superdotação: aqueles que apresentam um potencial elevado e grande envolvimento com as áreas do conhecimento humano, isoladas ou combinadas: intelectual, acadêmica, liderança, psicomotora, artes e criatividade.

Entre as atividades educacionais especializadas, podem ser destacadas: 1) língua brasileira de sinais – Libras, tradução e interpretação de Libras, ensino da língua portuguesa para surdos; 2) Sistema Braille, orientação e mobilidade, soroban, escrita cursiva; 3) estimulação/ intervenção precoce; 4) Interpretação de Libras digital, tadoma e outras alternativas de comunicação; 5) literatura em formato digital e material didático de acordo com os preceitos do desenho universal; 6) tecnologia assistiva e ajudas técnicas; 7) atividades cognitivas que desenvolvam as funções mentais superiores; 8) enriquecimento e aprofundamento curricular; 9) atividades de vida autônoma e social (ALVES; GOTTI, 2006).

No atendimento educacional especializado para alunos com deficiência física, é fundamental que o professor tenha conhecimento da diversidade e complexidade dos diferentes tipos de deficiência física, a fim de definir as estratégias de ensino que possibilitem o desenvolvimento do potencial de cada aluno. A escolha dos recursos didáticos e equipamentos especiais a serem usados para a educação desses alunos deve estar de acordo com as condições físicas de cada um; para tanto, é importante a realização de uma avaliação individualizada com a ajuda de um profissional especializado. Somente assim ele poderá tornar viável a participação desses alunos nas vivências práticas do cotidiano escolar, para que os mesmos, com autonomia, otimizem suas potencialidades e possibilidades de movimento, e

interajam e transformem o ambiente ao seu redor, em busca de uma melhor qualidade de vida (ALVES, 2006; BERSCH; MACHADO, 2007).

Para promover modificações nos ambientes e currículos, é necessário desenvolver e confeccionar tecnologia assistiva nas salas de recursos multifuncionais, considerando as diferenças e as habilidades físicas de cada aluno (ALVES, 2006).

Nesse contexto, para o atendimento educacional especializado, as salas de recursos multifuncionais devem disponibilizar tecnologia assistiva, de modo a oferecer oportunidade para experimentar os vários tipos de equipamentos e encontrar aquele que melhor se ajusta às condições físicas e necessidades do aluno (BERSCH, 2006, 2007a).

O termo *tecnologia assistiva* surgiu oficialmente nos Estados Unidos, em 1988, e foi definido como recursos e serviços que auxiliam pessoas com deficiências. *Recurso* refere-se a todo e qualquer item, equipamento ou parte dele, produto ou sistema fabricado em série ou sob medida, para ampliar, manter ou melhorar as habilidades funcionais da pessoa com deficiência. Já *serviço* diz respeito aos auxílios prestados por profissionais habilitados diretamente à pessoa com deficiência, para selecionar, comprar ou usar os recursos (PUBLIC-LAW 100-407, 1988).

A tecnologia permite ao usuário ter um maior controle sobre sua vida; poder participar e contribuir mais ativamente nas atividades em casa, no lazer, na escola, no ambiente de trabalho e em sua comunidade; interagir mais intensamente com os indivíduos sem deficiências e ter as mesmas oportunidades concedidas às pessoas não-deficientes, durante a realização de exames (PUBLIC-LAW 100-407, 1988).

O Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), em ata da reunião VII, em dezembro de 2007, assim conceituou tecnologia assistiva:

Tecnologia assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. (CAT, 2007).

São consideradas tecnologia assistiva:

1. próteses auditivas, visuais e físicas;
2. órteses que favoreçam a adequação funcional;
3. equipamentos e elementos necessários à terapia e reabilitação da pessoa portadora de deficiência;

4. equipamentos, maquinarias e utensílios de trabalho especialmente desenhados ou adaptados para uso por pessoa portadora de deficiência;
5. elementos de mobilidade, cuidado e higiene pessoal necessários para facilitar autonomia e a segurança da pessoa portadora de deficiência;
6. elementos especiais para facilitar a comunicação, a informação e a sinalização para a pessoa portadora de deficiência;
7. equipamentos e material pedagógico especial para educação, capacitação e recreação da pessoa portadora de deficiência;
8. adaptações ambientais e outras que garantam o acesso, a melhoria funcional e a autonomia pessoal; e
9. bolsas coletoras para os portadores de ostomia. (BRASIL, 1999).

O uso de tecnologia assistiva tem como objetivo compensar o déficit sensorial e funcional do indivíduo que apresenta alguma limitação, de modo a proporcionar maior independência e satisfação de vida (VERZA et al., 2006).

Segundo Bersch (2007a), os recursos de tecnologia assistiva podem ser classificados ou organizados de acordo com os objetivos para os quais se destinam. Essa mesma autora classificou em modalidades: 1) auxílios para a vida diária e vida prática; 2) comunicação aumentativa e alternativa; 3) recursos de acessibilidade ao computador; 4) adequação postural (posicionamento para função); 5) auxílios de mobilidade; 6) sistemas de controle de ambiente; 7) projetos arquitetônicos para acessibilidade; 8) recursos para cegos ou pessoas com visão subnormal; 9) recursos para surdos ou pessoas com déficit auditivo; 10) adaptações em veículos.

Já Cook e Hussey (2002) classificaram a tecnologia assistiva em:

- Assistiva e reabilitativa. Assistiva são os recursos que auxiliam o usuário a desempenhar atividades funcionais; reabilitativa é a tecnologia usada como ferramenta de reabilitação, sem exercer papel na vida diária e funcional do indivíduo.
- “Hard” e “soft”. “Hard” são os componentes que podem ser acoplados aos sistemas de tecnologia assistiva, de maneira a ampliá-la, enquanto “soft” são os recursos humanos ligados às áreas de confecção, estratégias, treinamento, formação de conceitos e outros.
- Aparelho e equipamento. O aparelho promove benefício ao indivíduo independente do seu grau de habilidade, já o equipamento requer o desenvolvimento de habilidades do usuário.

- Mínima e máxima tecnologia. A mínima tem o papel de aumentar a função, e a máxima o de repor uma função.
- Geral e específica. Na geral, um mesmo recurso possui diferentes aplicações, ao passo que a específica serve para facilitar o desempenho em uma área de aplicação específica.
- Comercial ou individualizada. A comercial é designada ao público em geral, pessoas com e sem algum tipo de deficiência, enquanto a individualizada refere-se àquela tecnologia comercial que foi modificada para atender às necessidades do usuário.
- Baixa e alta tecnologia. Baixa tecnologia tem como característica o baixo custo, simplicidade de confecção e facilidade de ser obtida, enquanto alta tecnologia envolve alto custo, produção mais elaborada e é mais difícil de ser obtida.

No Brasil, é muito comum a prescrição dos recursos de baixa tecnologia, e isso provavelmente está relacionado ao baixo poder aquisitivo das pessoas com deficiência, o que faz optar por aqueles confeccionados artesanalmente e com materiais de baixo custo (BRACCIALLI, 2000a). Os recursos que podem ser considerados de baixa tecnologia são: plano inclinado de madeira, pulseira de peso, mobiliário adaptado de madeira, recursos pedagógicos adaptados, pasta de comunicação alternativa e outros.

A avaliação da predisposição do aluno ao uso da tecnologia é primordial, ao indicar recursos ou equipamentos de tecnologia assistiva. Para Scherer et al. (2005), o modelo de *Matching Person and Technology* sugere verificar: a) fatores psicossociais: motivação, cooperação, otimismo, paciência, autodisciplina, experiência positiva de vida, habilidades para o uso e a percepção entre a situação desejada e a atual; b) os fatores do ambiente em que o recurso de tecnologia assistiva será utilizado, como o apoio da família, dos pares, do empregador, o ajuste que recompense o uso do dispositivo e a exigência externa; c) os fatores específicos do recurso de tecnologia assistiva: a habilidade para ser empregado sem desconforto ou estresse, a compatibilidade com outras tecnologias, o custo, a credibilidade do recurso, a facilidade de uso e a portabilidade.

A prescrição do recurso ou equipamento de tecnologia assistiva deve ser feita, preferencialmente, por uma equipe multidisciplinar (BERSCH, 2006; BRACCIALLI, 2000a).

Manzini e Santos (2002) sugerem realizar um planejamento previamente à confecção de recursos pedagógicos adaptados, o qual também pode servir como base para a prescrição de outros recursos de tecnologia assistiva. Para tanto, esses autores elaboraram sete

passos: 1) entender a situação: escutar seus desejos, identificar características físicas ou psicomotoras, observar a dinâmica do estudante no ambiente escolar e reconhecer o contexto social; 2) gerar ideias: conversar com o usuário, buscar soluções existentes, pesquisar materiais que possam ser utilizados, e pesquisar alternativas para confecção do objeto; 3) escolher alternativa viável: considerar as necessidades a serem atendidas e a disponibilidade de recurso para a construção do objeto; 4) representar a ideia: definir material e dimensões do objeto; 5) construir o objeto para experimentação; 6) avaliar o uso do objeto: considerar se atendeu o desejo da pessoa no contexto determinado e verificar se facilitou a ação do aluno e do educador; 7) acompanhar o uso.

A eficácia da prescrição de uma tecnologia assistiva pode ser verificada quando o objetivo para o qual ela foi prescrita é atingido. De acordo com Braccialli (2000a), pode-se dizer que um dispositivo atingiu sua meta ao: a) não encorajar ou exigir movimentos inapropriados, durante o seu uso; b) não despender grande consumo energético, durante a utilização; c) promover segurança e conforto ao usuário; d) ser de baixo custo e alta resolutividade às necessidades do usuário; e) ser de fácil manutenção e uso; f) ser personalizado às necessidades do usuário; g) ter durabilidade; h) ter boa aceitação social ou invisibilidade relativa.

Assim, uma avaliação do usuário previamente à prescrição do recurso ou equipamento de tecnologia assistiva e um planejamento adequado são essenciais para o sucesso da implementação da tecnologia assistiva. Contudo, caso não sejam tomados os devidos cuidados no momento da prescrição, confecção ou compra do dispositivo, o objetivo da prescrição não será atingido e essa tecnologia poderá ser abandonada.

Entre os fatores mais comuns associados ao abandono do recurso, podem ser citados: mudanças nas habilidades ou nas atividades funcionais do usuário; falta de motivação do usuário para utilizar o dispositivo; falta de treinamento para o uso do dispositivo; desempenho ineficaz do recurso; obstáculos ambientais; dificuldade de reparo e manutenção do recurso; aparência do dispositivo; peso; tamanho; falta de participação do usuário durante a escolha ou confecção do recurso; dispositivo de uso complicado e aceitação social do recurso (BRACCIALLI, 2000a; SCHERER et al., 2005).

Nas escolas, as principais barreiras identificadas por Copley e Ziviani (2004) para uma implementação eficaz da tecnologia assistiva foram: a falta de treinamento e apoio da equipe de funcionários; atitude negativa desses profissionais; inadequação no processo de avaliação e do planejamento para o uso do recurso; financiamento insuficiente e dificuldade para obter e utilizar o equipamento.

Portanto, para que o uso da tecnologia assistiva na escola possa contribuir com a inclusão do aluno com paralisia cerebral, é fundamental que esta atenda às suas necessidades e às do ambiente escolar. Além disso, esse recurso deve promover benefícios e facilitar o desempenho da tarefa, tornando-a mais simples e prazerosa (ALVES, 2009). Também é importante que seja de fácil manuseio, preferencialmente de baixo custo, e utilizá-lo de forma adequada.

2.2 Características da Paralisia Cerebral

A paralisia cerebral é a causa mais comum de deficiência física (KRÄGELOH-MANN; CANS, 2009), e foi definida, em 2007, como resultado do *International Workshop on Definition and Classification of Cerebral Palsy*, como um grupo de desordens permanentes do desenvolvimento da postura e do movimento, que causa limitação da atividade, devido a um distúrbio não progressivo ocorrido durante o desenvolvimento do cérebro fetal ou imaturo. As desordens motoras podem estar acompanhadas por distúrbios de sensações, percepção, cognição, comunicação e comportamento, por epilepsia e problemas musculoesqueléticos secundários (ROSENBAUM et al., 2007).

A etiologia da paralisia cerebral é diversificada e pode ocorrer no período pré-natal, perinatal ou pós-natal. Na fase pré-natal, as causas mais comuns são: malformações no encéfalo, traumas no útero, infecções congênicas por citomegalovírus. Na fase perinatal, meningite, encefalite viral e encefalopatia hipóxico-isquêmica. Já na fase pós-natal, anóxia e traumas (DODGE, 2008).

A prevalência da paralisia cerebral, no Brasil, é de 7,0 por 1000 nascidos vivos (LIMA; FONSECA, 2004), enquanto, em países desenvolvidos, é de 1,2 a 3,0 por 1000 nascidos vivos (PANETH; HONG; KORZENIEWSKI, 2006).

Na paralisia cerebral, as desordens motoras podem ser classificadas em primária e secundária. As primárias referem-se às anormalidades do tônus muscular, alterações de equilíbrio e coordenação, redução da força e menor seletividade para o controle motor. Por sua vez, as secundárias são consequentes dos déficits primários, como as deformidades e contraturas musculares (PAPAVASILIOU, 2009).

A paralisia cerebral pode ser classificada, de acordo com a sua distribuição topográfica, em: quadriplegia, diplegia, hemiplegia e monoplegia (O'SHEA, 2008; SCHWARTZMAN, 2004; SINGHI, 2004); grau de severidade, em: leve, moderado e grave

(PANETH, 2008); e qualidade de tônus, em: espástica, discinética, atáxica e mista (O'SHEA, 2008; SCHWARTZMAN, 2004).

Segundo a distribuição topográfica, na quadriplegia, há prejuízos motores equivalentes nos quatro membros, os indivíduos não apresentam controle de cabeça e tronco e possuem grandes limitações para as atividades de vida diária; na diplegia, os membros inferiores são mais acometidos em relação aos membros superiores, os quais apresentam melhor desempenho motor e funcional, e os indivíduos revelam controle satisfatório de cabeça e tronco; na hemiplegia, ocorre o acometimento de um dimídio corporal, ou seja, apenas um lado do corpo tem acometimento motor, e os indivíduos normalmente possuem independência nas atividades de vida diária; e, na monoplegia, há o comprometimento de apenas um membro (SCHWARTZMAN, 2004).

A classificação quanto à severidade pode ser feita por meio do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), que permite identificar o quanto a atividade está limitada. É composto por cinco níveis: Nível I: deambula sem restrições; apresenta limitações em atividades motoras mais avançadas, como correr e pular; Nível II: deambula sem auxílio, com limitações para marcha comunitária; Nível III: deambula com apoio, com limitações fora de casa e na comunidade; Nível IV: mobilidade limitada; necessita de cadeira de rodas para locomoção fora de casa e na comunidade; Nível V: mobilidade gravemente limitada, mesmo com uso de tecnologia assistiva (PALISANO et al., 1997, 2007). Também é possível, utilizando-se do Sistema de Classificação da Habilidade Manual (MACS), descrever em níveis que variam de I a V, sendo I o mais leve e V o mais grave, o modo como crianças com paralisia cerebral, de quatro a 18 anos de idade, usam as mãos para manipular objetos em atividades diárias (ELIASSON et al., 2006).

Entre a classificação quanto à qualidade do tônus se encontra a paralisia cerebral discinética, público-alvo deste estudo, que representa aproximadamente 14% a 20% dos casos (RUSSMAN; ASHWAL, 2004; SCHWARTZMAN, 2004), e tem como característica a presença de movimentos e posturas anormais, resultantes de uma coordenação motora ineficiente e alterações na regulação do tônus, devido à presença de distúrbios nos gânglios da base (EKMAN, 2004; SOUZA, 1998). O indivíduo tem dificuldades para programar e executar adequadamente os movimentos voluntários, coordenar os movimentos automáticos e manter uma postura, em função da ativação involuntária e simultânea do controle do tônus da musculatura agonista e antagonista (GAUZZI; FONSECA, 2004). Esses movimentos, que

perturbam a motricidade voluntária desses indivíduos, são conhecidos como movimentos involuntários (BERKER; YALÇIN, 2008).

Conforme Lent (2004), movimentos involuntários são aqueles que acontecem a despeito da vontade, sem planejamento, ou seja, são movimentos indesejados, estereotipados e que se acentuam com o esforço. Já movimento voluntário seria aquele que é programado e planejado, executado de forma harmônica, e inclui, os que envolvem ações inconscientes ou movimentos automáticos promovidos por ações reflexas em resposta a estímulos sensoriais.

Essa desordem de movimento pode ser classificada em dois grandes grupos: hipocinesias (acinesia, bradicinesia e catatonía), caracterizadas por movimentos involuntários de baixa frequência, e hipercinesias (atetose, coreia, coreoatetose, balismo, distonia, mioclonia, tiques, tremor e estereotípias), que são movimentos involuntários de alta frequência (FAHN et al., 1998).

A hipercinesia pode ser definida como qualquer movimento exagerado e não desejável (RETHLEFSEN; RYAN; KAY, 2010; SANGER et al., 2010). A presença desses movimentos na criança está associada às disfunções dos gânglios de base, córtex cerebral e cerebelo e outros componentes motores (SANGER, 2003). Esses movimentos podem ser, comumente, encontrados na paralisia cerebral discinética e outras doenças degenerativas congênitas e adquiridas (RETHLEFSEN; RYAN; KAY, 2010; SANGER et al., 2010).

Os movimentos hipercinéticos juntamente com a hipertonia e sinais motores negativos contribuem para a taxonomia das desordens motoras na infância (SANGER et al., 2010).

A hipertonia refere-se ao aumento anormal da resistência contra a um movimento da articulação (SANGER et al., 2003). Hipertonia e hipercinesia são sinais motores positivos, pois têm como característica aumentar a atividade motora (RETHLEFSEN; RYAN; KAY, 2010). Sinais motores negativos têm como características a diminuição ou a insuficiência da atividade motora, como a fraqueza muscular, a ataxia, o pobre controle motor seletivo e a apraxia (SANGER et al., 2006).

A hipercinesia diferencia-se da hipertonia, porque a hipertonia pode ser percebida durante o movimento passivo realizado pelo examinador, enquanto hipercinesia se torna evidente durante os movimentos realizados pelas crianças. Já hipercinesia se distingue do sinal motor negativo, devido ao excesso de movimento ou atividade muscular nos movimentos hipercinéticos. Logo, os movimentos hipercinéticos constituem uma categoria de desordem motora na criança. A hipercinesia, hipertonia e sinais motores negativos podem estar presentes em uma mesma criança (SANGER et al., 2010).

A distonia constitui uma desordem do movimento, na qual uma contração involuntária sustentada e intermitente dos músculos agonistas e antagonistas gera movimentos repetitivos e de torção, postura anormal ou ambos (SANGER et al., 2003; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010). A paralisia cerebral discinética é a causa mais comum da distonia (SANGER et al., 2010). Esse tipo de movimento é mais comum no tronco e musculatura dos membros, mas pode também afetar pescoço, face e cordas vocais (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

As posturas distônicas mais comumente observadas nas crianças são: os pés em inversão, desvio ulnar de punho ou lordose do tronco. Essas posturas podem ser sustentadas ou ocorrer em curto intervalo de tempo, e são causadas, frequentemente, pelo esforço para realizar um movimento voluntário ou adotar uma postura voluntariamente; em algumas posições particulares do corpo e em alguns movimentos para desempenho de uma tarefa específica (SANGER et al., 2010).

A coreia pode ser caracterizada por movimentos involuntários rápidos, irregulares e desajeitados, sem um padrão rítmico, distribuídos, fortuitamente, como uma dança (SHAH; ALBIN, 1999), e pode envolver tronco, pescoço, face, língua e extremidades (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; RODRÍGUEZ; GAJARDO; SOLÍS, 2010; SANGER et al., 2010). Além disso, possui cadência irregular e não pode ser inibida voluntariamente (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

A atetose consiste em movimentos involuntários de contorção, lentos e contínuos que impedem a manutenção de uma postura estável, e ocorre, principalmente, nas extremidades distais (mãos e pés, além da face e língua) (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; SANGER et al., 2010).

Indivíduos com atetose seriam aqueles que possuem movimentos involuntários constantes, mesmo quando tentam permanecer imóveis, cuja presença interfere em sua motricidade voluntária, ou seja, quando desejam realizar alguma ação motora, como andar ou executar qualquer atividade com as mãos (BAX, 2000).

A atetose raramente acontece de forma isolada e está normalmente associada à coreia, espasticidade ou espasmos tônicos (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010). A combinação da coreia e da atetose é denominada coreoatetose (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; SANGER et al., 2010). A coreoatetose envolve movimentos de cabeça e extremidades, acompanhadas de movimentos amplos e bruscos, geralmente de extremidades superiores distais (RODRÍGUEZ; GAJARDO; SOLÍS, 2010).

O balismo refere-se a uma forma extrema de coreia, incontrolável, com movimentos súbitos, violentos, típicos de arremessos, com grande amplitude proximal, de predomínio unilateral e não afeta a face (SHAH; ALBIN, 1999; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

Portanto, a presença de movimentos involuntários, na criança com paralisia cerebral discinética, quer seja de natureza hipercinética ou hipocinética, causa déficit na coordenação olho-mão, nas reações de endireitamento, equilíbrio e proteção e dificuldades para manter uma postura. Isso pode interferir diretamente na motricidade voluntária (BAX, 2000; GAUZZI; FONSECA, 2004), de modo a dificultar ou impedir a realização de atividades funcionais, como escrita, pintura e uso de pranchas de comunicação alternativa, e prejudicar o seu desempenho escolar. Assim, ensiná-la é um grande desafio para os professores.

Alguns estudos têm investigado um modo para amenizar esses movimentos involuntários e melhorar a qualidade dos movimentos, com o intuito de proporcionar sucesso nas realizações de atividades funcionais desses indivíduos com movimentos involuntários.

Nicholson et al. (2001) verificaram que o uso de uma roupa de lycra em crianças com paralisia cerebral do tipo atetoide e atáxica melhorou a estabilidade proximal e até mesmo a distal, para algumas, e resultou numa melhor execução do movimento de alcance.

Elliot et al. (2011) investigaram o uso de uma tala de lycra para membros superiores, em crianças com paralisia cerebral e movimentos distônicos, e verificaram um melhor desempenho motor com o uso desse dispositivo.

Quanto à pulseira de peso, apesar das constantes recomendações feitas por profissionais especializados quanto ao seu uso para diminuir os movimentos involuntários, são poucos os estudos que têm explorado essa temática, e ainda há dúvidas quanto à eficácia do seu uso para todos os tipos de movimentos involuntários, à posição de fixação da pulseira e à quantidade de peso a ser usada.

Santos (1998) comentou sobre a diminuição dos movimentos involuntários com o uso da pulseira de peso. Zerbinato, Makita e Zerloti (2003) relataram que adaptações com peso poderiam diminuir os movimentos involuntários e, assim, facilitar a coordenação mão-boca, e sugeriram, para tanto, a utilização de braceletes com pesos variados. Damasceno e Galvão (2003) empregaram a pulseira de peso em alunos com paralisia cerebral do tipo atetose, e observaram que o movimento de digitação se tornou mais rápido e eficaz.

Audi (2006) constatou, em seu estudo, que alunos com movimentos involuntários apresentaram um melhor desempenho motor, durante a atividade de apontar, com a utilização do peso, quando comparada à não utilização do peso.

Lucareli et al. (2010) identificaram em investigação feita em criança com paralisia cerebral coreoatetoide, que o uso de pulseira de peso fixado em antebraço, com 25%, 50% e 75% da carga máxima, diminuiu o erro de alcance do alvo e apresentou diferença estatisticamente significativa, quando comparado ao sujeito-controle.

2.3 Controle e Adequação Postural

A postura, segundo a Academia Americana de Ortopedia, é definida como o estado de equilíbrio entre músculo e ossos com capacidade para proteger as demais estruturas do corpo humano de traumatismo, seja na posição em pé, seja sentada ou deitada (ADAMS et al., 1985).

A postura e o equilíbrio são fundamentais para a realização de uma atividade motora, assim, torna-se inviável explorar o ambiente de modo a manter a atenção por um tempo prolongado e interferir neste, sem um adequado alinhamento e estabilidade postural (BERSCH, 2007b).

Estabilidade postural refere-se à habilidade para manter o corpo em equilíbrio e é o resultado do controle postural, durante a realização de atividades de vida diária (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

O controle postural diz respeito ao controle do corpo no espaço e requer uma interação completa do sistema neural e musculoesquelético, o que inclui as relações biomecânicas entre os segmentos corporais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). Uma das maneiras mais comuns para estudar o controle postural é avaliar a oscilação do corpo, durante a postura ereta estática. Essa avaliação pode ser realizada de forma qualitativa ou quantitativa. Na mensuração quantitativa, o parâmetro mais utilizado é o centro de força (COF) (DUARTE; MOCHIZUKI, 2001; DUARTE; FREITAS, 2010).

O COF é o ponto de aplicação da resultante das forças que atuam sobre a superfície de suporte, ou seja, representa o resultado combinado do sistema de controle postural e da força de gravidade (FERREIRA, 2005). Durante a manutenção da postura ereta, o corpo realiza pequenos movimentos, o que requer ajustes da atividade dos músculos posturais, com o intuito de promover mudanças desejáveis na direção de COF, de forma a manter o equilíbrio (KRISHNAMOORTHY et al., 2003). A regulação do COF nas direções

ântero-posterior e médio-lateral é feita para investigar o equilíbrio (MOCHIZUKI, 2001). Assim, quanto maior é o deslocamento de COF, menor será a estabilidade postural do indivíduo (BRACCIALLI et al, 2011; CHERNG et al, 2009; PARKINSON; CHAFFIN; REED, 2006).

Alunos com paralisia cerebral apresentam déficit no controle postural e têm dificuldades para manter uma postura estável, em função da alta localização de seu centro de massa e pequena base de suporte (BOBATH; BOBATH, 1989).

A adequação postural tem como objetivo proporcionar aos indivíduos com paralisia cerebral:

- a normalização ou diminuição da influência do tônus postural anormal e atividade reflexa;
- a facilitação dos componentes normais do movimento e de sua sequência evolutiva;
- a obtenção e manutenção do alinhamento postural neutro, da mobilidade articular passiva e ativa em seus limites normais, controle e prevenção de deformidades em contraturas musculares;
- a prevenção de úlceras de pressão;
- o incremento do conforto e tolerância em permanecer na posição;
- a diminuição da fadiga;
- a melhora das funções respiratórias, oromotoras e digestivas;
- a obtenção de estabilidade para melhorar a função;
- a facilidade de cuidados (terapia, enfermagem e educação);
- a facilitação de movimentos, possibilitando o uso mais adequado das mãos;
- a melhora e aumento do campo visual e coordenação visomotora;
- a melhora da atenção e concentração;
- a melhora das condições de aprendizado. (BERSCH, 2007b; COOK; HUSSEY, 1995).

Nesse sentido, ao adequar a postura de alunos com paralisia cerebral discinética, pode-se propiciar ganhos a essas crianças, como melhora no tônus muscular e diminuição de movimentos involuntários, melhor contato e seguimento visual do espaço, além de maior concentração para a realização de suas atividades na escola (BERSCH, 2007b). Desse modo, o uso de mobiliário adequado que auxilie na correção dessa postura é primordial para esse

aluno, pois promove melhor controle postural, estabilidade e facilita o controle dos membros superiores (BRACCIALLI, 2000b).

Uma boa postura seria aquela que permite prevenir movimentos compensatórios, distribuir as cargas de forma adequada e conservar energia (MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2010). É importante salientar que tanto alunos com paralisia cerebral quanto os demais passam longos períodos sentados em posição estática, na escola (BRACCIALLI, MANZINI; AIRES, 2003; SAARNI et al., 2007a; SAARNI et al., 2007b; ZAPATER et al., 2004), o que reflete sobre a importância de uma postura sentada adequada.

A posição sentada refere-se à situação na qual ocorre a transferência de peso corporal para o assento da cadeira, por meio da tuberosidade isquiática, dos tecidos moles da região glútea e da coxa, e para o solo por meio dos pés (PYNT; HIGGS; MACKEY, 2001).

A coluna vertebral do homem não foi projetada biomecanicamente para permanecer por longos períodos na posição sentada, de maneira estática (BRACCIALLI; VILARTA, 2000; SEYMOUR, 1995). Várias modificações básicas ocorrem em nosso organismo, quando se permanece muito tempo nessa posição: a retificação da curvatura lombar; o aumento da pressão intradiscal; dificuldades do retorno venoso nos membros inferiores e encurtamentos musculares (BLACK; McCLURE; POLANSKY, 1996; MAKHOUS et al., 2003; MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2010).

A posição sentada é considerada a mais prejudicial à coluna, pior até mesmo que a posição em pé. Isso se deve ao fato de que, nessa posição, tem-se a retificação ou a inversão da curvatura lombar, aumentando a pressão intradiscal (NACHEMSON, 1975; SEYMOUR, 1995), além de sobrecarga na região cervical (SZETO; STRAKER; RAINE, 2002; VERGARA; PAGE, 2000) e a consequente fadiga muscular nessas regiões (BRACCIALLI, 2000b; SAARNI et al., 2007b).

No caso de crianças com paralisia cerebral, o sentar torna-se mais difícil, devido à presença dos padrões posturais anormais e de reflexos primitivos liberados (BERSCH, 2007b). Todavia, a postura sentada é fundamental ao aluno com paralisia cerebral, já que essa posição facilita o desempenho de suas atividades funcionais (BAIN; FERGUSON-PELL, 2002; BRACCIALLI; BARAÚNA, 2002).

Para se manterem sentadas, essas crianças necessitam de suporte de tronco e cabeça; abdutores de quadril; apoio de pés; inclinações de assentos e encostos ajustáveis. Essas adaptações são essenciais para proporcionar uma melhor estabilidade sentada e, dessa forma, reduzir a atividade tônica muscular (NWAOB et al., 1983).

A dificuldade em colocar essas crianças na postura sentada se deve a fatores biomecânicos, como a assimetria inadequada de tronco e a disfunção dos circuitos neurais responsáveis pelos ajustes posturais (BRACCIALLI, 2000b). Na paralisia cerebral discinética, a presença de movimentos involuntários configura-se como um problema a mais para a manutenção de uma postura adequada, sobretudo em virtude da instabilidade da pelve, ou seja, o posicionamento desta na posição neutra. Assim, um mobiliário adequado é fundamental para posicionar adequadamente esse aluno, melhorar o conforto e facilitar a execução das suas atividades de vida diária e escolares (CIMOLIN et al., 2009).

O uso de um mobiliário inadequado é a principal causa das alterações nos membros inferiores e membros superiores e na coluna vertebral, como a flexão da coluna lombar e a postura sentada cifótica (MANDAL, 1984, MARSCHALL; HARRINGTON; STEELE, 1995). O *design* ruim de cadeiras e mesas escolares provoca más adaptações anatômicas, fisiológicas e psicológicas (MARSCHALL; HARRINGTON; STEELE, 1995).

Uma postura sentada adequada depende de vários fatores que atuam de maneira integrada, como um bom controle postural do indivíduo e mobiliário construído de acordo com as suas necessidades (BRACCIALLI; BARAÚNA, 2002). Um mobiliário adequado pode proporcionar uma melhor postura sentada, de modo a preservar as curvaturas normais da coluna (SAARNI et al., 2007a; SAARNI et al., 2007b).

A inclinação da superfície da mesa pode proporcionar uma postura sentada adequada (SAARNI et al., 2007a). Além disso, pode evitar uma flexão exagerada de coluna cervical, o que reduz a sobrecarga em musculatura de pescoço, ombros e coluna vertebral, além da diminuição da retificação da coluna lombar (FREUDENTHAL et al., 1991) e melhorar a organização visomotora (KAVAC; BRUMIN, 2009).

Na prática, a inclinação da superfície de trabalho, durante as atividades escolares e de vida diária, tem sido recomendada por fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais para alunos com movimentos involuntários, a fim de proporcionar um melhor ajuste postural, diminuir esses movimentos e promover um melhor desempenho motor dos membros superiores.

Alguns estudos têm sido desenvolvidos para verificar a eficácia do uso da inclinação da superfície da mesa, na postura do indivíduo, e qual seria a melhor inclinação.

Caromano et al. (1992) verificaram, em seu estudo com adultos saudáveis, que uma inclinação de 15° da superfície da mesa poderia diminuir a fadiga da musculatura cervical e da cintura escapular.

Wall et al. (1991) compararam o uso da inclinação da superfície da mesa em 0° e 10° em adultos sem qualquer tipo de distúrbio motor e observaram uma posição mais ereta da cabeça e tronco no plano sagital e uma diminuição de sobrecarga na coluna cervical e torácica com a inclinação de 10°.

Marschall, Harrington e Steele (1995) encontraram que uma inclinação anterior de 15° do assento da cadeira e uma inclinação de 10° da superfície da mesa foram adequadas para crianças, sem qualquer disfunção motora, manterem um alinhamento apropriado de tronco, menor grau de flexão do pescoço e diminuição da atividade muscular dos músculos eretores da coluna, quando comparadas ao uso de uma inclinação da superfície da mesa em 0° e inclinação posterior de 5° do assento.

Freudenthal et al. (1991) observaram melhor postura de tronco e coluna cervical com inclinação da superfície da mesa em 10° em indivíduos normais, durante a atividade de leitura e escrita.

Shen, Kang e Wu (2003) compararam o uso de mesa sem recorte e com recorte em semicírculo e com inclinação em 0° e 20°, na performance de escrita em crianças com paralisia cerebral e notaram um melhor desempenho motor de indivíduos com paralisia cerebral quadriplégica atetoide, com uso da mesa com recorte; já quanto à inclinação, não foi verificada diferença entre a inclinação de 0° e 20° da superfície da mesa.

Kavak e Bumin (2009) investigaram sobre o uso de mesa com e sem recorte em semicírculo e com inclinação em 0° e 20°, no desempenho da escrita em crianças com paralisia cerebral hemiplégica e crianças com desenvolvimento típico, e constataram que crianças com paralisia cerebral revelaram valores mais altos para os parâmetros espaçamento, legibilidade e alinhamento com o uso da mesa com recorte e inclinação de 20°.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

- Verificar a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado, no desempenho motor de membros superiores de alunos com paralisia cerebral discinética, durante atividade de apontar.

3.2 Objetivos específicos

- Verificar a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado, no movimento de apontar e no controle postural de alunos com paralisia cerebral discinética.
- Identificar a melhor forma de utilização desses dispositivos, durante uma atividade de apontar.

4 MÉTODO

Neste estudo, foi realizado um delineamento de sujeito único com medidas repetidas. Esse tipo de desenho de estudo foi escolhido, pois permite identificar os reais efeitos do tratamento baseado nas respostas de um único sujeito sob condições de controle, quer dizer, se a intervenção foi ou não eficaz para cada um dos participantes, é considerado ideal quando se tem uma amostra pequena e heterogênea (PORTNEY; WATKINS, 2008).

4.1 Participantes

Participaram deste estudo quatro crianças com diagnóstico clínico de paralisia cerebral e presença de movimentos involuntários, dos gêneros masculino e feminino, idade entre oito e 12 anos, as quais possuíam habilidade motora para realizar a atividade de apontar.

Os critérios de inclusão foram: ter diagnóstico de paralisia cerebral; apresentar movimentos involuntários, habilidades motoras para realizar o movimento de apontar contra a ação da gravidade, habilidade para manter-se na postura sentada, compreensão de ordens simples e experiência com o uso de computador. Por sua vez, o critério de exclusão foi possuir algum déficit visual que não possibilitasse enxergar o alvo a ser apontado.

Todos os participantes foram submetidos à avaliação clínica neurológica, para confirmar a presença de movimentos involuntários e classificá-los de acordo com as suas características, assim como a uma avaliação psicológica, para verificar se eram capazes de compreender ordens simples.

Além disso, foram avaliados e classificados também de acordo com o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) (HIRATUKA; MATSUKURA; PFEIFER, 2010; RUSSEL et al., 2002) e com o Sistema de Classificação de Habilidade Manual (MACS), para examinar a funcionalidade da mão (ELIASSON et al., 2006), por uma fisioterapeuta (Quadro 1).

Quadro 1 – Características dos participantes.

Participantes	Idade	Gênero	Tipo de Movimento Involuntário	GMFCS	MACS
P1	8 anos	Masculino	Coreoatetósicos	IV	IV
P2	8 anos	Feminino	Coreicos	IV	V
P3	9 anos	Masculino	Atetoides	IV	III
P4	12 anos	Feminino	Balístico	IV	V

Fonte: Elaboração Própria.

4.2 Aspectos éticos

Este projeto foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP, Campus de Marília e aprovado com o parecer de número 0519/2010 (Anexo A).

Os responsáveis pelos participantes foram devidamente informados sobre a finalidade da pesquisa, bem como os procedimentos da coleta de dados, concordaram em participar do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A).

4.3 Local

A pesquisa foi realizada no laboratório de análise de desempenho motor (LADEMO) da Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP, Campus de Marília, localizado no Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES).

4.4 Equipamentos e Materiais

Filmadora digital, computador com placa de captura de vídeo, *software* de análise de movimento *Kavideo*, marcadores reflexivos, *notebook* com tela sensível ao toque, pulseira de peso, cadeira adaptada, mesa adaptada com regulagem de altura e recorte em semicírculo, suporte reclinável para *notebook* com graduação em graus, almofada com sensores de pressão *Conformat* da marca *Tekscan*, *software* de análise dos sensores de pressão *Conformat Research 5.8*, fita crepe e fita métrica.

4.5 Procedimentos para coleta de dados

4.5.1 Preparação do participante

Os participantes trajavam roupas que expunham todo o membro superior dominante, para facilitar a visualização e colocação de marcadores reflexivos, na pele de cada um.

Foram dispostos quatro marcadores em pontos anatômicos específicos, facilmente palpáveis, essenciais para analisar o movimento de apontar e que correspondiam aos principais eixos articulares do membro superior menos comprometido: proeminências ósseas

do acrômio; epicôndilo lateral da ulna; epicôndilo lateral do úmero e a superfície distal do terceiro metacarpo (Figura 1).

Figura 1 – Foto da colocação de marcadores durante a realização do movimento.



Fonte: Elaboração Própria

Cada participante foi devidamente posicionado em uma cadeira adaptada com quadril, joelhos e tornozelos em 90°; no assento dessa cadeira foi colocada uma almofada com sensores de pressão *Conformat* da marca *Tekscan*, para o registro da oscilação do centro de força. Foi posicionada, a sua frente, uma mesa com recorte em semicírculo, cuja altura foi ajustada de maneira que seus cotovelos, ao serem nela apoiados, ficassem com 90° de flexão.

No punho do membro superior menos comprometido de cada participante foi colocada uma pulseira de peso, a qual foi confeccionada com areia grossa, em tecido preto, a fim de facilitar a visualização dos marcadores, os quais eram da cor branca (Figura 2).

Figura 2 – Foto da pulseira de peso



Fonte: Elaboração Própria

O peso da pulseira foi calculado para cada participante, com base no cálculo da resistência máxima (RM) descrito por Macardle, Katch e Katch (1992). Esse cálculo foi feito a partir do emprego de um peso com o qual o indivíduo conseguisse realizar o movimento de

apontar o alvo, em uma amplitude total, por dez repetições. Esse peso foi aumentado gradualmente, até que se estabelecesse a carga de resistência máxima. Segundo Leite (2000), as atividades de fortalecimento muscular em indivíduos saudáveis deveriam ser iniciadas com resistência submáxima, que equivale a 70% da carga máxima. Mendoza et al. (2003) concluíram, em seu estudo com crianças com paralisia cerebral, que o treinamento de força e de potência deveria ser feito entre 50% a 60% da carga máxima. Neste estudo, o peso utilizado correspondeu a 50% da carga máxima de cada participante, semelhante ao usado por Audi (2006) (Quadro 2).

Quadro 2 – Peso da pulseira de peso utilizado para cada participante.

Participantes	Peso da pulseira em gramas
P1	250
P2	250
P3	325
P4	250

Fonte: Elaboração Própria

Foi mensurado também o alcance máximo realizado por cada participante com o seu membro superior menos comprometido.

4.5.2 Preparação do ambiente

O ambiente foi devidamente preparado previamente à coleta de dados. A filmadora foi posicionada em vista superior, a uma altura de 2,50 metros em relação ao chão, em um suporte fixado na parede, o que permitiu efetuar o registro da imagem de toda a superfície da mesa, bem como de todos os marcadores fixados na pele dos participantes. Esse suporte foi confeccionado especialmente para este projeto (Figura 3).

Figura 3 – Foto do ambiente de coleta de dados



Fonte: Elaboração Própria

4.5.3 Calibração do Sistema *Conformat*

O sistema *Conformat* foi previamente calibrado com pressões de até 180mmHg. A calibração foi realizada previamente à coleta de dados, por um sistema a vácuo modelo VB5A, de acordo com as recomendações do fabricante. O ajuste de sensibilidade adotado foi padrão e o valor de limiar de ruído foi três.

4.6 Estudo-piloto

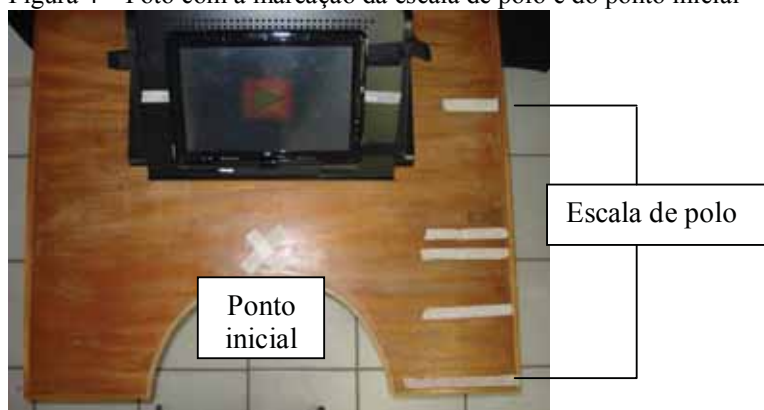
Previamente à coleta de dados, foi realizado um estudo-piloto, o qual possibilitou verificar a adequação dos equipamentos, do protocolo experimental e do tipo de análise utilizados nesta pesquisa. Participou desse estudo uma criança de nove anos de idade, do gênero feminino, matriculada no ensino regular, com experiência no manuseio de computador e, segundo avaliação clínica neurológica, apresentava hipótese diagnóstica de Síndrome de Moebius, com presença de movimentos involuntários do tipo atáxico.

4.7 Protocolo Experimental

Foi demarcada, sobre a mesa, a escala de polo, que corresponde à distância linear entre dois pontos, previamente mensurados, e cujo valor foi solicitado pelo *software* de análise de movimento, para realizar um fator de conversão das coordenadas ortogonais XY.

Essa distância correspondeu ao alcance máximo de cada participante. Também foi fixado um ponto inicial paralelo à região esternal de cada participante e ao alvo localizado na tela do *notebook*, o qual correspondeu a uma distância de 0,15 metros em relação ao tronco de cada participante (Figura 4).

Figura 4 – Foto com a marcação da escala de polo e do ponto inicial



Fonte: Elaboração Própria

O *notebook* com tela sensível ao toque foi colocado sobre um suporte reclinável com graduação em graus. Esse suporte reclinável com o *notebook* foi fixado na mesa, de modo que o centro do alvo ficasse posicionado a uma distância correspondente ao alcance máximo de cada participante. A distância entre o ponto inicial e o alvo variou de acordo com a inclinação do suporte (Quadro 3).

Quadro 3 – Distância do ponto inicial ao alvo em centímetros (cm) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°.

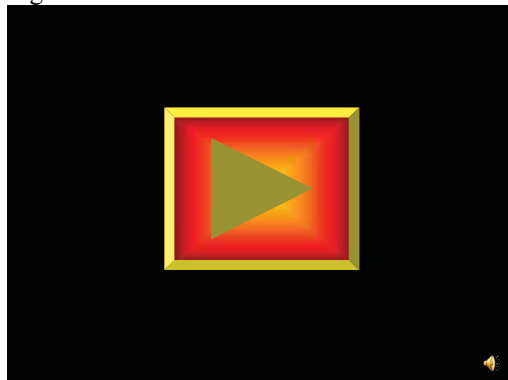
	0°	15°	30°	45°
P1	18,0 cm	17,6 cm	16,7 cm	15,3 cm
P2	17,0 cm	16,6 cm	15,8 cm	14,4 cm
P3	20,0 cm	19,4 cm	18,1 cm	15,8 cm
P4	19,0 cm	18,6 cm	17,7 cm	16,3 cm

Fonte: Elaboração Própria.

O membro superior menos comprometido foi posicionado no ponto inicial e o outro membro apoiado sobre a mesa, para não interferir no movimento do membro menos comprometido, durante a execução da tarefa.

No centro da tela, foi construído um alvo com cores de contraste para facilitar a visualização (Figura 5).

Figura 5 – Alvo com cores de contraste visualizado no centro da tela do *notebook*.



Fonte: Elaboração Própria

A tarefa consistiu em um movimento de ida do ponto inicial até o alvo, localizado no centro da tela do *notebook*.

O suporte com o *notebook* foi usado em quatro inclinações: 0°, 15°, 30° e 45°. A escolha dessas inclinações teve como base a experiência da pesquisadora no dia-a-dia com essas crianças. A tarefa, portanto, foi executada nessas quatro inclinações e nas condições: sem e com o uso da pulseira de peso, o que correspondeu a oito combinações diferentes: sem o uso da pulseira de peso na inclinação 0°, 15°, 30° e 45°, e com o uso da pulseira de peso na inclinação de 0°, 15°, 30° e 45°.

A coleta de dados teve duração de 10 dias, sendo que em cada dia foram realizadas as oito combinações, o que totalizou 10 repetições para cada combinação. A ordem de execução dessas combinações foi randômica, feita por sorteio, antes de cada dia de coleta, para evitar o fator fadiga e aprendizagem.

Para que a tarefa do movimento de ida do ponto inicial até alvo fosse estimulante e estivesse dentro de um contexto educacional, foram construídas, por meio do programa *Microsoft Power Point*, histórias infantis ilustradas, com áudio e de acordo com a faixa etária da criança. Assim, a criança executava a tarefa à medida que lia a história. Ao tocar no alvo, ela mudava a página e, ao terminar a leitura de cada página da historinha, automaticamente, era conduzida para a página com o alvo, e assim sucessivamente.

A filmadora registrou o movimento realizado por cada participante, e os sensores da almofada *Conformat* registraram os dados de oscilação do centro de força, durante a execução da tarefa.

4.8 Procedimentos para análise dos dados

As imagens registradas pela filmadora foram transferidas para um computador que possuía uma placa de vídeo e o *software* de análise de movimento *Kavideo*. Em seguida, esse *software* de análise de movimento fez o processamento dessas imagens e a reconstrução do movimento.

O *software Kavideo* forneceu os valores de velocidade, aceleração em cada *frame* e o número total de *frames*, durante a execução da tarefa de cada uma das 10 repetições das 8 combinações. Os dados de velocidade e aceleração foram exportados para uma planilha do *Microsoft Excel*, no qual foi feito o cálculo da média aritmética, o que resultou no valor da velocidade escalar média (m/s) e aceleração escalar média (m/s²) para cada uma das 10 repetições das 8 combinações. A situação na qual cada participante obteve os menores valores de velocidade escalar média (m/s) e de aceleração escalar média (m/s²) foi considerada como melhor desempenho, durante a atividade de apontar, de acordo com a relação inversa entre velocidade e precisão proposta inicialmente por Fitts, na qual estabelece que, quanto menor a velocidade, maior é a precisão do movimento (FITTS, 1954).

A frequência desse *software* era de 60 *frames* por segundo, ou seja, cada segundo correspondia a 60 frames, de modo que foi possível calcular o tempo despendido para a execução do movimento de ida do ponto inicial ao alvo para cada uma das 10 repetições das oito combinações. Por meio da fórmula: $s = \frac{\text{velocidademédia}}{\text{tempo}}$ foi possível calcular o deslocamento escalar.

Com base no deslocamento escalar, realizado pelo membro superior dos participantes durante o experimento, e do deslocamento mínimo que deveria ser feito durante a execução da tarefa, o qual correspondia à distância do ponto inicial ao alvo, foi possível calcular o índice de retidão.

O índice de retidão indica quantas vezes cada participante teve de realizar uma trajetória maior em relação ao menor deslocamento que o membro superior poderia ter percorrido. O cálculo foi feito pela razão entre o deslocamento escalar realizado pelo membro superior e o deslocamento mínimo que poderia ser executado nessa trajetória. Índice de retidão com valor igual a 1 indica que o movimento foi realizado na menor distância possível. Índice de retidão maior que 1 indica o quanto a trajetória do movimento foi maior que o menor deslocamento que o membro superior poderia ter percorrido (CARVALHO et al., 2008).

Os dados referentes à oscilação do centro de força foram capturados via interface e transferidos para o computador, onde foi feita a análise por meio do *software Conformat Research 5.8*. Esses dados foram exportados para o programa *Microsoft Excel*, e os seguintes parâmetros foram analisados: o comprimento total da trajetória do deslocamento do centro de força (CT); a amplitude dos deslocamentos do centro de força (COF), nos sentidos ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML).

Uma vez que o COF foi dado por meio de coordenadas X e Y, o comprimento da trajetória do deslocamento do COF entre dois quadros consecutivos (CT_{inst}) foi calculado pelo teorema de Pitágoras (TOOKUNI et al., 2005):

$$CT_{inst}^2 = ((Y_b - 1.4732) - (Y_a - 1.4732))^2 + ((X_b - 1.4732) - (X_a - 1.4732))^2$$

Em que:

CT_{inst} (cm) = comprimento da trajetória do deslocamento do COF do ponto "a" ao ponto "b"

Y_b = ordenada ântero-posterior final

Y_a = ordenada ântero-posterior inicial

X_b = abscissa médio-lateral final

X_a = abscissa médio-lateral inicial 1.4732 (cm) = distância entre os sensores

Assim, o comprimento total da trajetória do deslocamento do COF (CT) foi obtido pela soma dos " CT_{inst} " de cada teste:

$$CT = CT_{inst} (1^\circ \text{ quadro}) + CT_{inst} (2^\circ \text{ quadro}) + \dots + CT_{inst} (\text{último quadro})$$

A amplitude do deslocamento ântero-posterior do COF (AP) e a amplitude do deslocamento médio-lateral do COF (ML) foram obtidas a partir da diferença entre o valor máximo e mínimo do deslocamento do COF, nos respectivos sentidos:

$$AP = (Y_{\max} - 1.4732) - (Y_{\min} - 1.4732)$$

e

$$ML = (X_{\max} - 1.4732) - (X_{\min} - 1.4732)$$

Em que:

AP (cm) = amplitude do deslocamento ântero-posterior do COF

$Y_{\max}$ = valor máximo da ordenada ântero-posterior

$Y_{\min}$ = valor mínimo da ordenada ântero-posterior

ML (cm) = amplitude do deslocamento médio-lateral do COF

$X_{\max}$ = valor máximo da abscissa médio-lateral

$X_{\min}$ = valor mínimo da abscissa médio-lateral

1.4732 cm = distância entre os sensores

A unidade de medida utilizada foi centímetros (cm).

Para este estudo, foi considerada como melhor desempenho a situação na qual o participante obteve um menor deslocamento do COF, tanto em trajetória total, como deslocamento médio-lateral e ântero-posterior, pois isso implica maior estabilidade postural (BRACCIALLI et al., 2011; CHERNG, et al., 2009; PARKINSON; CHAFFIN; REED, 2006).

4.9 Análise Estatística

Uma análise estatística descritiva foi efetuada por meio da média, desvio-padrão, valor máximo e mínimo dos dados de velocidade escalar (m/s), índice de retidão, aceleração escalar (m/s^2), trajetória total do centro de força (cm), deslocamento médio-lateral do centro de força (cm) e deslocamento ântero-posterior do centro de força (cm).

A comparação entre o uso ou não da pulseira de peso e as diferentes inclinações usadas, no desempenho motor do membro superior, foi realizada por meio de teste estatístico não-paramétrico, Teste de Friedman. O valor adotado foi de $p \leq 0.05$. Quando houve diferença estatisticamente significativa, procedeu-se à comparação de dois a dois; para tanto, foi efetuado a comparação múltipla por meio do Teste de Friedman (CONOVER, 1999).

5 RESULTADOS

A seguir, serão demonstrados os resultados de cada um dos participantes, subdivididos em: (a) análise do movimento no qual serão apresentados os dados de velocidade escalar, índice de retidão e aceleração escalar; (b) análise do controle postural, cujos dados são referentes à trajetória total, deslocamento médio-lateral e deslocamento ântero-posterior do centro de força.

5.1 Análise do movimento

5.1.1 Velocidade Escalar

Na Tabela 1, encontram-se os dados referentes à velocidade nas situações com pulseira de peso (CP) e sem o uso de pulseira de peso (SP), para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1, P2 e P3. Porém, o menor valor médio de velocidade foi obtido na condição CP45 para P1, SP45 para P2 e CP0 para P3, enquanto um maior valor médio de velocidade pôde ser constatado na condição SP0 para P1 e P3 e CP45 para P2.

Em relação aos dados de P4, houve diferença estatisticamente significante, e foi possível notar que a média de velocidade foi menor na situação SP0 e maior na condição CP30. Ao realizar a comparação de dois a dois, por meio do teste de Friedman, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e CP30; SP0 e SP30; SP0 e SP15; SP0 e SP45; CP0 e CP30; SP15 e CP15; CP15 e CP30.

Tabela 1 – Dados referentes à velocidade (m/s) nas situações com pulseira de peso (CP) e sem pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	CP0	SP15	CP15	SP30	CP30	SP45	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	0,24(±0,05)	0,18(±0,03)	0,19(±0,05)	0,20(±0,04)	0,22(±0,05)	0,21(±0,06)	0,23(±0,08)	0,17(±0,07)	0,21
	0,15-0,31	0,24-0,12	0,29-0,11	0,28-0,14	0,27-0,13	0,31-0,14	0,36-0,11	0,27-0,05	
P2	0,16(±0,05)	0,14(±0,08)	0,15(±0,06)	0,19(±0,07)	0,17(±0,06)	0,18(±0,09)	0,13(±0,04)	0,20(±0,09)	0,06
	0,25-0,08	0,29-0,07	0,24-0,06	0,30-0,07	0,25-0,09	0,33-0,10	0,20-0,07	0,35-0,09	
P3	0,20(±0,04)	0,13(±0,06)	0,18(±0,05)	0,16(±0,04)	0,17(±0,06)	0,15(±0,06)	0,19(±0,04)	0,14(±0,04)	0,38
	0,23-0,11	0,27-0,08	0,23-0,09	0,19-0,07	0,27-0,09	0,30-0,10	0,25-0,13	0,21-0,07	
P4	0,10(±0,05)	0,12(±0,04)	0,17(±0,07)	0,11(±0,04)	0,15(±0,08)	0,19(±0,09)	0,16(±0,09)	0,13(±0,06)	0,02*
	0,20-0,04	0,17-0,04	0,29-0,07	0,19-0,07	0,27-0,05	0,32-0,05	0,38-0,05	0,24-0,04	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 2, explicitam-se os dados referentes à velocidade na situação sem o uso da pulseira de peso (SP), para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

De acordo com os dados obtidos, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1, P2 e P3. No entanto, foi possível observar um menor valor médio de velocidade com a inclinação de 15° e maior valor de média de velocidade com a inclinação de 0°, para o participante P1; um maior valor médio de velocidade com a inclinação de 30° e menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P2, e um maior valor médio de velocidade com a inclinação de 0° e menor valor com a inclinação de 30°, para o participante P3.

Por sua vez, para o participante P4, houve diferença estatisticamente significativa, e verificou-se um maior valor médio de velocidade com a inclinação de 15° e menor valor com a inclinação de 0°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre: SP0 e SP15; SP0 e SP30; SP0 e SP45.

Tabela 2 – Dados referentes à velocidade (m/s) nas situações sem pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	0,24(±0,05)	0,19(±0,05)	0,22(±0,05)	0,23(±0,08)	0,51
	0,15-0,31	0,29-0,11	0,27-0,13	0,36-0,11	
P2	0,16(±0,05)	0,15(±0,06)	0,17(±0,06)	0,13(±0,04)	0,22
	0,25-0,08	0,24-0,06	0,25-0,09	0,20-0,07	
P3	0,20(±0,04)	0,18(±0,05)	0,17(±0,06)	0,19(±0,04)	0,89
	0,23-0,11	0,23-0,09	0,27-0,09	0,25-0,13	
P4	0,10(±0,05)	0,17(±0,07)	0,15(±0,08)	0,16(±0,09)	0,007*
	0,20-0,04	0,29-0,07	0,27-0,05	0,38-0,05	

Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 3 demonstra os dados de velocidade (m/s) na situação com o uso da pulseira de peso (CP), para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1, P3 e P4. Contudo, a média da velocidade foi menor com a inclinação 45° e maior com 30°, para o participante P1; foi menor com a inclinação 0° e maior com 15°, para o participante P3, e foi menor para a inclinação 15° e maior com 30° para o participante P4.

No que concerne ao participante P2, foi encontrada diferença estatisticamente significativa e observa-se que a média da velocidade foi menor com a inclinação 0° e maior com 45°. Ao realizar a comparação de dois a dois, houve diferença significativa entre: CP0 e CP45.

Tabela 3 – Dados referentes à velocidade (m/s) nas situações com pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	0,18(±0,03) 0,24-0,12	0,20(±0,04) 0,28-0,14	0,21(±0,06) 0,31-0,14	0,17(±0,07) 0,27-0,05	0,26
P2	0,14(±0,08) 0,29-0,07	0,19(±0,07) 0,30-0,07	0,18(±0,09) 0,33-0,10	0,20(±0,09) 0,35-0,09	0,03*
P3	0,13(±0,06) 0,27-0,08	0,16(±0,04) 0,19-0,07	0,15(±0,06) 0,30-0,10	0,14(±0,04) 0,21-0,07	0,92
P4	0,12(±0,04) 0,17-0,04	0,11(±0,04) 0,19-0,07	0,19(±0,09) 0,32-0,05	0,13(±0,06) 0,24-0,04	0,14

Fonte: Elaboração própria.

5.1.2 Índice de Retidão

A Tabela 4 relaciona-se aos dados de índice de retidão obtidos pelos participantes P1, P2, P3 e P4, durante a execução da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP), para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°.

Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes somente nos dados do participante P3, e pôde-se observar um menor valor médio de índice de retidão sem o uso de pulseira de peso e inclinação 45° e maior com o uso da pulseira de peso e inclinação 45°. Ao

realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e CP30; SP0 e SP45; CP0 e CP30; CP0 e SP45; SP15 e SP45; CP15 e CP30; CP30 e CP45; SP45 e CP45.

Apesar de não terem sido encontradas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1, P2 e P4, foi possível notar que o índice de retidão médio foi menor sem o uso da pulseira de peso e inclinação 45° e maior sem o uso da pulseira de peso e inclinação 0°, para o participante P1; menor na condição sem o uso da pulseira de peso e inclinação 45°, e maior com o uso da pulseira de peso e inclinação 45°, para o participante P2; menor na condição sem o uso da pulseira de peso e inclinação 45°, e maior sem o uso da pulseira de peso e inclinação 15°, para o participante P4.

Tabela 4 – Dados referentes ao índice de retidão durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) e sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	CP0	SP15	CP15	SP30	CP30	SP45	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	5,55(±6,44)	5,33(±6,70)	4,43(±3,41)	5,39(±4,06)	5,32(±4,43)	4,79(±7,72)	3,52(±1,97)	4,70(±3,30)	0,08
	12,55-2,05	12,22-1,38	7,27-1,70	8,46-2,15	10,65-2,15	14,97-1,31	4,77-1,50	8,30-1,00	
P2	2,17(±1,26)	2,41(±1,18)	1,98(±1,41)	2,28(±1,34)	2,15(±0,91)	2,46(±1,09)	1,96(±1,00)	2,53(±0,83)	0,52
	3,29-1,23	4,00-1,50	4,27-1,32	3,43-1,01	3,35-1,13	4,05-1,20	3,22-1,00	3,35-1,64	
P3	1,70(±0,32)	1,60(±0,23)	1,49(±0,28)	1,54(±0,36)	1,76(±0,69)	1,43(±0,51)	1,39(±0,19)	1,96(±0,71)	0,01*
	2,15-1,40	1,95-1,40	1,80-1,08	2,11-1,08	3,14-1,10	2,59-1,00	1,64-1,01	3,86-1,32	
P4	7,52(±11,11)	8,57(±7,76)	12,47(±12,14)	8,38(±13,85)	8,13(±7,99)	8,02(±15,70)	5,58(±4,15)	9,38(±11,93)	0,27
	23,94-1,1	14,21-1,15	25,32-2,52	29,46-1,93	20,33-4,12	35,48-3,55	9,57-1,77	28,83-1,77	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 5, estão os dados do índice de retidão obtidos durante a execução da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° pelos participantes P1, P2, P3 e P4.

Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes somente para os dados do participante P4, e percebeu-se um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 45° e maior valor médio com a inclinação de 15°. Ao realizar a comparação de dois a dois, houve diferença significativa entre SP0 e SP15.

Já para os dados dos participantes P1, P2 e P3, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, todavia, observou-se um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 45°, e maior valor médio com a inclinação de 0°, para o participante P1 e P2 e um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 45° e maior valor médio com a inclinação de 30°, para o participante P3.

Tabela 5 – Dados referentes ao índice de retidão durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	5,55(±6,44)	4,43(±3,41)	5,32(±4,43)	3,52(±1,97)	0,19
	12,55-2,05	7,27-1,70	10,65-2,15	4,77-1,50	
P2	2,17(±1,26)	1,98(±1,41)	2,15(±0,91)	1,96(±1,00)	0,66
	3,29-1,23	4,27-1,32	3,35-1,13	3,22-1,00	
P3	1,70(±0,32)	1,49(±0,28)	1,76(±0,69)	1,39(±0,19)	0,07
	2,15-1,40	1,80-1,08	3,14-1,10	1,64-1,01	
P4	7,52(±11,11)	12,47(±12,14)	8,13(±7,99)	5,58(±4,15)	0,02*
	23,94-1,1	25,32-2,52	20,33-4,12	9,57-1,77	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 6, estão demonstrados os dados de índice de retidão obtidos durante a execução da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, pelos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes nos dados dos participantes P1, P2 e P4. Porém, verificou-se um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 45° e maior valor com a inclinação de 15°, para o participante P1; um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 15°, e maior valor com a inclinação de 45°, para o participante P2, e um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 30° e maior valor com a inclinação de 45°, para o participante P4.

Já para o participante P3, foi encontrada diferença estatisticamente significativa e verificou-se um menor valor médio de índice de retidão com a inclinação de 30°, e maior valor com a inclinação de 45°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre: CP30 e CP45.

Tabela 6 – Dados referentes ao índice de retidão durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	5,33(±6,70)	5,39(±4,06)	4,79(±7,72)	4,70(±3,30)	0,26
	12,22-1,38	8,46-2,15	14,97-1,31	8,30-1,00	
P2	2,41(±1,18)	2,28(±1,34)	2,46(±1,09)	2,53(±0,83)	0,41
	4,00-1,50	3,43-1,01	4,05-1,20	3,35-1,64	
P3	1,60(±0,23)	1,54(±0,36)	1,43(±0,51)	1,96(±0,71)	0,03*
	1,95-1,40	2,11-1,08	2,59-1,00	3,86-1,32	
P4	8,57(±7,76)	8,38(±13,85)	8,02(±15,70)	9,38(±11,93)	0,72
	14,21-1,15	29,46-1,93	35,48-3,55	28,83-1,77	

Fonte: Elaboração própria.

5.1.3 Aceleração Escalar

A Tabela 7 refere-se aos dados de aceleração escalar (m/s^2) obtidos durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, pelos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os dados dos participantes P1, P2 e P3. Todavia, verificou-se que o valor médio de aceleração escalar obtido durante a realização da tarefa foi menor na condição CP45, para P1, CP0 para P2, e CP15, para P3, e maior na situação SP0, para P1 e P3, e CP15, para P2.

Por outro lado, para P4, foi encontrada diferença estatisticamente significativa, e verificou-se que o valor médio de aceleração escalar obtido durante a realização da tarefa foi menor, na situação CP0, e maior, na condição SP15. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre: SP0 e SP15; SP0 e CP30; SP0 e SP45; CP0 e SP15; CP0 e SP30; CP0 e CP30; CP0 e SP45; SP15 e CP45; CP30 e CP45.

Tabela 7 – Dados referentes à aceleração escalar (m/s^2) durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) e sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0° , 15° , 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	CP0	SP15	CP15	SP30	CP30	SP45	CP45	p
Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	
Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	6,33($\pm$ 0,89)	5,64($\pm$ 0,83)	6,07($\pm$ 0,86)	5,87($\pm$ 0,66)	6,19($\pm$ 0,87)	6,13($\pm$ 1,31)	6,30($\pm$ 1,51)	5,28($\pm$ 1,85)	0,78
	7,97-4,70	7,07-4,35	6,97-4,42	6,64-4,56	7,28-4,67	8,01-4,42	9,01-3,80	7,99-1,73	
P2	4,69($\pm$ 1,10)	4,28($\pm$ 1,36)	4,61($\pm$ 1,04)	5,51($\pm$ 1,36)	5,24($\pm$ 1,10)	5,45($\pm$ 1,62)	4,52($\pm$ 1,07)	5,28($\pm$ 1,38)	0,08
	6,33-3,23	6,79-2,73	6,48-2,80	8,14-3,23	6,96-3,34	8,17-3,47	6,09-3,10	8,33-3,53	
P3	3,85($\pm$ 0,52)	3,44($\pm$ 0,81)	3,54($\pm$ 0,47)	3,40($\pm$ 0,64)	3,81($\pm$ 0,89)	3,46($\pm$ 0,82)	3,77($\pm$ 0,66)	3,65($\pm$ 0,57)	0,39
	4,69-3,25	4,96-2,69	4,36-2,62	4,41-2,61	5,25-2,60	5,32-2,53	4,70-2,47	4,47-2,62	
P4	3,19($\pm$ 1,11)	3,09($\pm$ 1,30)	4,57($\pm$ 1,37)	3,54($\pm$ 0,95)	4,07($\pm$ 1,50)	4,30($\pm$ 1,56)	4,50($\pm$ 2,14)	3,47($\pm$ 2,00)	0,02*
	4,89-1,16	5,91-1,61	6,91-2,49	5,02-2,30	6,04-1,49	6,44-1,86	9,88-1,72	7,16-1,28	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 8, estão contemplados os dados de aceleração escalar (m/s^2) obtidos durante a realização da tarefa de apontar sem a utilização da pulseira de peso (SP), pelos participantes P1, P2, P3 e P4, notando-se que não houve diferença estatisticamente significativa.

No entanto, verificou-se maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 0° e menor com a inclinação de 15° , para o participante P1; maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 30° e menor com a inclinação de 45° , para o participante P2; maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 0° e menor com a inclinação de 15° , para o participante P3, e maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 15° e menor com a inclinação de 0° , para o participante P4.

Tabela 8 – Dados referentes à aceleração escalar (m/s^2) durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações $0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$ e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	Média($\pm$ DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	6,33($\pm$ 0,89)	6,07($\pm$ 0,86)	6,19($\pm$ 0,87)	6,30($\pm$ 1,51)	0,94
	7,97-4,70	6,97-4,42	7,28-4,67	9,01-3,80	
P2	4,69($\pm$ 1,10)	4,61($\pm$ 1,04)	5,24($\pm$ 1,10)	4,52($\pm$ 1,07)	0,24
	6,33-3,23	6,48-2,80	6,96-3,34	6,09-3,10	
P3	3,85($\pm$ 0,52)	3,54($\pm$ 0,47)	3,81($\pm$ 0,89)	3,77($\pm$ 0,66)	0,51
	4,69-3,25	4,36-2,62	5,25-2,60	4,70-2,47	
P4	3,19($\pm$ 1,11)	4,57($\pm$ 1,37)	4,07($\pm$ 1,50)	4,50($\pm$ 2,14)	0,15
	4,89-1,16	6,91-2,49	6,04-1,49	9,88-1,72	

Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 9 apresenta os dados de aceleração escalar (m/s^2) obtidos durante a realização da tarefa de apontar com a utilização da pulseira de peso (CP), pelos participantes P1, P2, P3 e P4, e não foram encontradas diferenças significantes para nenhuma das crianças.

Verificou-se um maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 30° e menor valor de média com a inclinação de 45° , para o participante P1; um maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 15° e menor valor de média com a inclinação de 0° , para o participante P2; um maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de

45° e menor valor de média com a inclinação de 15°, para o participante P3; e um maior valor médio de aceleração escalar com a inclinação de 30° e menor valor de média com a inclinação de 0°, para o participante P4.

Tabela 9 – Dados referentes à aceleração escalar (m/s^2) durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	5,64(±0,83)	5,87(±0,66)	6,13(±1,31)	5,28(±1,85)	0,61
	7,07-4,35	6,64-4,56	8,01-4,42	7,99-1,73	
P2	4,28(±1,36)	5,51(±1,36)	5,45(±1,62)	5,28(±1,38)	0,14
	6,79-2,73	8,14-3,23	8,17-3,47	8,33-3,53	
P3	3,44(±0,81)	3,40(±0,64)	3,46(±0,82)	3,65(±0,57)	0,51
	4,96-2,69	4,41-2,61	5,32-2,53	4,47-2,62	
P4	3,09(±1,30)	3,54(±0,95)	4,30(±1,56)	3,47(±2,00)	0,19
	5,91-1,61	5,02-2,30	6,44-1,86	7,16-1,28	

Fonte: Elaboração própria.

5.2 Análise do Controle Postural

5.2.1 Trajetória Total

A Tabela 10 exibe os dados da trajetória total (cm) do centro de força obtidos durante a execução da tarefa de apontar sem a utilização da pulseira de peso (SP) e com a utilização da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, pelos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não houve diferença estatisticamente significativa para os participantes P1, P2 e P4. Verificou-se maior valor médio de trajetória total na condição CP0 para P1 e P2 e SP15, para P4, e menor valor na situação SP45, para P1 e P4, e SP0, para P2.

Já para o participante P3, houve diferença estatisticamente significativa, e verificou-se maior valor de trajetória total média na situação CP0 e menor valor na condição

SP45. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e CP0; CP0 e SP15, CP0 e CP30; CP0 e SP45; CP0 e CP45; SP15 e CP15; SP15 e SP30; CP15 e CP30; CP15 e SP45; SP30 e CP30.

Tabela 10 – Dados referentes à trajetória total (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) e sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	CP0	SP15	CP15	SP30	CP30	SP45	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	32,58(±25,81)	36,35(±23,64)	24,37(±14,19)	30,24(±15,89)	31,11(±16,57)	30,19(±38,89)	22,62(±16,24)	35,24(±21,37)	0,45
	87,73-4,60	67,83-5,03	45,76-8,40	67,38-11,68	58,74-14,07	138,79-9,66	58,49-5,75	77,29-8,30	
P2	7,44(±5,24)	11,80(±5,57)	8,54(±3,22)	9,76(±9,74)	8,94(±4,25)	9,40(±5,94)	8,29(±2,70)	8,72(±3,20)	0,15
	20,95-3,33	23,55-4,81	14,80-4,15	36,50-3,67	17,61-5,74	25,60-4,42	12,56-4,67	13,57-5,11	
P3	11,83(±5,67)	17,12(±4,63)	8,77(±1,84)	13,25(±6,45)	13,24(±6,45)	9,43(±2,81)	10,01(±2,63)	10,47(±3,71)	0,001*
	22,69-5,92	23,48-8,84	13,33-7,02	17,87-8,46	25,78-4,67	14,81-6,66	15,87-7,94	19,61-7,57	
P4	73,31(±60,04)	90,01(±33,22)	105,94(±92,64)	87,78(±70,98)	93,64(±87,19)	70,01(±50,72)	46,44(±38,32)	82,16(±62,52)	0,30
	176,27-5,99	145,71-43,33	311,98-10,55	264,41-23,97	288,11-9,05	140,46-10,53	100,95-4,44	197,09-12,07	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 11, reúnem-se os dados da trajetória total (cm) do centro de força obtidos durante a execução da tarefa de apontar sem a utilização da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, pelos participantes P1, P2, P3 e P4, e não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes.

Foi possível notar um maior valor médio de trajetória total com a inclinação de 0° e menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P1; um maior valor médio com a inclinação de 30° e menor valor com a inclinação de 0°, para o participante P2; um maior valor médio com a inclinação de 30° e menor valor com a inclinação de 15°, para o participante P3; e um maior valor médio com a inclinação de 15° e menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P4.

Tabela 11 – Dados referentes à trajetória total (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	32,58(±25,81)	24,37(±14,19)	31,11(±16,57)	22,62(±16,24)	0,16
	87,73-4,60	45,76-8,40	58,74-14,07	58,49-5,75	
P2	7,44(±5,24)	8,54(±3,22)	8,94(±4,25)	8,29(±2,70)	0,25
	20,95-3,33	14,80-4,15	17,61-5,74	12,56-4,67	
P3	11,83(±5,67)	8,77(±1,84)	13,24(±6,45)	10,01(±2,63)	0,47
	22,69-5,92	13,33-7,02	25,78-4,67	15,87-7,94	
P4	73,31(±60,04)	105,94(±92,64)	93,64(±87,19)	46,44(±38,32)	0,16
	176,27-5,99	311,98-10,55	288,11-9,05	100,95-4,44	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 12, estão os dados da trajetória total (cm) do centro de força obtidos durante a execução da tarefa de apontar com o emprego da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, pelos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não houve diferença estatisticamente significativa para os participantes P1, P2 e P4, e observou-se menor valor médio da trajetória total de COF com a inclinação de 30° e maior valor médio com a inclinação de 0°, para o participante P1; menor valor médio com a

inclinação de 45° e maior valor médio com a inclinação de 0°, para o participante P2; e menor valor médio com a inclinação de 45° e maior valor médio com a inclinação de 0°, para o participante P4.

Para o participante P3, houve diferença estatisticamente significativa, e observou-se menor valor médio com a inclinação de 30° e maior valor médio com a inclinação de 0°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre CP0 e CP30; CP0 e CP45; CP15 e CP30.

Tabela 12 – Dados referentes à trajetória total (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	36,35(±23,64)	30,24(±15,89)	30,19(±38,89)	35,24(±21,37)	0,72
	67,83-5,03	67,38-11,68	138,79-9,66	77,29-8,30	
P2	11,80(±5,57)	9,76(±9,74)	9,40(±5,94)	8,72(±3,20)	0,23
	23,55-4,81	36,50-3,67	25,60-4,42	13,57-5,11	
P3	17,12(±4,63)	13,25(±6,45)	9,43(±2,81)	10,47(±3,71)	0,006*
	23,48-8,84	17,87-8,46	14,81-6,66	19,61-7,57	
P4	90,01(±33,22)	87,78(±70,98)	70,01(±50,72)	82,16(±62,52)	0,35
	145,71-43,33	264,41-23,97	140,46-10,53	197,09-12,07	

Fonte: Elaboração própria.

5.2.2 Deslocamento médio-lateral

A Tabela 13 contém os dados do deslocamento (cm) médio-lateral do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não houve diferença estatisticamente significativa para os participantes P1, P2 e P4. O valor médio do deslocamento médio-lateral do centro de força foi maior na situação

SP30 para P1, CP0 para P2 e SP15 para P4, e menor na situação SP15 para P1 e SP45 para P2 e P4.

Para o participante P3, houve diferença estatisticamente significativa. O valor médio do deslocamento médio-lateral do centro de força foi maior na situação SP30 e menor na condição CP30. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e CP0; SP0 e SP15; SP0 e CP15; SP0 e SP30; CP0 e CP30; CP0 e CP45; SP15 e SP30; SP15 e CP30; CP15 e SP30; CP15 e CP30; SP30 e CP30; SP30 e SP45; SP30 e CP45; CP30 e SP45.

Tabela 13 – Dados referentes ao deslocamento médio-lateral (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	CP0	SP15	CP15	SP30	CP30	SP45	CP45	p
Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	6,35(±3,08)	7,26(±3,98)	6,08(±2,55)	7,24(±2,62)	8,52(±3,63)	6,84(±4,18)	6,57(±3,27)	7,84(±2,78)	0,58
	10,77-1,03	13,89-1,03	9,21-1,97	11,82-3,45	14,30-3,12	13,41-1,02	11,61-1,56	11,06-2,58	
P2	0,76(±0,29)	0,85(±0,17)	0,70(±0,13)	0,73(±0,12)	0,71(±0,21)	0,75(±0,21)	0,65(±0,19)	0,74(±0,16)	0,35
	1,44-0,46	1,03-0,55	0,88-0,50	1,00-0,59	1,05-0,43	1,08-0,46	1,09-0,47	1,00-0,50	
P3	1,00(±0,65)	1,14(±0,19)	1,30(±0,90)	1,40(±1,16)	2,08(±1,19)	0,85(±0,34)	1,55(±1,20)	1,07(±0,62)	0,0003*
	2,61-0,53	1,40-0,77	3,48-0,78	4,29-0,75	4,45-0,84	1,33-0,47	4,14-0,71	2,61-0,65	
P4	9,30(±6,19)	12,19(±3,55)	12,82(±6,69)	11,62(±6,39)	11,48(±6,62)	12,34(±5,15)	7,97(±5,85)	10,98(±6,42)	0,22
	17,65-1,65	16,63-4,82	20,02-1,64	18,08-1,61	19,83-1,49	18,06-1,89	15,70-0,99	19,52-1,61	

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 14, exibem-se os dados do deslocamento (cm) médio-lateral do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1 e P2, porém, foi possível observar um maior valor médio de deslocamento médio-lateral com a inclinação de 30° e menor valor médio com a inclinação de 15°, para o participante P1, ao lado de um maior valor médio de deslocamento médio-lateral com a inclinação de 0° e menor valor médio com a inclinação de 45°, para o participante P2.

Por sua vez, para os participantes P3 e P4, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, e percebeu-se um maior valor médio de deslocamento médio-lateral com a inclinação de 30° e menor valor médio com a inclinação de 0°, para o participante P3, e maior valor médio de deslocamento médio-lateral com a inclinação de 15° e menor valor médio com a inclinação de 45°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e SP30; SP15 e SP30, para o participante P3 e SP15 e SP45; SP30 e SP45; SP0 e SP15 para P4.

Tabela 14 – Dados referentes ao deslocamento médio-lateral (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	6,35(±3,08)	6,08(±2,55)	8,52(±3,63)	6,57(±3,27)	0,39
	10,77-1,03	9,21-1,97	14,30-3,12	11,61-1,56	
P2	0,76(±0,29)	0,70(±0,13)	0,71(±0,21)	0,65(±0,19)	0,76
	1,44-0,46	0,88-0,50	1,05-0,43	1,09-0,47	
P3	1,00(±0,65)	1,30(±0,90)	2,08(±1,19)	1,55(±1,20)	0,002*
	2,61-0,53	3,48-0,78	4,45-0,84	4,14-0,71	
P4	9,30(±6,19)	12,82(±6,69)	11,48(±6,62)	7,97(±5,85)	0,02*
	17,65-1,65	20,02-1,64	19,83-1,49	15,70-0,99	

Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 15 reúne os dados referentes ao deslocamento (cm) médio-lateral do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes para os participantes P1, P2 e P4. Todavia, houve um maior valor médio de deslocamento médio lateral com a inclinação de 45° e um menor valor com a inclinação de 30°, para o participante P1; um maior valor médio de deslocamento médio lateral com a inclinação de 0° e um menor valor com a inclinação de 15°, para o participante P2; e um maior valor médio de deslocamento médio lateral com a inclinação de 30° e um menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P4.

Para o participante P3, foi encontrada diferença estatisticamente significativa, e verificou-se um maior valor médio de deslocamento médio lateral com a inclinação de 15° e um menor valor com a inclinação de 30°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre CP0 e CP30; CP15 e CP30.

Tabela 15 – Dados referentes ao deslocamento médio-lateral (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	7,26(±3,98)	7,24(±2,62)	6,84(±4,18)	7,84(±2,78)	0,98
	13,89-1,03	11,82-3,45	13,41-1,02	11,06-2,58	
P2	0,85(±0,17)	0,73(±0,12)	0,75(±0,21)	0,74(±0,16)	0,11
	1,03-0,55	1,00-0,59	1,08-0,46	1,00-0,50	
P3	1,14(±0,19)	1,40(±1,16)	0,85(±0,34)	1,07(±0,62)	0,02*
	1,40-0,77	4,29-0,75	1,33-0,47	2,61-0,65	
P4	12,19(±3,55)	11,62(±6,39)	12,34(±5,15)	10,98(±6,42)	0,94
	16,63-4,82	18,08-1,61	18,06-1,89	19,52-1,61	

Fonte: Elaboração própria.

5.2.3 Deslocamento ântero-posterior

A Tabela 16 apresenta os dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa para o participante P1, e pôde-se observar que o valor médio de deslocamento ântero-posterior foi maior na situação SP30 e menor na condição SP15. Ao realizar a comparação de dois em dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e CP0; SP0 e SP30; CP0 e SP15; CP0 e SP45; SP15 e SP30; CP15 e SP30; SP30 e SP45.

Enquanto isso, para os participantes P2, P3 e P4, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes, entretanto, pôde-se observar que o valor médio de deslocamento ântero-posterior foi maior na situação CP15 para P2, CP45 para P3 e SP30 para P4, e menor na condição SP15 para P2 e P3 e CP45 para P4.

Tabela 16 – Dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) e com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0		CP0		SP15		CP15		SP30		CP30		SP45		CP45		p
	Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		Média(±DP)		
	Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		Máx-Mín		
P1	3,56(±2,40)		4,86(±2,50)		3,07(±1,30)		3,96(±1,91)		5,24(±2,38)		4,32(±2,26)		3,71(±2,21)		4,10(±1,84)		0,03*
	8,82-0,37		9,63-1,21		6,07-1,64		7,00-1,30		10,11-2,55		9,06-1,30		7,81-1,61		6,87-1,41		
P2	0,54(±0,10)		0,55(±0,24)		0,49(±0,12)		0,61(±0,16)		0,51(±0,13)		0,58(±0,11)		0,53(±0,15)		0,52(±0,13)		0,47
	0,70-0,36		1,07-0,28		0,70-0,28		0,97-0,39		0,69-0,26		0,78-0,42		0,81-0,29		0,76-0,32		
P3	0,74(±0,20)		0,80(±0,24)		0,63(±0,30)		0,83(±0,27)		0,81(±0,38)		0,79(±0,34)		0,70(±0,27)		0,85(±0,46)		0,06
	1,03-0,35		1,15-0,52		1,00-0,27		1,28-0,56		1,31-0,37		1,44-0,47		1,15-0,44		1,81-0,35		
P4	3,38(±1,56)		3,18(±1,95)		3,66(±2,11)		3,37(±1,63)		3,93(±2,63)		3,26(±1,48)		3,16(±1,88)		2,70(±1,92)		0,59
	7,19-1,90		6,87-0,85		7,88-1,16		6,45-1,43		7,56-0,55		5,52-1,22		5,73-0,75		6,35-0,62		

Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 17, contemplam-se os dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, dos participantes P1, P2, P3 e P4.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa para o participante P1, e foi possível verificar um menor valor médio de deslocamento ântero-posterior do centro de força com a inclinação 15° e maior valor com a inclinação 30°. Ao realizar a comparação de dois a dois, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e SP30; SP15 e SP30; SP30 e SP45.

Não houve diferenças estatisticamente significantes para os participantes P2, P3 e P4. Todavia, foi possível verificar um menor valor médio de deslocamento ântero-posterior do centro de força com a inclinação 15° e maior valor com a inclinação 0°, para o participante P2; um menor valor médio de deslocamento ântero-posterior do centro de força com a inclinação 15° e maior valor com a inclinação 30°, para o participante P3; e um menor valor médio de deslocamento ântero-posterior do centro de força com a inclinação 45° e maior valor com a inclinação 30°, para o participante P4.

Tabela 17 – Dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar sem o uso da pulseira de peso (SP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	SP0	SP15	SP30	SP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	3,56(±2,40)	3,07(±1,30)	5,24(±2,38)	3,71(±2,21)	0,04*
	8,82-0,37	6,07-1,64	10,11-2,55	7,81-1,61	
P2	0,54(±0,10)	0,49(±0,12)	0,51(±0,13)	0,53(±0,15)	0,88
	0,70-0,36	0,70-0,28	0,69-0,26	0,81-0,29	
P3	0,74(±0,20)	0,63(±0,30)	0,81(±0,38)	0,70(±0,27)	0,01
	1,03-0,35	1,00-0,27	1,31-0,37	1,15-0,44	
P4	3,38(±1,56)	3,66(±2,11)	3,93(±2,63)	3,16(±1,88)	0,56
	7,19-1,90	7,88-1,16	7,56-0,55	5,73-0,75	

Fonte: Elaboração própria.

A Tabela 18 apresenta os dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45°, dos participantes P1, P2, P3, e P4.

Não houve diferenças estatisticamente significantes para todos os participantes. Contudo, ao observar o valor médio do deslocamento ântero-posterior do centro de força, pôde-se perceber um maior valor com a inclinação de 0° e um menor valor com a inclinação de 15°, para o participante P1; um maior valor com inclinação de 15° e um menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P2; um maior valor com a inclinação de 45° e um menor valor com a inclinação de 30°, para o participante P3; e um maior valor com a inclinação de 15° e um menor valor com a inclinação de 45°, para o participante P4.

Tabela 18 – Dados referentes ao deslocamento ântero-posterior (cm) do centro de força durante a realização da tarefa de apontar com o uso da pulseira de peso (CP) para as inclinações 0°, 15°, 30° e 45° dos participantes P1, P2, P3 e P4.

	CP0	CP15	CP30	CP45	p
	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	Média(±DP)	
	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	Máx-Mín	
P1	4,86(±2,50)	3,96(±1,91)	4,32(±2,26)	4,10(±1,84)	0,40
	9,63-1,21	7,00-1,30	9,06-1,30	6,87-1,41	
P2	0,55(±0,24)	0,61(±0,16)	0,58(±0,11)	0,52(±0,13)	0,17
	1,07-0,28	0,97-0,39	0,78-0,42	0,76-0,32	
P3	0,80(±0,24)	0,83(±0,27)	0,79(±0,34)	0,85(±0,46)	0,30
	1,15-0,52	1,28-0,56	1,44-0,47	1,81-0,35	
P4	3,18(±1,95)	3,37(±1,63)	3,26(±1,48)	2,70(±1,92)	0,47
	6,87-0,85	6,45-1,43	5,52-1,22	6,35-0,62	

Fonte: Elaboração própria.

No Quadro 4, estão as situações com o melhor e pior desempenho de cada participante para as variáveis analisadas: velocidade escalar (m/s), índice de retidão, aceleração escalar (m/s²), trajetória total (TT) do centro de força (cm), deslocamento médio-lateral (DML) do centro de força (cm) e deslocamento ântero-posterior (DAP) do centro de força (cm).

Quadro 4 – Situações com o melhor e pior desempenho dos participantes de acordo com as variáveis analisadas.

	Melhor Desempenho				Pior Desempenho			
	P1	P2	P3	P4	P1	P2	P3	P4
Velocidade (m/s)	CP45	SP45	CP0	SP0	SP0	CP45	SP0	CP30
Índice de retidão	SP45	SP45	SP45	SP45	SP0	CP45	CP45	SP15
Aceleração (m/s ²)	CP45	CP0	CP15	CP0	SP0	CP15	SP0	SP15
TT (cm)	SP45	SP0	SP15	SP45	CP0	CP0	CP0	SP15
DML (cm)	SP15	SP45	CP30	SP45	SP30	CP0	SP30	SP15
DAP (cm)	SP15	SP15	SP15	SP30	SP30	CP15	CP45	SP30

Fonte: Elaboração própria.

TT: trajetória total de COF; DML: deslocamento médio-lateral de COF; DAP: deslocamento ântero-posterior de COF.

6 DISCUSSÃO

6.1 Análise do movimento

Os parâmetros velocidade, índice de retidão e aceleração podem avaliar a precisão do movimento e, por isso, foram utilizados, neste estudo, para verificar a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado no desempenho motor de alunos com paralisia cerebral discinética, durante a atividade de apontar.

Fitts descreveu, pela primeira vez, a relação inversa entre velocidade e precisão nos movimentos direcionados a um alvo, relatando que, quanto menor a velocidade de execução, maior é a precisão do movimento e vice-versa (FITTS, 1954). Esse autor chegou a essa conclusão após experimentos com adultos sem qualquer tipo de comprometimento motor, ao solicitar a realização de movimentos cíclicos de toques alternados, transporte de pinos e de argolas, e manipular distância e tamanho dos alvos, o que permitiu predizer que a precisão do movimento teria também relação inversa com o que denominou índice de dificuldade. Logo, quanto menor o índice de dificuldade, maior a precisão. Para calcular esse índice, formulou uma equação que tem como base a razão de duas vezes a distância (D) pelo tamanho do alvo (W), $2D/W$. Estudos posteriores comprovaram que esse paradigma velocidade-precisão pode ser aplicado com outros tipos de tarefas, entre as quais o apontar (GILLAN et al., 1990), a diferentes populações entre elas: crianças e adolescentes (JONES, 1991; SMITS-ENGELSMAN; SUGDEN; DUYSSENS, 2006) e indivíduos com paralisia cerebral (BRAVO et al., 1990), o que justifica o emprego desse princípio para a discussão dos dados deste estudo.

O paradigma velocidade-precisão também salienta que, quanto menor a aceleração, menor é a força e impulso para a execução do movimento e, conseqüentemente, mais preciso é o movimento.

O índice de retidão, como já mencionado, refere-se a quão retilíneo o movimento foi realizado. No caso da presente pesquisa, isso implicaria que, quanto mais retilíneo o movimento, ou seja, quanto menor o índice de retidão, menor pode ter sido a influência dos movimentos involuntários durante a execução da atividade e, desse modo, melhor a precisão do movimento. Neste estudo, o tamanho do alvo foi o mesmo para todas as condições, porém, a distância variou com as inclinações, sendo que, para a inclinação 45° , o alvo estava localizado em uma menor distância comparada as demais, o que, segundo os princípios de Fitts, acarreta menor índice de dificuldade e, portanto, maior precisão. Por conseguinte, ao

considerar os dados de índice de retidão, é importante observar o fator distância do alvo, uma vez que essa variável tem relação com essa medida, o que pode ter interferido nos resultados.

Com base no exposto, foi possível identificar que o participante P1 teve um pior desempenho para a situação sem o uso da pulseira de peso e inclinação 0°. Isso significa que a realização de atividade na condição sem o uso da pulseira de peso e sem inclinação do plano da superfície não é adequada para esse aluno. O melhor grau de inclinação do plano foi de 45°. Quanto ao uso ou não da pulseira, nessa inclinação, ainda há dúvidas sobre qual seria o melhor para essa criança.

A participante P2 obteve um melhor desempenho sem o uso da pulseira de peso e com inclinação 45°, e um pior desempenho com o uso da pulseira de peso e inclinação de 45°, ratificados tanto pelo dado de velocidade quanto pelo de índice de retidão. Desse modo, recomenda-se para essa aluna não usar a pulseira de peso e inclinar o plano em 45°.

Os dados do participante P3 não permitiram identificar exatamente qual foi a melhor condição para a execução da tarefa. Os resultados possibilitam inferir que, para a inclinação 45°, recomenda-se não utilizar a pulseira de peso, fato este justificável pela diferença significativa encontrada para a variável índice de retidão entre SP45 e CP45. Porém, para a inclinação 0°, o melhor seria a adoção da pulseira de peso, pois o menor valor de velocidade foi obtido para CP0 e o maior valor, para SP0.

Já para a participante P4, o não uso da pulseira de peso pareceu ter contribuído para um melhor desempenho. Quanto à inclinação, houve diferença significativa entre SP0 e CP30 para velocidade e, ao analisar separadamente a condição sem a pulseira de peso, foi encontrada diferença significativa entre SP0 e SP15, tanto para os dados de velocidade como para o índice de retidão. Além disso, os dados de aceleração mostraram uma melhor precisão para 0°, comparada às demais inclinações. Portanto, 0° pareceu ter sido a melhor inclinação, o que indica que o melhor para essa participante foi a condição sem o uso da pulseira de peso e do plano inclinado.

A hipótese inicial do presente estudo, baseada na vivência prática com crianças com paralisia cerebral discinética, era de que tanto o uso da pulseira de peso quanto a inclinação da superfície de trabalho melhorassem o desempenho motor desses alunos, porque esses dispositivos atuariam como elementos adicionais, de modo a contribuir, ainda mais, na redução da velocidade e, por conseguinte dos movimentos involuntários. Todavia, não foi o que ocorreu: o uso da inclinação pareceu ter sido positivo para os participantes P1 e P2, e há dúvidas quanto ao participante P3, enquanto a pulseira de peso não contribuiu para uma

melhor execução da atividade de apontar das participantes P2 e P4, e há dúvidas sobre sua eficácia para P1 e P3.

Ao contrário dos resultados obtidos nesta pesquisa, em relação ao uso da pulseira de peso, Audi (2006) constatou que esse dispositivo favoreceu o desempenho da atividade de apontar em indivíduos adultos com movimentos involuntários. Lucareli et al. (2010) também observaram um melhor movimento com o uso da pulseira de peso, em estudo realizado com uma criança com paralisia cerebral e movimentos coreoatetoides.

Tanto Audi (2006) como Lucareli et al. (2010) notaram que o melhor desempenho motor com o uso da pulseira de peso teria relação com a carga imposta pela pulseira de peso no membro superior dos participantes, a qual pode ter tornado o movimento mais lento e permitido um melhor planejamento para atingir o alvo final, proporcionando maior precisão. Essa suposição foi igualmente mencionada por Forsstrom e Von Hofsten (1982), que estudaram o movimento de transporte de objetos em crianças com paralisia cerebral atetoide e atáxica, tendo identificado maior lentidão nessas crianças em comparação àquelas sem alterações motoras. Na verdade, o planejamento e a execução do movimento são regulados pelo cerebelo e gânglios da base, ou seja, estes têm a função de zelar para o início e término dos movimentos no tempo certo e de forma harmônica (GHEZ; KRAKAUER, 2003), e são justamente os gânglios da base que estão alterados nos indivíduos com paralisia cerebral discinética.

Outros modelos têm tentado esclarecer esse paradigma velocidade-precisão, entre os quais está o modelo estocástico de submovimentos otimizados desenvolvido por Meyer et al. (1988), cuja explicação se baseia nos princípios de ruído inerente ao sistema e da regulação do controle via processo de *feedback*. O movimento, de acordo com esse modelo, seria subdividido em submovimentos – primários e secundários –, como uma forma de melhorar a precisão. O submovimento primário seria realizado para terminar no alvo, quando isso acontece não é necessário um submovimento secundário, contudo, devido à interferência do ruído neuromotor, o submovimento primário pode não acertar o alvo, o que requer um submovimento secundário, o qual seria executado por meio do *feedback* visual ou de outros estímulos. Em um movimento, podem ocorrer vários submovimentos secundários.

O ruído neuromotor refere-se a tudo que interfere na transmissão e recepção de mensagens e limita a quantidade de informação que um sinal neural pode conter (VAN BEERS; BARADUC; WOLPERT, 2011). A presença desses ruídos, durante a execução de movimentos precisos, é justificada com base na Teoria da Comunicação, elaborada por Shannon e Weaver (1949), com o intuito de identificar quais as condições para uma

transmissão eficaz de uma dada mensagem entre um emissor e um receptor e explicar as possíveis perturbações.

Segundo Van Beers, Baraduc e Wolpert (2011), os movimentos direcionados ao alvo requerem três passos para sua execução: localização do alvo e da mão; um comando motor deve ser determinado para conduzir a mão até o alvo e este deve ser enviado para os músculos dos braços e, dessa maneira, originar o movimento. Esses autores ainda relataram que os ruídos neuromotores estão presentes em todos esses passos.

No caso da criança com paralisia cerebral discinética, público-alvo deste estudo, em virtude dos distúrbios nos gânglios de base, ocorrem, como já exposto, prejuízos ao planejamento e execução dos movimentos, o que pode indicar a maior presença de ruídos em comparação a um indivíduo sem alterações neuromotoras, o que é compensado reduzindo-se a velocidade do movimento (SANGER; KAISER; PLACEK, 2005).

O participante P1 apresentou melhor desempenho na condição CP45 para velocidade e aceleração, contudo, um melhor índice de retidão na condição SP45. Isso pode indicar que a pulseira de peso não foi eficaz nesse caso, porque, ao invés de diminuir, parece ter aumentado os ruídos, o que pode ter gerado um maior número de submovimentos secundários, uma maior quantidade de desvios em relação à trajetória original do movimento até o alvo e, conseqüentemente, um movimento menos retilíneo, implicando menor precisão durante a execução. Todavia, teve um pior desempenho na condição SP0, evidenciando que para a inclinação 0° o movimento foi mais preciso com a pulseira de peso. É importante ressaltar que estamos observando os extremos, a condição sem inclinação e a maior inclinação utilizada neste estudo, em uma criança com comprometimento motor de moderado para grave, classificada como nível IV para MACS e GMFCS. Esses fatos sugerem que a quantidade de peso usada pode não ter sido adequada, visto que, para atingir o alvo em 45°, apesar de sua menor distância em relação a 0°, era preciso levantar o braço, devido à localização mais alta do alvo nessa inclinação, e o peso da pulseira pode ter dificultado ainda mais o movimento. Nessa condição, um menor peso, talvez, poderia ter colaborado para o melhor desempenho na atividade de apontar, mas ainda é algo que precisa ser investigado.

Os dados de velocidade, índice de retidão e aceleração sugerem que o peso da pulseira de peso pareceu igualmente não estar adequado ao participante P3, pois, assim como o participante P1, obteve um melhor desempenho para 0° com a pulseira de peso e para 45° sem a pulseira de peso, apesar de possuir uma habilidade manual melhor, nível III, comparado a P1, o que reforça ainda mais a hipótese de que a quantidade de peso utilizada pode ter sido

excessiva. Quanto às participantes P2 e P4, outras implicações parecem estar relacionadas para a não eficácia do uso da pulseira.

Lucareli et al.(2010), ao comparar o desempenho motor em uma criança coreoatetoide com o uso da pulseira de peso com 25%, 50% e 75% da carga de resistência máxima, observaram um melhor desempenho com a utilização de 25% da carga máxima. Nesse estudo, foi usada uma pulseira de peso com 50% da carga máxima, semelhante à adotada no trabalho de Audi (2006), porém este foi com adultos. A carga de 50% correspondeu à mesma utilizada no fortalecimento muscular para crianças com paralisia cerebral (MENDOZA et al., 2003), a qual pareceu não ter sido adequada ao propósito da presente pesquisa, que era melhorar a funcionalidade, durante o desempenho de uma atividade.

Outro fator que pode ter cooperado para a não eficácia da pulseira de peso foi o local de colocação desse recurso, o qual, nesse caso, foi no punho. Os participantes do presente estudo apresentavam diferentes tipos de movimentos involuntários. Os participantes P1 e P3 possuíam movimentos coreoatetoides, que é a ocorrência combinada de movimentos coreicos e atetoides, envolvem movimentos de cabeça, pescoço e extremidades, acompanhados de movimentos amplos e bruscos, de extremidades superiores distais e proximais (RODRÍGUES; GAJARDO; SOLÍS, 2010) e atetoides, nos quais acontece o maior envolvimento principalmente das extremidades distais (mãos e pés) (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; SANGER et al., 2010), respectivamente. Para esses participantes, houve indicativos de que pelo menos para a inclinação 0° o uso da pulseira pareceu ter sido eficaz, e isso sugere que em movimentos involuntários, os quais envolvem mais as articulações distais, a sua colocação no punho pode estar adequada.

A participante P2 possuía movimentos do tipo coreicos, que pode envolver tronco, pescoço, face, língua e extremidades (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010; RODRÍGUEZ; GAJARDO; SOLÍS, 2010; SANGER et al., 2010) e se diferenciam dos movimentos atetoides, por serem irregulares e fragmentados, assemelhando-se a uma dança (SANGER et al., 2010). Quiçá, por motivo dessa irregularidade e fragmentação do movimento, o uso da pulseira de peso no punho do participante pode ter contribuído para uma menor precisão na execução da tarefa. Seria interessante, para essa criança, investigar o uso em articulações mais proximais, como cotovelo e ombro.

Já a participante P4, cujo uso da pulseira de peso pareceu não ter influenciado na qualidade de execução do movimento, apresentava movimentos do tipo balístico, o qual envolve principalmente as articulações proximais como ombros e quadril, e caracterizam-se

por serem movimentos de grande amplitude, abruptos, contínuos e ritmados, estereotipados e violentos (SANGER et al., 2010). Para essa criança, o uso desse dispositivo, talvez em ombro, poderia ter sido positivo para a precisão do movimento.

As participantes P2 e P4 revelavam maior comprometimento das habilidades manuais tendo sido ambas classificadas como nível V pela MACS. Essa informação também deve ser considerada, pois faz refletir sobre a quantidade de peso da pulseira, a qual poderia estar aquém para essas crianças.

A precisão do movimento pode ser igualmente influenciada pelo uso da inclinação do plano, visto que esta pode proporcionar melhor estabilidade de tronco e antebraço e melhor organização visomotora (KAVAC; BUMIM, 2009).

A diminuição dos efeitos da postura como o principal fator da melhora no desempenho motor também foi mencionada por autores que estudaram o uso da inclinação da superfície da mesa, em indivíduos sem distúrbios motores (CAROMANO et al., 1995; FREUDENTHAL et al., 2003; MORO, 2005; WALL et al., 1991). Ainda segundo esses autores, os ajustes posturais promovidos pela inclinação são a diminuição da flexão da cabeça e tronco, o que gera redução da sobrecarga na região cervical, torácica e lombar, implicando um menor gasto energético, além de melhorar o campo de visão. Apesar dos indícios quanto aos benefícios do uso do plano inclinado, neste estudo, ele não foi positivo para todas as crianças.

Os participantes P1 e P2 apresentavam componentes coreicos em seus movimentos, os quais envolvem tronco e pescoço, talvez por isso a inclinação 45° pode ter sido a melhor, pois pode ter proporcionado um melhor alinhamento desses segmentos, além de um melhor campo de visão. Ademais, ambos possuíam um forte reflexo tônico labiríntico, e o posicionamento nessa inclinação pode ter favorecido sua inibição, e permitiu cumprir o primeiro passo para a execução de um movimento direcionado ao alvo, que é localizar o alvo e a mão, conforme relatado anteriormente, e, assim, planejá-lo melhor.

Para a participante P4, a inclinação do suporte não foi favorável. O tipo de movimento e o grave comprometimento motor dessa criança são fatores que podem ter influenciado nesse resultado, porque, a despeito de a inclinação 0° não ser favorável para uma melhor coordenação visomotora e, por conseguinte, para um melhor planejamento, o seu movimento foi mais preciso. Isso mostra que a inclinação, assim como a pulseira de peso, pareceu não ter cooperado para reduzir os ruídos neuromotores e a quantidade de submovimentos secundários. Portanto, faz-se necessário investigar se, com o uso da pulseira

em posição mais proximal e com menor peso, a inclinação seria positiva na precisão para a realização de suas atividades.

Já para o participante P3, há dúvidas quanto à melhor inclinação, a qual pareceu estar relacionada ao uso ou não da pulseira, mesmo podendo, como já ressaltado, não estar com o peso adequado, o que pode ser explicado pela melhor habilidade manual e pelo tipo de movimento, que é mais lento em comparação aos das demais crianças avaliadas neste estudo. Contudo, ainda é preciso pesquisar sobre quais seriam os efeitos da inclinação no desempenho motor desse aluno com um uso menor de peso na pulseira.

Shen, Kang e Wu (2003), ao comparar a atividade de escrita com quatro tipos de mesa – sem e com recorte para as inclinações 0° e 20° –, não observaram melhor desempenho na escrita de crianças com paralisia cerebral quadriplégica atetoide, ao inclinar a superfície da mesa em 20° . Eles concluíram que o uso da mesa com recorte em semicírculo foi mais favorável do que a inclinação, porque toda a superfície da mesa foi inclinada e, dessa forma, o antebraço ficou sem suporte, enquanto o recorte ofereceu maior estabilidade anterior de tronco e suporte para o antebraço, o que resultou em uma melhor performance com esse *design* de mesa, e sugeriram a realização de outros estudos com inclinação maior que 20° e com suporte de antebraço. No presente estudo, diferentemente do trabalho citado, foi realizada a inclinação do suporte para *notebook*, o qual foi posicionado sobre uma mesa com recorte em semicírculo, talvez isso possa ajudar a explicar a melhor precisão dos participantes P1 e P2, para realizar a atividade de apontar com a inclinação 45° .

Na literatura, há uma escassez de estudos que procuram verificar os efeitos da inclinação do plano de trabalho para a realização das atividades e, em crianças com paralisia cerebral discinética, esse número é ainda mais restrito, foi encontrado apenas um trabalho, por isso a dificuldade para discutir os achados deste estudo.

6.2 Análise do controle postural

O controle postural diz respeito à habilidade para controlar o centro de massa sobre a base de suporte sem perda de equilíbrio (WESTCOTT; BURNER, 2004), e é um dos principais problemas na criança com paralisia cerebral (BAX et al., 2005; BROGREN; HADDERS-ALGRA; FORSSBERG, 1998; LIAO et al., 2003; ROSEBAUM et al., 2002).

Vários estudos têm demonstrado que um controle postural adequado pode melhorar o desempenho de atividades de vida diária, na posição sentada (CHERNG et al., 2009; JU; HWANG; CHERNG, 2012; KYVELIDOU; HARBOURNE; STERGIOU, 2010;

LANZETA et al., 2004; LIAO et al., 2003), porque, para realizar um movimento de alcance em diferentes direções ou distâncias, o indivíduo precisa ter um bom controle postural para não se desequilibrar (JU; YOU; CHERNG, 2010). Logo, existe uma relação entre controle postural e desempenho motor (CHERNG et al., 2009; JU; YOU; CHERNG, 2010; JU; HWANG; CHERNG, 2012; KYVELIDOU; HARBOURNE; STERGIOU, 2010; LANZETA et al., 2004; LIAO et al., 2003; SAAVEDRA; WOOLLACOTT; VAN DOKELAAR, 2010).

A quantificação do controle postural na criança com paralisia cerebral pode ajudar no seu tratamento (KYVELIDOU; HARBOURNE; STERGIOU, 2010) e também na orientação para o uso de tecnologia assistiva. Uma das maneiras para se avaliar o controle postural na posição sentada, durante atividade de alcance, é por meio da análise do deslocamento do COF (AISSAOUI et al., 2001; KARATAS; TOSUN; KANATLI, 2008).

Neste estudo, para analisar o deslocamento do COF, foram mensurados os seguintes parâmetros: trajetória total do COF – refere-se ao comprimento total da trajetória de deslocamento de COF – e os deslocamentos médio-lateral e ântero-posterior, que são a amplitude do deslocamento de COF na direção médio-lateral e ântero-posterior, respectivamente (TOOKUNI et al., 2005). No entanto, é importante lembrar que todos os participantes executaram a atividade de apontar em uma mesa com recorte em semicírculo e sentados em uma cadeira adaptada, logo, os deslocamentos médio-lateral e ântero-posterior podem ter sido restringidos pelo uso desses mobiliários. Além disso, foram avaliadas crianças com paralisia cerebral discinética, as quais apresentavam movimentos descoordenados e que precisaram realizar vários ajustes, ao longo da trajetória de movimento do ponto inicial até o alvo. Portanto, nesse caso, investigar o quanto o COF oscilou nas diferentes direções, durante a atividade proposta em cada situação, parece ser o mais adequado para relatar sobre o controle postural desses alunos, o que pode ser verificado pela variável trajetória total de COF.

Quanto ao que seria considerado um melhor controle postural em relação à oscilação do COF, para este estudo, foi considerado como melhor controle postural a menor oscilação do COF, ou seja, o menor comprimento da trajetória total de COF, o que está de acordo com alguns estudos que examinaram o movimento de alcance (BRACCIALLI et al., 2011; CHERNG, et al., 2009; PARKINSON; CHAFFIN; REED, 2006).

Desse modo, pôde-se verificar que a pulseira de peso não foi um dispositivo que contribuiu para uma melhor estabilidade, visto que todos os participantes tiveram um melhor desempenho na situação sem o uso da pulseira de peso.

A realização do alcance, essencial para o apontar, depende de ajustes posturais, que têm a função de reduzir os desequilíbrios posturais e os distúrbios de orientação postural dos segmentos do corpo, os quais são a base para organizar o movimento, além de auxiliar no seu desempenho em termos de velocidade e força (VAN DER FITS et al., 1999).

A criança com paralisia cerebral, devido à presença de desordens neurológicas, como a espasticidade, reflexos de estiramento e problemas na coordenação muscular, que incluem déficit nas respostas de organização postural e aumento da cocontração muscular (WOOLLACOTT et al., 1998), requer, durante a realização de atividade, ajustes posturais antecipatórios ou ajustes de compensações posturais para melhorar o equilíbrio (ARUIN, 2003).

Bigongiari et al. (2011) relataram, ao observar o controle postural de crianças com paralisia cerebral, na posição sentada, durante a atividade de pegar uma bola, cujo peso foi variado, alterações nos ajustes posturais para pegar a bola mais pesada. Eles notaram que as crianças do grupo-controle aumentaram a atividade elétrica de todos os músculos avaliados, enquanto as com paralisia cerebral apresentaram aumento para deltoide anterior, esternocleidomastoideo, extensor lombar, extensor torácico e redução para extensor de pescoço e reto abdominal, o que implicou menor controle postural, em função da instabilidade da cabeça.

Uma das primeiras providências, durante o controle postural, é estabilizar a cabeça no espaço (PRINCE et al., 1994). Van der Heide et al. (2003) investigaram sobre os ajustes posturais, durante a realização do alcance na postura sentada em crianças e adultos saudáveis, e perceberam que, com o uso da pulseira de peso no punho, os adultos tenderam a diminuir os ajustes para evitar o risco de desestabilizar a cabeça.

Crianças com paralisia cerebral têm dificuldades para manter a estabilidade da cabeça no espaço, tanto durante tarefa dinâmica, quanto estática na posição sentada, o que pode estar associado à imaturidade ou ao padrão anormal de ativação da musculatura de tronco (BROGREN; FORSSBERG; HADDERS-ALGRA, 2001; SAAVEDRA; WOOLLACOTT; VAN DOKELAAR, 2010).

Brogren, Forssberg e Hadders-Algra (2001) verificaram que crianças com paralisia cerebral espástica, quando em situações instáveis, aumentam a frequência da ativação de antagonista e o número de músculos recrutados, além disso, constataram uma tendência para ativação muscular no sentido proximal para distal, ou seja, na direção inversa a de uma condição estável. Eles sugeriram, ainda, que esta seria uma estratégia para garantir a estabilidade da cabeça no espaço.

No presente estudo, as crianças obtiveram um melhor controle postural na situação sem a pulseira de peso. A hipótese inicial era de que o uso desse dispositivo reduziria os movimentos involuntários, diminuindo a instabilidade, o que contribuiria para a melhor execução da atividade de apontar. Todavia, não foi o que aconteceu. Isso sugere, conforme já discutido durante a análise do movimento, que a pulseira, ao invés de diminuir os ruídos neurais, parece tê-los aumentado, porque a quantidade de peso e o local de colocação da pulseira podem não ter sido adequados para os diferentes tipos de movimentos e graus de comprometimento motor dos participantes. Embora não tenha sido realizado o registro eletromiográfico dos músculos, existe também a possibilidade de recrutamento muscular de proximal para distal, o que indica que a fixação no punho pareceu não ser favorável. Ou, então, o uso desse recurso realmente não foi eficaz para o controle postural, pois para apenas um dos parâmetros mensurados e de um participante a condição com o peso foi melhor.

Quanto ao uso do plano inclinado, ele não foi eficaz apenas para a participante P2. A suposição inicial, desta pesquisa, era de que a inclinação do plano também contribuiria para o controle postural e, conseqüentemente, para o desempenho motor. Segundo alguns autores, a inclinação do plano propicia um alinhamento postural mais adequado com menor flexão de tronco e cabeça, o que aumenta a estabilidade desses segmentos corporais, melhora a organização visomotora e a execução de uma atividade (CAROMANO et al., 1995; FREUDENTHAL et al., 2003; KAVAC; BUMIM, 2009; MORO, 2005; WALL et al., 1991).

Crianças com paralisia cerebral têm uma postura com redução da lordose cervical, aumento da cifose torácica e diminuição da lordose lombar, causada pela retroversão pélvica e também por longos períodos na posição sentada, o que caracteriza uma postura cifótica com inclinação do tronco para frente, decorrentes da ativação anormal da musculatura, em função do déficit de controle postural (CUNHA et al., 2009; JONES; MORGAN; SHELTON, 2007; SULLIVAN et al., 2007).

Cunha et al. (2009) constataram uma correlação positiva entre alinhamento postural e desempenho motor de crianças com paralisia cerebral, e que estes estão relacionados ao grau de comprometimento motor, de forma que, quanto maior o nível na GMFCS, pior é o alinhamento e desempenho. Os participantes avaliados, na presente pesquisa, apresentavam o mesmo nível de classificação para a GMFCS, contudo, os níveis para a MACS eram variados – IV, V, III e V para os participantes P1, P2, P3 e P4, respectivamente. O participante P3 era o menos comprometido e foi o que apresentou melhor desempenho para a menor das inclinações testadas, diferente de 0°. Já P1, classificado como

moderado grave, e P4, como grave, exibiram melhor controle postural para a realização da atividade com a maior inclinação, 45°.

P2 foi a única participante cujo uso do plano inclinado não foi o mais adequado para o seu controle postural. Essa criança apresentava movimentos coreicos, os quais podem envolver o tronco e o pescoço, segmentos corporais primordiais para o controle postural e que, em virtude da presença desses movimentos, se tornam mais instáveis. Essa falta de estabilidade gera maior descoordenação dos movimentos, de maneira que a inclinação 0° foi a melhor, já que o alvo estava localizado no plano horizontal, no mesmo nível do seu membro superior, e não era necessária uma elevação do braço para alcançá-lo. Por outro lado, a inclinação 0° pode ter proporcionado um pior campo de visão do alvo, o que dá indicativos de que a coordenação visomotora dessa aluna influenciou na sua estabilidade postural.

Saavedra, Woollacott e Van Donkelaar (2010) verificaram, ao examinar as contribuições do controle de tronco e da visão na estabilidade da cabeça de criança com paralisia cerebral, que a visão pode influenciar diferentemente na estabilidade da cabeça e depende do tipo de paralisia cerebral. Somente as duas crianças com paralisia cerebral discinética, uma com movimentos coreicos e outra com distonia, do grupo avaliado por esses pesquisadores, obtiveram melhor estabilidade da cabeça com os olhos fechados. Os autores sugeriram que esse achado estaria relacionado à dificuldade para manter a fixação visual devido aos movimentos discinéticos dos olhos, resultando em um aumento do movimento do corpo no espaço, e não em um melhor controle postural com os olhos fechados. Essa explicação pode ajudar a esclarecer o melhor controle postural em 0° para P2.

Portanto, com base nos resultados obtidos em relação ao controle postural, os participantes P1, P2, P3 e P4 apresentaram melhor desempenho da atividade de apontar para SP45, SP0, SP15 e SP45, respectivamente.

Apesar de não ter sido o objetivo deste estudo, não houve relação dos dados de análise de movimento com os de controle postural, uma vez que, ao confrontar as situações com os melhores desempenhos obtidos pelos participantes, nos dois tipos de análise, observamos que elas foram distintas, exceto para P1, cujo movimento foi mais preciso e apresentou melhor estabilidade sem o uso da pulseira e com inclinação 45°. Esse achado discorda de outros autores, os quais afirmam que, quanto maior a estabilidade postural, mais preciso é o movimento (BIGONGIARI et al., 2011; JU; YOU; CHERNG, 2010; JU; HWANG; CHERNG, 2012; SAAVEDRA; WOOLLACOTT; VAN DOKELAAR, 2010). Isso faz refletir sobre a importância de se investigar melhor os mecanismos envolvidos no controle postural dessas crianças, porque não foram encontrados estudos que analisam, em

específico, os ajustes posturais na paralisia cerebral discinética, o que pode contribuir tanto para a intervenção clínica, como para a prescrição de recursos de tecnologia assistiva.

Conforme os resultados obtidos nas duas análises realizadas, movimento e controle postural, os dois dispositivos avaliados, apesar de não terem sido eficazes para todos os participantes nas condições experimentais empregadas para este estudo, demonstraram poder contribuir para o desempenho motor nas atividades. Além disso, são recursos de tecnologia assistiva de baixo custo, que podem ser confeccionados artesanalmente, de fácil utilização e que possuem invisibilidade relativa. Logo, constituem importantes recursos para esses alunos, e devem estar disponíveis para o uso tanto nas salas de recursos multifuncionais como nas salas regulares.

O plano inclinado consta no *kit* disponibilizado pelo governo para a implantação das salas de recursos multifuncionais tipo I; contudo, propicia inclinações de 0°, 40°, 50° e 60°, o que não estaria adequado para todas as crianças avaliadas nesta pesquisa. Isso ressalta a importância de se avaliar a eficácia dos recursos disponíveis nessas salas, para verificar se realmente atendem às necessidades dos usuários e qual seria a melhor forma de utilização, e averiguar sobre os critérios adotados para selecionar os itens constantes nesse *kit*, a fim de que estejam disponíveis nesses ambientes aqueles dispositivos de tecnologia assistiva, os quais irão de fato suprir as necessidades desses alunos e, assim, colaborar para a proposta do governo em ofertar o atendimento educacional especializado e ampliar o acesso desses alunos ao conhecimento.

Porém, apenas disponibilizar os recursos também não é suficiente: é preciso que haja um profissional especializado para orientar os professores quanto ao uso e função desses dispositivos e para qual aluno devem ser recomendados, pois, caso contrário, serão esquecidos nos armários das escolas, conforme ficou evidente no estudo de Salomão e Souza (2011). Esses autores examinaram como os recursos disponibilizados nas salas de recursos multifuncionais estão sendo usados em escolas que atendem alunos com necessidades educacionais especiais, e identificaram, em todas as salas visitadas, que nove dispositivos dos 31 constantes nas listas para sua composição nunca foram utilizados; entre esses estava o plano inclinado.

7 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo verificar a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado, no desempenho motor de membros superiores de alunos com paralisia cerebral discinética, durante a atividade de apontar. A eficácia do uso desses dispositivos variou entre os participantes, segundo o tipo de movimento discinético e o grau de comprometimento motor, e também entre o tipo de análise realizada.

De acordo com a análise de movimento, a pulseira de peso foi eficaz apenas para o participante P3 e sem o uso do plano inclinado. Já o plano inclinado melhorou o desempenho motor de todos os participantes, com exceção de P4, e as melhores inclinações foram: 45° para P1 e P2 e para P3 45°, sem a pulseira.

Enquanto isso, na análise do controle postural, a pulseira de peso não foi eficaz para todos os participantes, ao passo que o plano inclinado proporcionou maior estabilidade e contribuiu no desempenho da atividade de apontar de todos os participantes, com exceção de P2, sendo as melhores inclinações 15° para P3 e 45° para P1 e P4.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo identificou que a eficácia do uso da pulseira de peso e do plano inclinado tem relação com o tipo de movimento involuntário e o nível de comprometimento motor apresentados pelas crianças avaliadas. Embora cada uma possuísse movimentos involuntários distintos, não é possível, em função do número restrito de participantes, generalizar os achados para outros alunos com características semelhantes. Assim, novas pesquisas com uma amostra maior para os diferentes tipos de movimentos discinéticos são necessárias, a fim de verificar se são ou não eficazes para todos os tipos e qual seria a melhor forma de utilização para cada tipo associado ao nível de comprometimento motor.

No entanto, os resultados obtidos nas duas análises realizadas – movimento e controle postural – permitem recomendar aos professores desses alunos que adotem as seguintes situações: P1 e P2 - sem a pulseira e com plano inclinado na posição 45°; P3 - com a pulseira e sem o plano inclinado ou sem a pulseira e com o plano inclinado em 45°; e P4 - sem a pulseira e sem o plano inclinado, para atividades que requerem precisão dos movimentos como, por exemplo, o uso de prancha de comunicação alternativa; e P1 e P4 - sem pulseira de peso e inclinação 45°, P2 - sem pulseira de peso e sem plano inclinado e P3 - sem pulseira de peso e inclinação 15°, para atividades que requerem, além do movimento de alcance ou apontar, equilíbrio, como, por exemplo, a pintura com dedo.

Quanto à pulseira de peso, houve indicativos de que, talvez, o peso e o local de colocação não foram adequados, o que torna importante comparar o uso de diferentes tipos de carga, como, por exemplo, 25% e 50% da carga de resistência máxima, e em articulações distintas como punho, cotovelo e ombro, em indivíduos com movimentos involuntários distintos.

A inclinação do plano demonstrou ser eficaz para quase todos os indivíduos, no entanto, os melhores graus de inclinação diferem daqueles do plano inclinado disponibilizado pelo governo no *kit* de materiais e equipamentos para composição das salas de recursos multifuncionais, o que salienta a importância de se averiguar sobre os critérios adotados para selecionar os itens constantes nesse *kit*.

Neste estudo, não foi efetuado o cálculo do consumo energético gasto pelos participantes, entretanto, os altos valores de índice de retidão sugerem grande quantidade de energia despendida para a execução de uma atividade relativamente simples, apenas apontar o alvo. Isso evidencia que essas crianças gastam muita energia e se cansam facilmente, logo é fundamental que o professor programe atividades curtas e de acordo com as suas habilidades

motoras, principalmente para aquelas que exijam concentração, e ofereça intervalo de repouso entre uma e outra, para que o cansaço não influencie no desempenho desses alunos.

A não concordância entre os resultados obtidos na análise do movimento e do controle postural sugeriu a existência de uma lacuna em relação aos mecanismos envolvidos no controle postural de crianças com paralisia cerebral discinética, a qual precisa ser investigada, porque o conhecimento de como ocorrem os seus ajustes posturais pode contribuir para a prescrição e também para o desenvolvimento de tecnologia assistiva, que poderão favorecer a inclusão escolar e social desses alunos.

O tamanho e a melhor posição de fixação do alvo são igualmente importantes fatores a serem pesquisados, visto que podem favorecer, por exemplo, o uso das pranchas de comunicação alternativa, permitindo identificar o tamanho mais adequado da figura e a posição (no centro, deslocado para a direita ou para a esquerda), o que maximizaria a comunicação não somente dos usuários com paralisia cerebral discinética, mas também com outras disfunções motoras.

REFERÊNCIAS

ADAMS, R.C. et al. *Jogos, esportes e exercícios para o deficiente físico*. São Paulo: Manole, 1985.

AISSAOUI, R. et al. *Effect of seat cushion on dynamics stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia*. Archives Physical Medicine and Rehabilitation, v. 82, p. 274-281, 2001.

ALVES, D.O. *Salas de recursos multifuncionais: espaços para o atendimento educacional especializado*. Brasília: Ministério da Educação, Secretaria de Educação Especial, 2006, 36p.

ALVES, A.C.J. *A tecnologia assistiva como recurso à inclusão escolar de crianças com paralisia cerebral*. 2009. 168f. Dissertação (Mestrado em Educação Especial) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2009.

ALVES, D.O; GOTTI, M. O. *Atendimento educacional especializado: concepção, princípios e aspectos organizacionais*. In: Ensaio Pedagógicos. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2006. p. 75-80.

ARUIN, A.S. *The effects of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments*. Motor Control, v. 7, p. 264-277, 2003.

AUDI, M. *Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior de encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora*. 2006. 112f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília, Universidade Estadual Paulista, Marília, 2006.

BAIN, D. S.; FERGUSON-PELL, M. *Remote monitoring of sitting behavior of people with spinal cord injury*. Journal of Rehabilitation Research and development, v. 39, n. 4, p. 513-520, Aug. 2002.

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.

BAX et al. *Proposed definition and classification of cerebral palsy*. Development Medicine and Child Neurology, v. 47, p. 571-576, 2005.

BERKER, A. N.; YALÇIN, M. S. *Cerebral Palsy: Orthopedic Aspects and Rehabilitation*. Pediatric Clinics North America, v. 55, p. 1209-1225, 2008.

BERSCH, R.C.R. *Tecnologia assistiva e educação inclusiva*. In: *Ensaio Pedagógicos*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2006. p. 89-94.

BERSCH, R. C. R. *Tecnologia assistiva*. In: SCHIRME, C.R. et al. (Org.). *Atendimento educacional especializado – Deficiência Física*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2007a. p. 31-39.

BERSCH, R. C. R. *Alinhamento e estabilidade postural: Colaborando com as questões do aprendizado. Deficiência Física*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2007b. p. 111-128.

BERSCH, R.C.R.; MACHADO, R. *Atendimento educacional especializado para a deficiência física*. In: SCHIRME, C.R. et al. (Org.). *Atendimento educacional especializado – Deficiência Física*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2007. p. 27-28.

BIGONGIARI, A. et al. *Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy*. *Human Movement Science*, v. 30, p. 648-65, 2011.

BLACK, K.M.; McCLURE, P.; POLANSKY, M. *The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture*. *Spine*, v. 21, n. 1, p. 65-70, 1996.

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

BRACCIALLI, L.M.P. *Tecnologia assistiva: perspectiva de qualidade de vida para pessoas com deficiência*. In: VILARTA, R. et al. (Org.). *Qualidade de vida e novas tecnologias*. Campinas: Ipes Editorial, 2000a. p. 105-114.

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

BRACCIALLI, L. M. P.; BARAÚNA, M. A. *Contribuição da fisioterapia no sentar da criança com paralisia cerebral: um estudo de caso*. *Temas sobre Desenvolvimento*, São Paulo, v. 11, n. 62, p. 56-58, 2002.

BRACCIALLI, L.M.P.; MANZINI, E.J.; AIRES, G. *Mobiliário adaptado para o deficiente físico: procedência, disponibilidade e critérios para utilização em classes especiais*. In: MARQUEZINI, M.C., et al. (Org.). *Educação física, atividades motoras e lúdicas, e acessibilidade de pessoas com necessidades especiais*. Londrina: Eduel, 2003. p.193-204.

BRACCIALLI, L.M.P; VILARTA, R. *Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais*. *Revista Paulista de Educação Física*, v. 14, n. 2, p. 159-171, 2000.

BRACCIALLI, L. M. P. et al. *The influence of the flexibility of the chair seat on pressure peak and distribution of the contact area in individuals with cerebral palsy during the execution of a task*. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, v. 6, n.4 p. 331-337, 2011.

BRASIL. Constituição da República Federativa do Brasil. Brasília: Senado Federal. 1988

BRASIL. Lei no 9.394. Regulamenta as diretrizes e bases da educação nacional. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 20 dez. 1996. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/L9394.htm>. Acesso em 23 out. 2011.

BRASIL. Decreto nº 3298 de 20/12/1999. Regulamenta a lei nº 7.853, de 24 de outubro de 1989. Dispõe sobre a política nacional para a integração da pessoa portadora de deficiência, consolida as normas de proteção, e da outras providências. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 21 dez. 1999. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/decreto/d3298.htm>. Acesso em 10 out. 2011.

BRASIL. Parecer do CNE/CEB nº. 171 01 2001. Diretrizes nacionais para a educação especial na educação básica. Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, DF, 17 de ago. 2001a. Seção1, p. 46.

BRASIL. Conselho Nacional de Educação. Resolução CNE/CEB nº. 2, de 11 de setembro de 2001, institui diretrizes nacionais para educação especial na educação básica. Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, DF, 14 de set.2001b, Seção 1E, p. 39-40.

BRASIL. Lei nº. 10.436/02 de 24 de abril de 2002. Dispõe sobre a língua brasileira de sinais- Libras e dá outras providências. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 25 abr. 2002. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/2002/L10436.htm>. Acesso: 18/10/2011.

BRASIL. Decreto nº. 5.626, de 22 de dezembro de 2005. Regulamenta a lei nº 10.436, de 24 de abril de 2002, que dispõe sobre a língua brasileira de sinais- Libras e o artigo 18 da lei nº 10.098, de 19 de dezembro de 2000. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 23 dez. 2005. Disponível em: < http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2004-2006/2005/decreto/d5626.htm> Acesso: 12 out.2011.

BRASIL. Decreto nº 6571/08 de 18 de setembro de 2008. Dispõe sobre atendimento educacional especializado. Diário Oficial da União, Poder executivo, Brasília, DF, n. 181, p. 26, 2008.

BRASIL. Resolução CNE/CEB Nº 4/2009, de 2 de outubro de 2009, institui diretrizes operacionais para atendimento educacional especializado na educação básica, modalidade educação especial. Diário Oficial da União, Poder Executivo, Brasília, DF, 5 out 2009. Seção 1, p. 17.

BRAVO, P.E. et al. *Application of Fitts' law to arm movements aimed at targets in people with cerebral palsy*. In: PRESPERIN, J.J. (Org.). Proceedings of the 13th Annual Conference on Rehabilitation Engineering Society of North America. Washington – DC, p. 213-214, 1990.

BROGREN, E; HADDERS-ALGRA, M; FORSSBERG, H. *Postural control in children with cerebral palsy*. Neurosci Biobehav Rev, v. 22, p. 591-596, 1998.

BROGREN, E.; FORSSBERG, H.; HADDERS-ALGRA, M. *Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia*. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 43, p. 534-546, 2001.

CAROMANO, F. A. et al. G. *Análise comparativa da postura sentada durante atividade de leitura, utilizando mesas com inclinações diferentes: estudo fotográfico de sujeito único*. Revista Unimar, Maringá, v. 14, n. 1, p. 1-9, 1992.

- CARVALHO, R.P. et al. *Early control of reaching: effects of experience and body orientation*. Infant & Behavior development, v. 31, n. 1, p. 23-33, 2008.
- CAT - Comitê de Ajudas Técnicas. Ata da Reunião VII, de dezembro de 2007 do Comitê de Ajudas Técnicas. Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (CORDE/SEDH/PR), 2007.
Disponível em: <<http://www.mj.gov.br/corde/comite.asp>> Acesso em: 16 set. 2009.
- CHANG, J.J. et al. *Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy*. Clinical Biomechanics, v. 20, n.4, p. 381-388, 2005.
- CHERNG, R.J. et al. *Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy*. Research in Developmental Disabilities, v. 30, n. 6, p.1420-1427, 2009.
- CIMOLIN, V. et al. *3D - Quantitative evaluation of a rigid seating system and dynamic seating system using 3D movement analysis in individuals with dystonic tetraparesis*. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, v. 4, n. 6, p. 422-428, 2009.
- COLUCCINI, M. et al. *Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children*. Gait and Posture, v. 25, p. 493-501, 2007.
- CONOVER, W.J. *Practical nonparametric statistic*. 3rd. ed. John Wiley & Sons, 1999.
- COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. *Assistive Technologies: Principles and Practices*. St. Louis, Missouri, EUA. Mosby Year Book, Inc., 1995.
- COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. *Assistive technologies: principles and practice*. 2. ed. New York: Mosby, 2002.
- COPLEY, J.; ZIVIANI, J. *Barriers to the use of assistive technology for children with multiple disabilities*. Occupational Therapy International, v. 11, n. 4, p. 229-243, 2004.
- CUNHA, A.B. et al. *Relação entre alinhamento postural e desempenho motor em crianças com paralisia cerebral*. Fisioterapia e Pesquisa, v. 16, n. 1, p. 22-27, 2009.
- DAMASCENO, L.L.; GALVÃO, T.A.F. Recursos de acessibilidade na educação especial. In: *BRASIL. Saberes e práticas da inclusão: dificuldades acentuadas de aprendizagem: deficiência múltipla /Secretaria de Educação Especial – Brasília: MEC: SEESP, 2003, 2ed fascículo 4. 58p.: il – (educação infantil)*.
- DODGE, N. M.: *Cerebral palsy: medical aspects*. Pediatric Clinics North America, v. 55, p. 1189-1207, 2008.
- DUARTE, M.; MOCHIZUKI, L. *Análise estabilográfica da postura ereta humana*. In: TEIXEIRA, L.A. (Org.). *Avanços em comportamento motor*. São Paulo: Movimento, 2001.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. *Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio*. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUTRA, C.P.; SANTOS, M.C.D.; GUEDES, M.T. *Manual de orientação: Programa de implantação de sala de recursos multifuncionais*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2010.

EKMAN, L. L. *Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação*. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

ELIASSON, A.C. et al. *The Manual Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability*. Dev. Med. Child Neurol., London, v.48, p.549-554, 2006.

ELLIOT, C. et al. Lycra arm splints improve movement fluency in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, v. 33, p. 214-219, 2011.

FAHN, S et al. *Handbook of movement disorders*, Editora Blackwell science, 1998.

FERREIRA, E.A.G. *Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural*. 2005. 114f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

FITTS, P.M. *The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement*. Journal of Experimental Psychology, Washington, v.47, n. 6, p. 381-391, 1954.

FORSSTROM, A.; VON HOFSTEN, C. Visually directed reaching in children with motor impairments. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 24, p. 653-661, 1982.

FREUDENTHAL, A. et al. *The effect on sitting posture of a desk with a ten degree inclination using an adjustable chair and table*. Applied Ergonomics, v. 34, n. 5, p. 575-584, 1991.

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

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

GILLAN, D.J. et al. *How does Fitts' law fit pointing and dragging?* Proceedings of Computer and Human Interactions, v.90, p.227-234, 1990.

HIRATUKA, E.; MATSUKURA, T.S.; PFEIFER, L.I. *Adaptação transcultural para o Brasil do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS)*. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 14, n. 6, p. 534-544, 2010.

JONES, T. *An empirical study of children's use of computer pointing devices*. Journal of Educational Computing Research, v.7, n.1, p.61-176, 1991.

JONES, M.W.; MORGAN, E.; SHELTON, J.E. *Primary care of the child with cerebral palsy: a review of systems (Part. II).* Pediatric Health Care, v. 21, p. 226-237, 2007.

JU, Y.H.; YOU, J.Y.; CHERNG, R.J. *Effect of task constraint on reaching performance in children with spastic diplegic cerebral palsy.* Research in Developmental Disability, v. 31, p. 1076-1082, 2010.

JU, Y.H.; HWANG, I.S.; CHERNG, R.J. *Postural adjustment of children with spastic diplegic cerebral palsy during seated hand reaching in different directions.* Archives Physical Medicine & Rehabilitation, v. 93, p. 471-479, 2012.

KAVAC, S.T.; BUMIM, G. *Os efeitos da postura de pega do lápis e de diferentes modelos de mesa sobre o desempenho na caligrafia de crianças com paralisia cerebral hemiplégica.* Jornal de Pediatria, Rio de Janeiro, v.85, n.4, p. 346-352, 2009.

KRÄGELOH-MANN, I.; CANS, C. *Cerebral palsy update.* Brain & Development, v. 31, p. 537-544, 2009.

KRISHNAMOORTHY, V. et al. *Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing person.* Exp Brain Res, v. 152, p. 281-292, 2003.

KARATAS, G.K. et al. *Centre-of-pressure displacement during postural changes in relation to pressure ulcers in spinal cord-injured patients.* American Journal Physical Medicine and Rehabilitation, v. 87, p. 177-182, 2008.

KYVELIDOU, A.; HARBOURNE, R.T.; STERGIOU, N. *Severity and characteristics of developmental delay can be assessed using variability measures of sitting posture.* Pediatric Physical Therapy. v.22, n.3, p.259-266, 2010.

LANZETA, D. et al. *Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis.* Archives Physical Medicine and Rehabilitation, v. 85, p. 279 - 283, 2004.

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

LENT, R. *Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos Fundamentais de Neurociência* –São Paulo, Editora Atheneu, 2004.

LIAO, S.F. et al. *Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing.* American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. v.82, n.8, p. 622-626, 2003.

LIMA, C L A.; FONSECA, L F. *Paralisia cerebral: neurologia, ortopedia, reabilitação.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

LUCARELI, P.R.G. et al. *The influence of the use of stabilizer bracelet in a child with choreoathetoid cerebral palsy.* Terapia Manual, Londrina, v.40, p. S101-S104, 2010.

MA, H.I. et al. *Effect of one single auditory cue on movement kinematics in patients with Parkinson's disease*. American Journal of Physical and Medicine Rehabilitation, v.83, n. 7, p. 530-536, 2004.

MAITRA, K.K. *Enhancement of reaching performance via self-speech in people with Parkinson's disease*. Clinical Rehabilitation, v. 21, p. 418-424, 2007.

McARDLE, W.D; KATCH, F.I; KATCH, V.L. *Fisiologia do Exercício: Energia Nutrição e Desempenho Humano*, 3ed Editora Guanabara Koogan S.A. R.J. 1992.

MAKHOUS, M. et al. *Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes*. Spine, v. 28, n. 11, p. 1113-1122, 2003.

MANDAL, A. C. *The correct height of school furniture*. Physiotherapy, v. 70, Feb. 1984.

MANZINI, E. J.; SANTOS, M.C.F. *Portal de ajudas técnicas para a educação: equipamento e material pedagógico para educação, capacitação e recreação da pessoa com deficiência física, recursos pedagógicos adaptados*. Brasília: Ministério da Educação – Secretaria de Educação Especial, 2002.

MARSCHALL, M.; HARRINGTON, A. C.; STEELE, J. R. *Effect of work station design on sitting posture in young children*. Ergonomics, v. 38, n. 9, p. 1932-1940, 1995.

MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; GONÇALVES, M. *Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: uma revisão*. Fisioterapia e Pesquisa, v. 17, n. 3, p. 210-276, 2010.

MENDOZA, N. et al. *Evaluation of maximal dynamic leg strength of soccer-7 players with cerebral palsy*. 2003. Disponível em: <ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>. Acesso em 12/11/2009.

MEYER, D.E. et al. *Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements*. Psychological Review, v.95, n.3, p.340-370, 1988.

MOCHIZUKI, L. *Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle de equilíbrio*. 2001. 156f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade de São Paulo - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, EEFUSP, 2001.

MORO, A.R.P. *Ergonomia da sala de aula: constrangimentos posturais impostos pelo mobiliário escolar*. Efdportes.com – Revista Digital. v.10, n.85, p.1-7, 2005.

NACHEMSON, A. *Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc*. Rheumatology and rehabilitation, v. 14, p. 129-143, 1975.

NICHOLSON, J.H. et al. *Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments*. Development Medicine and Child Neurology, v.43, p. 384-391, 2001.

NWAOBI, O M et al. *Electromyographic investigation of extensor activity in cerebral-palsied children in different seating positions*. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 25, p.175-183, 1983.

O'SHEA, T.M.. *Diagnosis, treatment and prevention of Cerebral Palsy*. Clin. Obstet. Gynecol., Philadelphia, v.51, n.4, p.816-828, 2008.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. *Fisioterapia. Avaliação e Tratamento*. 5ª Ed. Barueri: Manole, 2010.

PALISANO, R. et al. *GMFCS – Gross Motor Classification System for Cerebral Palsy*. Developmental Medicine & Child Neurology, v. 39, p. 214-223, 1997

PALISANO, R. et al. *GMFCS – E & R Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised*. CanChild Centre for Childhood Disability Research, McMaster University, p. 1-4, 2007.

PANETH, N. *Establishing the Diagnosis of Cerebral Palsy*. Clinical Obstetrics And Gynecology, v. 51,n. 4, p. 742–748, 2008.

PANETH, N.; HONG, T.; KORZENIEWSKI, S. *The descriptive epidemiology of cerebral palsy*. Clinics in Perinatology, v. 33, n. 2, p. 251-267, 2006.

PAPAVASILIOU, A. S. *Management of motor problems in cerebral palsy: A critical update for the clinician*. European journal of paediatric neurology, v. 13, p. 387-396, 2009.

PARKINSON, M. B.; CHAFFIN, D. B.; REED, M. P. Center of pressure excursion capability in performance of seated lateral-reaching tasks. *Clinical Biomechanics*, v.21, n.1, p. 26-32, 2006.

PORTNEY, L.G.; WATKINS, M.P. *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice*. 3rd ed. New Jersey: Prentice Hall, 2008.

PRINCE, F. et al. *Anticipatory control of upper body balance during human locomotion*. Gait & Posture, v. 2, p. 19-25, 1994.

PUBLIC LAW 100-407. *Technology-related assistance for individuals with disabilities*. Act of 1988 as amended in 1994. Disponível em:
<<http://www.washingtonwatchdog.org/documents/usc/ttl29/ch24/sec2201.html>> Acesso em 4 de jul. 2009.

PYNT, J.; HIGGS, J.; MACKEY, M. *Seeking the optimal posture of seated lumbar spine*. Physiother Theory Pract, v. 17, n. 1, p. 5-21, 2001.

RETHLEFSEN, S.A.; RYAN, D.D.; KAY, R.M. *Classification systems in cerebral palsy*. Orthop Clin N Am, v. 41, p. 457-467, 2010.

RODRÍGUES, M.I.; GAJARDO, C.; SOLÍS, F. *Escalas de compromisso funcional y de movimientos involuntarios en extremidades superiores en niños con trastornos de movimiento de tipo extrapiramidal*. Rehabilitación, v. 44, n. 4, p. 336-344, 2010.

ROSENBAUM, P.L. et al. *Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves*. JAMA, v.288, n. 11, p. 1357-1363, 2002.

ROSENBAUM, P. et al. *A report: the definition and classification of cerebral palsy april 2006*. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 49, n. 1, p. 8-14, 2007.

RUSSEL, D.J. et al. *Gross motor function measure (GMFM66 & GMFM88) user's manual*. London: Mackeith Press, 2002.

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

SAARNI, L. et al. *The working postures among schoolchildren – A controlled intervention study on the effects of newly designed workstations*. Journal of Scholl health, v.77, n. 5, p.240-247, 2007a.

SAARNI et al. *Are the desks and chairs at school appropriate?* Ergonomics, v. 50, n. 10, p. 1561-1570, 2007b.

SAAVEDRA, S.; WOOLLACOTT, M.; VAN DOKELAAR, P. *Head stability during quiet sitting in children with cerebral palsy: effect of vision and trunk support*. Experimental Brain Research, v. 201, p. 13-23, 2010.

SALOMÃO, B.R.L.; SOUZA, A.M. Salas de recursos multifuncionais: um estudo sobre a utilização de recursos tecnológico no atendimento educacional especializado em escolas de Brasília. In: V Congresso Brasileiro de Educação Especial e VII Encontro de pesquisadores da educação especial, 2012, São Carlos. Anais do V Congresso Brasileiro de Educação Especial e VII Encontro de pesquisadores da educação especial. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos, 2012. p. 9483-9501.

SANGER, T.D. *Pediatric movement disorders*. Curr Opin Neurol, v. 16, p. 529-535, 2003.

SANGER, T.D. et al. *Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood*. Pediatrics, v. 111, p. e89-e97, 2003

SANGER, T.D. et al. *Definition and classification of negative motor signs in childhood*. Pediatrics, v. 118, p. 2159-2167, 2006.

SANGER, T.D. et al. *Definition and classification of hyperkinetic movements in childhood*, Movement Disorders, v. 25, n. 11, p. 1538-1549, 2010.

SANGER, T.D.; KAISER, J.; PLACEK, B. *Reaching movement in childhood dystonia contain signal-dependent noise*. Journal of Child Neurology, Littleton, v. 20, n. 6, p. 489-496, 2005.

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

SCHERER, M.J. et al. *Predictors assistive technology use: the importance of personal and psychosocial factors*, Disability and Rehabilitation, v. 27, n.21, p. 1321-1331, 2005.

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

SEYMOUR, M.B. *The ergonomics of seating: posture and chair adjustment*. Nursing Times, v. 91, n. 9, p. 238-244, 1995.

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

SHANNON, C.; WEAVER, W. *The mathematical theory of communication*. Urbana: University of Illinois, 1949.

SHEN, I; KANG, S.; WU, C. *Comparing the effect of different design of desks with regard to motor accuracy in writing performance of students with cerebral palsy*. Applied Ergonomics, v. 34, p. 141-147, 2003.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, M. H. *Controle motor*. 3ª ed, São Paulo: Manole, 2010.

SINGHI, P. D. *Cerebral Palsy – Management*. Indian Journal of Pediatrics, v. 71, p. 635-639, 2004.

SMITS-ENGELSMAN, B.C.M.; SUGDEN, D.; DUYSSENS, J. *Developmental trends in speed accuracy trade-off in 6-10-year-old children performing rapid reciprocal and discrete aiming movements*. Human Movement Science, v.25, p.37-49, 2006.

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

SULLIVAN, R.O. et al. *Factors associated with pelvic retraction during gait in cerebral palsy*. Gait & Posture, v. 25, p. 425-431, 2007.

SZETO, G.P.Y.; STRAKER, L.; RAINE, S. *A field comparison of neck and shoulder postures in symptomatic and asymptomatic office workers*. Applied Ergonomics, v. 33, p. 75-84, 2002.

TOOKUNI, K. S. et al. *Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho*. Acta Ortopédica Brasileira, v. 13, n. 3, 2005.

UTLEY, A. et al. *The influence of perturbing the working surface during reaching and grasping in children with hemiplegic cerebral palsy*. Disability and Rehabilitation, v. 29, n. 1, p. 79-89, Janeiro, 2007.

VAN BEERS, R.; BARADUC, P.; WOLPERT, D.M. *Role of uncertainty in sensorimotor control*. Phil. Trans. R. Soc. Lond. B, v. 357, p. 1137-1145, 2011.

VAN DER FITS, I.B.M. et al. *The development of postural adjustments during reaching in 6 to 18 month old infants: evidence for two transitions*. Experimental Brain Research, v. 126, p. 517-528, 1999.

VAN DER HEIDE, J.C. et al. *Development of postural adjustment during reaching in sitting children*. Experimental Brain Research, v. 151, p. 32-45, 2003.

VERGARA, M.; PAGE, A. *System to measure the use of the backrest in sitting-posture office tasks*. Applied Ergonomics, v. 31, n. 3, p. 247-254, 2000.

VERZA, R. et al. *An interdisciplinary approach to evaluating the need for assistive technology reduces equipment abandonment*. Multiple Sclerosis, v. 12, p. 88-93. 2006.

WALL, M. et al. *The effect on sitting posture of desk with a 10° inclination for reading and writing*. Ergonomics, v.34, n. 5, p. 575-584, 1991.

WESTCOTT, S.L.; BURNER, P. *Postural control in children: implications for pediatric practice*. Physical and Occupational Therapy in Pediatrics, v. 24, n. 1, p. 5-55, 2004.

WOOLLACOTT, M.H. et al. *Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia*. Neuroscience and Behavioral Reviews, v. 22, p. 583-589, 1998.

ZAPATER, A.R. et al. *Postura sentada: a eficácia de um programa de educação para escolares*. Ciência & Saúde coletiva, v. 9, n.1, p. 191-199, 2004.

ZERBINATO, L; MAKITA, L.M; ZERLOTI, P. *Paralisia cerebral*. In: TEIXEIRA, E et al. *Terapia ocupacional na reabilitação física*. Editora Roca Ltda, 2003.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e esclarecido

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Estamos realizando uma pesquisa no Laboratório de Análise de movimento da Faculdade de Filosofia e Ciências, Unesp, Campus de Marília, intitulada Estudo do uso da pulseira de peso e inclinação da superfície da mesa no desempenho motor de membros superiores de alunos com movimentos involuntários durante atividade de apontar e gostaríamos que participasse da mesma. O(s) objetivo(s) desta é verificar a influência do uso da pulseira de peso e inclinação da superfície da mesa no desempenho motor de membros superiores de alunos com movimentos involuntários durante atividade de apontar. 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 tratamento que estiver fazendo nesta universidade.

Caso aceite participar deste projeto de pesquisa gostaríamos que soubessem que:

- A) O participante deverá estar trajando roupas que permitam a visualização de todo o membro superior, para facilitar a colocação e visualização de marcadores. O participante será posicionado em uma cadeira adaptada com almofada de sensores no assento para registrar a oscilação do centro de pressão, a fim de se verificar o equilíbrio. A sua frente será posicionada uma mesa com um ponto inicial e um monitor de tela sensível ao toque. A tarefa consistirá no movimento de ida do ponto inicial até o ponto central localizado no centro da tela do monitor. Essa tarefa será registrada por filmadora para posterior análise do movimento, e será realizada com e sem o uso da pulseira de peso no punho e em 4 inclinações da superfície da mesa: 0°, 15°, 30° e 45°. Os resultados serão divulgados apenas para fins científicos, como em revistas e congressos. No caso do uso de fotografias para ilustração do trabalho, deixa-se bem claro que, de maneira nenhuma, haverá a identificação do sujeito de pesquisa, preservando sua identidade.
- B) Esta pesquisa constará somente de avaliações para fins científicos, portanto, não fará parte da pesquisa nenhum tipo de tratamento.

Eu, _____ portador do RG _____ responsável pelo(a) participante (comunidade) _____ autorizo a participar da pesquisa intitulada _____ a ser realizada no (na) _____. Declaro ter recebido as devidas explicações sobre a referida pesquisa e concordo que minha desistência poderá ocorrer em qualquer momento sem que ocorram quaisquer prejuízos físicos, mentais 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.

Nome da criança (comunidade): _____
Data: _____

Certos de poder contar com sua autorização, colocamo-nos à disposição para esclarecimentos, através do (s) telefone (s) (14) 8119-9694/ 3433-8539 falar com Andréia.

Orientadora responsável pela pesquisa (departamento de Educação Especial) – Prof^a. Dr^a.
Lígia Maria Presumido Braccialli

Discente, Doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Educação – Andréia Naomi Sankako.

Autorizo,
Data: ____/____/____

(Nome do responsável)

(Nome da criança)

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
 Campus de Marília

Parecer do Projeto nº. 0591/2010

IDENTIFICAÇÃO
1. Título do Projeto: ESTUDO DO USO DA PULSEIRA DE PESO E INCLINAÇÃO DA SUPERFÍCIE DA MESA NO DESEMPENHO MOTOR DE MEMBROS SUPERIORES DE ALUNOS COM MOVIMENTOS INVOLUNTÁRIOS DURANTE ATIVIDADE DE APONTAR
2. Pesquisador Responsável: LÍGIA MARIA PRESUMIDO BRACCIALLI
3. Instituição do Pesquisador: Faculdade de Filosofia e Ciências – UNESP/Marília
4. Apresentação ao CEP: 28/04/2010
5. Apresentar relatório em: Semestralmente durante a realização da pesquisa.

OBJETIVOS
Verificar a influência do uso da pulseira de peso e inclinação da superfície da mesa no desempenho motor de membros superiores de alunos com movimentos involuntários durante atividade de apontar.

SUMÁRIO DO PROJETO
O objetivo deste estudo será verificar a influência do uso da pulseira de peso e inclinação da superfície da mesa no desempenho motor de membros superiores de alunos com movimentos involuntários durante atividade de apontar. Participarão 4 alunos com movimentos involuntários. A análise do desempenho motor de membros superiores será realizada pelo registro da oscilação do centro de pressão, por uma almofada com sensores de pressão colocada no assento da cadeira; e de imagens, durante a execução da tarefa, por uma filmadora, para posterior análise do movimento. A tarefa será executada com inclinação da mesa em 0°, 10°, 15° e 20° e com e sem a pulseira de peso no punho. Os dados serão submetidos à teste estatístico apropriado. Espera-se um melhor desempenho com a inclinação da mesa e uso da pulseira de peso.

COMENTÁRIO DO RELATOR
Trata-se de uma pesquisa com delineamento adequado, com articulação entre objetivo e instrumentos propostos para a investigação. Apresenta boa descrição do método, com clareza de critérios para compor a amostra, instrumentos e forma de tratamento dos dados. Possui autorização da instituição onde o trabalho será realizado. Apresenta no termo de consentimento livre e esclarecido as informações necessárias aos responsáveis quanto aos objetivos da pesquisa, como esta será desenvolvida, cuidados com os participantes para preservar a integridade dos mesmos, ausência de custos e a possibilidade de desistência em qualquer etapa da pesquisa, sem que haja prejuízo ao participante. Assim, considera-se que o projeto atende aos critérios estabelecidos pelos preceitos da ética em pesquisa e manifesto-me favoravelmente.

Faculdade de Filosofia e Ciências
 Avenida Hygino Muzzi Filho, 737 CEP 17.525-900 Marília - São Paulo - Brasil
 Tel 14 3402-1300 fax 14 3402-1302

Pág. 1 de 2



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Marília

PARECER FINAL

O CEP da FFC da UNESP após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 196/96 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa resolve aprovar o projeto de pesquisa supracitado.

INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

DATA DA REUNIÃO

Homologado na reunião do CEP da FFC da Unesp em 11/08/2010


Dra. Simone Aparecida Capellini
Vice-Presidente do CEP


Prof.ª Dr.ª Marângela Spotti Lopes Fujita
Diretora da FFC