



Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

**Desempenho de crianças de 7 a 10 anos em
diferentes tarefas de controle postural**

Marcos Seizo Kishi

SÃO CARLOS – SP
2005



Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Desempenho de crianças de 7 a 10 anos em diferentes tarefas de controle postural

Marcos Seizo Kishi

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia – Área de Concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Eloisa Tudella

Co-orientador: Prof. Dr. Filipe Manoel Soares de Melo

SÃO CARLOS – SP
2005

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

K61dc

Kishi, Marcos Seizo.

Desempenho de crianças de 7 a 10 anos em diferentes tarefas de controle postural / Marcos Seizo Kishi. -- São Carlos : UFSCar, 2006.

93 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2005.

1. Postura humana. 2. Postura - criança. 3. Controle motor em crianças e lactentes. 4. Desenvolvimento infantil. I. Título.

CDD: 613.78 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE MARCOS SEIZO KISHI, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 04 DE MARÇO DE 2005.

BANCA EXAMINADORA:



**Eloisa Tudella
UFSCar**



**José Angelo Barela
UNESP-Rio Claro**



**Carla Christina Medalha
UNIARA**

Agradecimentos

Agradeço a meus pais pelo apoio incondicional, pela dedicação à família durante todos esses anos e por me ensinarem a acreditar, sobretudo, no valor do estudo, da educação e do caráter. Aos meus irmãos, Sérgio, Nádia e César pela eterna amizade e por me fazerem saber que tenho sempre com quem contar.

À minha esposa, Elaine, pelo amor e pelo constante incentivo. Sem você não teria motivação para concluir esse trabalho (principalmente agora, que a Sarah está chegando!).

À professora Eloísa Tudella, orientadora desse trabalho, por manter as portas do Setor de Neuropediatria sempre abertas nos momentos em que precisei. Com certeza, poucas pessoas podem falar com a mesma propriedade sobre determinação e luta. Espero poder, algum dia, corresponder à confiança que você deposita em mim.

Ao Prof. Dr. Filipe Melo, e à diretoria da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa, por me acolherem em sua instituição e permitirem a realização desse trabalho. Agradeço também aos amigos que conheci em Lisboa, Carlos Barrigas, Astrogildo, Alda Simões e Maria João, pelo constante auxílio durante nossa estada em Portugal, tornando-a mais agradável e minimizando as saudades do Brasil.

Aos amigos do laboratório, Adriana, Raquel, Karina, Jocelene, Maria Antonia, Aline, Fernandinha, Carolzinha, Priscila, Nair, e mais recentemente, Ana Carolina, Luis Henrique, Tatê, Carol Mineira e Carol Crisp, pelo convívio agradável, pelo companheirismo, e pela ajuda nos momentos em que precisei.

Ao CNPq pela bolsa concedida.

Finalmente, agradeço a todos que contribuíram direta ou indiretamente para a realização desse trabalho, e àquelas pessoas que fazem parte de minha vida pelo convívio e pela amizade. A todas essas pessoas dedico a minha homenagem!

Resumo

Desempenho de crianças de 7 a 10 anos em diferentes tarefas de controle postural

O presente estudo teve por objetivo descrever o impacto de diferentes tarefas no controle postural de crianças 7 a 10 anos, divididas em grupos etários de 7-8 e 9-10 anos. Para tanto, 21 crianças participaram da realização de 5 testes do Sistema Balance Master. No primeiro teste, objetivou-se verificar a proporção da descarga de peso frente a níveis de estresse articular conferida por graus de flexão de joelhos, e o teste ANOVA não constatou diferenças entre os grupos e as condições. O segundo e o quinto testes, tinham por objetivo verificar a influência da manipulação das informações sensoriais sobre o controle postural, quantificado pela velocidade de oscilação postural, sendo que o segundo teste manipulou as informações somatossensoriais e visuais, enquanto que o quinto teste manipulou as informações vestibulares e visuais. Em ambos os testes aplicou-se o teste estatístico de Kruskal-Wallis. Não foram verificadas diferenças inter grupos, mas, comportamentos diferentes dos grupos, frente às condições, puderam ser verificadas. Com relação às manipulações de informações sensoriais, verificou-se, no segundo teste, que a alteração da informação somatossensorial provocou maior desestabilização do controle postural, enquanto que no quinto teste foi verificada maior desestabilização diante da manipulação vestibular. O terceiro teste teve como objetivo verificar a reação de componentes do controle motor durante a realização de tarefas envolvendo a movimentação consciente do centro de massa em direções específicas. O grupo de 7-8 anos obteve melhor desempenho nas variáveis Último Ponto e Velocidade de Movimento, e, sugere-se que esse desempenho esteja relacionado a aspectos cognitivos envolvidos na tarefa. O quarto teste teve por objetivo relacionar variáveis relacionadas à marcha com a manutenção da estabilidade postural, após a sua realização. Não houve diferenças entre os grupos, porém, a oscilação postural final no sentido ântero-posterior obteve correlação positiva com a largura do passo e com a velocidade de progressão.

Considerando os aspectos relacionados ao controle postural, podemos concluir que, na faixa etária de 7-10 anos, o fator idade influenciou em duas variáveis do terceiro teste, sendo que o grupo de 7-8 anos obteve melhores resultados. Conclui-se que o controle postural e motor, das crianças participantes, foram influenciados pela manipulação da informação sensorial nas tarefas desenvolvidas.

Palavras chave: controle motor, controle postural, crianças, equilíbrio, sistemas sensoriais.

Abstract

Performance of children between 7 to 10 years old in different postural control tasks

The aim of this study was to describe the effect of different tasks on the postural control of children aged between 7 and 10 years old. Twenty-one children, divided into two age groups of 7-8 and 9-10 years old, participated in the study by performing 5 tests from the Balance Master System. The purpose of the first test was to verify the ratio of weight bearing to the levels of articular stress conferred by different degrees of knees flexion, and, according to ANOVA test, there were no differences either between the groups or among the conditions. Both the second and the fifth tests aimed to verify the influence of sensory cues on the postural control quantified by the sway speed; the former provided somatosensory and visual cues, and the latter, vestibular and visual cues. Kruskal-Wallis statistic test was applied to these two tests, and no differences were found between the groups. However, the groups showed distinct behaviors in relation to the conditions. The second test indicated that the alteration in somatosensory input resulted in maximal instability of the postural control, while the fifth one verified maximal instability when vestibular input was altered. The aim of the third test was to identify the response of the control motor components during the performance of tasks that involve intentional movement of the center of body mass toward the target. The group of 7-8-year-old children showed better performances in Endpoint Excursion (EPE) and Movement Velocity (MV), and it seems to be related to cognitive aspects of the task. The fourth test aimed to relate the variables of gait to the maintenance of the stability following its achievement, and, although no differences were found between the groups, it was verified positive correlations between anteroposterior body sway and step width as well as progression velocity. Regarding the postural control, it is possible to conclude that the age influenced the variables EPE and MV, since the age group of 7-8 years old showed better

performances. In addition, postural as well as motor control of the children was influenced by sensory cues of the tasks.

Key Words: motor control, postural control, children, balance, sensory systems.

Lista de Abreviaturas e Siglas

CD	Controle Direcional
CG	Centro de Gravidade
CM	Centro de Massa
CP	Centro de Pressão
EM	Excursão Máxima do Centro de Gravidade
Hz	Hertz – unidade de frequência; eventos por segundo
LE	Limite de Estabilidade
MID	Membro Inferior Direito
MIE	Membro Inferior Esquerdo
TC	Teste de Caminhada
TCISEm	Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio
TDP	Teste de Descarga de Peso
TLE	Teste de Limites de Estabilidade
TR	Tempo de Reação
UP	Último Ponto do Percurso do Centro de Gravidade
VM	Velocidade de Movimento

Lista de Figuras

Figura 1.	Representação da superfície da plataforma de força do sistema Balance Máster	28
Figura 2.	Foto ilustrativa da realização do Teste de Descarga de Peso. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	31
Figura 3.	Foto ilustrativa da realização do TCISEm na condição de superfície instável. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	33
Figura 4.	Ilustração do cálculo do ângulo de deslocamento do centro de massa pelo Sistema Balance Master. (adaptado a partir de: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	34
Figura 5.	Representação esquemática do deslocamento do Centro de massa durante a realização do teste TLE. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	36
Figura 6.	Representação esquemática da posição dos alvos exibidos na tela do computador durante a aplicação do teste TLE (adaptado de: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	37
Figura 7.	Representação da Excursão Máxima (EM), Último Ponto (UP) e do intervalo de 5 a 95% do UP (utilizado para o cálculo da Velocidade de Movimento), na trajetória desenvolvida pelo centro de massa na realização do teste TLE	39
Figura 8.	Foto ilustrativa da realização do Teste de Caminhada. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)	41
Figura 9.	Média (\pm DP) do percentual de descarga de peso no membro inferior esquerdo (MIE) no TDP nos três níveis de dificuldade	46
Figura 10.	Média (\pm DP) da diferença de percentagem de descarga de peso nos membros inferiores dos grupos experimentais, nos três níveis de dificuldade do Teste TDP	47
Figura 11.	Médias (\pm DP) da velocidade de oscilação postural apresentadas pelos grupos experimentais nas quatro condições experimentais do TCISEm: OASF (olhos abertos, superfície firme), OFSF (olhos fechados, superfície firme), OASI (olhos abertos, superfície instável), OFSI (olhos fechados, superfície instável)	51
Figura 12.	Médias (\pm DP) da velocidade de oscilação postural apresentadas pelos grupos experimentais nas quatro condições experimentais do Teste Vestibular: OAML (olhos abertos, movimentos laterais da cabeça), OFML (olhos fechados, movimentos laterais da cabeça), OAMV (olhos abertos, movimentos verticais da cabeça), OFMV (olhos fechados, movimentos verticais da cabeça)	53
Figura 13.	Médias (\pm DP) da Composição dos Valores do Tempo de Reação (TR), em segundos, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE	56
Figura 14.	Médias (\pm DP) da composição da Velocidade de Movimento (VM), em graus por segundo, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE	57

Figura 15. Médias (\pm DP) da composição do Controle Direcional (CD), em percentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE	59
Figura 16. Médias (\pm DP) da composição da Excursão Máxima (EM), em percentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE	60
Figura 17. Médias (\pm DP) da composição do Último Ponto (UP), em percentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE	61
Figura 18. Médias (\pm DP) da Largura do Passo, em centímetros, obtidos durante o TC.	64
Figura 19. Médias (\pm DP) do comprimento do Passo, em centímetros, obtidos durante o TC	65
Figura 20. Médias (\pm DP) da Velocidade de Progressão, em centímetros por segundo, obtidos durante o TC	66
Figura 21. Médias (\pm DP) da Oscilação Postural Final, em graus por segundo, obtidos durante o TC	67

Lista de Tabelas

Tabela 1. Valores de correlação de Pearson para as variáveis do TC	67
---	----

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1. Considerações da Anatomia e da Biomecânica no Controle Postural	3
2.2. Sistemas Sensoriais que participam do Controle Postural	5
2.2.1. <i>Sistema Vestibular</i>	5
2.2.2. <i>Sistema Somatossensorial</i>	8
2.2.3. <i>Sistema Visual</i>	9
2.3. Interação entre os Sistemas no Controle Postural	10
2.4. O Desenvolvimento do Controle Postural	20
3. OBJETIVOS	25
4. MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1. Casuística	26
4.1.1. Critérios de Inclusão	26
4.1.2. Critérios de Exclusão	27
4.2. Equipamento Utilizado	27
4.3. Procedimento Experimental	29
4.3.1. Teste de Descarga de Peso (TDP)	30
4.3.2. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm)	32
4.3.2.1. <i>Cálculo da Velocidade de Oscilação Postural</i>	33
4.3.3. Teste de Limites de Estabilidade (TLE)	35
4.3.3.1. <i>Tempo de Reação</i>	38
4.3.3.2. <i>Velocidade de Movimento (VM)</i>	38
4.3.3.3. <i>Controle Direcional (CD)</i>	39
4.3.3.4. <i>Último Ponto do Percurso do Centro de Gravidade (UP)</i>	40
4.3.3.5. <i>Excursão Máxima do Centro de Gravidade (EM)</i>	40
4.3.4. Teste de Caminhada (TC)	40
4.3.4.1. <i>Largura da Passada</i>	42
4.3.4.2. <i>Comprimento da Passada</i>	42
4.3.3.3. <i>Velocidade de Progressão</i>	42
4.3.4.4. <i>Oscilação Postural Final</i>	42
4.3.5. Teste Vestibular (TV)	42
4.4. Análise Estatística	43
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	45

5.1. Teste de Descarga de Peso	45
5.2. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm) e Teste Vestibular	50
5.2.1. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm).	50
5.2.2 Teste Vestibular (TV)	53
5.3. Teste de Limites de Estabilidade (TLE)	55
5.3.1. <i>Tempo de Reação (TR)</i>	55
5.3.2. <i>Velocidade de Movimento (VM)</i>	57
5.3.3. <i>Controle Direcional (CD)</i>	58
5.3.4. <i>Excursão Máxima (EM)</i>	60
5.3.5. <i>Último Ponto (UP)</i>	61
5.3.6 <i>Discussão Geral do TLE</i>	62
5.4. Teste de Caminhada (TC)	63
5.5. Considerações finais	68
6. CONCLUSÕES	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
ANEXO 1 – Dados Brutos	75
ANEXO 2 – Análise Estatística	83

1. INTRODUÇÃO

Em nosso cotidiano, é comum fazermos observações quanto às habilidades com que crianças, ou mesmo adultos, pelos mais variados aspectos, desempenham as diversas tarefas, tanto de natureza motora quanto cognitiva. Sendo a motricidade o objeto de trabalho do fisioterapeuta, é uma particularidade desse profissional tentar caracterizar os componentes dessas habilidades motoras frente a diferentes tarefas, buscando identificar componentes que possam influenciar na forma com que essas são desempenhadas. Essa caracterização pode nos dar indícios acerca dos processos pelo quais ocorre o desenvolvimento típico, possibilitando o planejamento de estratégias de intervenção adequadas quando necessário.

De acordo com Papalia e Olds (2000), a idade cronológica é um elemento frequentemente relacionado à ocorrência dos diferentes desempenhos frente à realização de tarefas. Assim, em crianças de idade escolar, é pertinente que haja uma preocupação em se caracterizar a forma com que o fator idade pode influenciar na capacidade de se realizar de forma adequada tarefas pertinentes às atividades normais de sua vida.

Com relação à manutenção do controle postural, além do fator idade, há uma participação de fatores biomecânicos, integração dos sistemas sensoriais e mecanismos de controle motor (GABRIEL & MU, 2002). De forma mais abrangente, caracterizar o controle postural em diferentes faixas etárias tem sido objetivo de alguns dos vários estudos relacionados ao desenvolvimento de crianças (por exemplo: GOBBI *et al.*, 2003; GABRIEL & MU, 2002; RONCESVALLES, WOOLLACOTT E JENSEN, 2000; LEBIEDOWSKA & SYCZEWSKA, 2000; BARELA, POLASTRI & GODOI, 2000; BARELA, JEKA & CLARK, 1999; ASSAIANTE, 1998; WOOLLACOTT, DEBÛ & MOWATT 1987).

O controle da postura é frequentemente definido como o controle da posição do corpo com os propósitos de equilíbrio e orientação, e pode ser considerado um requisito

fundamental para o desempenho satisfatório de todas as atividades (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995; WOOLLACOTT & SHUMMWAY-COOK, 2002).

No processo de desempenhar devidamente as tarefas de equilíbrio postural e a orientação postural, utilizamos referências variadas, que incluem a gravidade e forças inerciais (a partir do sistema vestibular), informações sobre a superfície de suporte e provindas do contato físico com outros elementos do ambiente (sistema somatossensorial), e informações sobre a relação entre nosso corpo e os objetos no ambiente que nos rodeia (sistema visual). As informações provenientes desses sistemas sensoriais deverão ser integradas com mecanismos do sistema músculo-esquelético, que irá gerar as forças necessárias para corrigir aspectos desestabilizadores existentes na postura, ou mesmo, para desempenhar mecanismos que venham antecipar alterações ambientais que possam afetar a manutenção da mesma (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995; HORAK & MACPHERSON, 1996).

Apesar do desenvolvimento do controle postural ser considerada uma característica básica do desenvolvimento motor, não existe muita concordância sobre mecanismos pelos quais os humanos mantêm o equilíbrio durante a execução de atividades dinâmicas da vida diária (GEUZE, 2003). Da mesma forma, o desenvolvimento da integração entre os sistemas sensoriais e o sistema músculo-esquelético também tem sido discutido por pesquisadores.

Frente ao exposto, o presente trabalho se propõe a estudar o desempenho de crianças na faixa etária de 7 a 10 anos, durante a realização de diferentes tarefas de requerimento postural, caracterizando as reações e comportamentos particulares de grupos etários.

2. REVISÃO DE LITERATURA

O estudo do controle postural depende do conhecimento de alguns componentes fundamentais para a correta interpretação dos fenômenos envolvidos para a manutenção do equilíbrio e orientação posturais.

Assim, segue abaixo uma breve revisão sobre aspectos a serem considerados quanto à anatomia do corpo humano; os sistemas sensoriais envolvidos no controle postural; os requerimentos sobre o sistema músculo-esquelético no desempenho de tarefas relacionadas à manutenção do equilíbrio frente a perturbações sofridas pelo corpo, ou mesmo em atitudes que venham a antecipar estas perturbações. Ao final, faremos uma pequena abordagem sobre o desenvolvimento do controle postural pelo ser humano.

2.1. Considerações da Anatomia e da Biomecânica no Controle Postural

Para o entendimento de controle postural, sob aspectos biomecânicos, é necessário definir três conceitos básicos.

O primeiro deles é *Centro de Massa* (CM), definido como o ponto equivalente da massa total do corpo, ou seja, o ponto ao redor do qual todas as partículas de sua massa estão igualmente distribuídas. Quando fazemos a projeção vertical do centro de massa no solo, encontramos um ponto denominado *Centro de Gravidade* (CG) (LEHMKUHL & SMITH, 1989; WINTER, 1995).

Além desses dois termos, é necessário definir *Centro de Pressão* (CP), que é o ponto onde está localizado o vetor vertical de reação do solo, e que representa o ponto médio de todas as forças de pressão exercidas pelo contato com a superfície (LEHMKUHL & SMITH, 1989; WINTER, 1995).

A falta de concordância sobre as bases mecânicas para quantificar o equilíbrio dinâmico postural, constituiu um dos principais problemas relacionados à descrição das

variáveis do controle postural (PATTON, PAI & LEE, 1999). Para solucionar tal condição, temos encontrado na literatura, algumas iniciativas para a padronização dos conceitos de estabilidade postural, designando para tal algumas associações funcionalmente importantes.

O grau de estabilidade ou de mobilidade de um corpo está diretamente relacionado a fatores tais como: a altura do centro de massa acima da base de suporte, sendo que menores alturas favorecem maior estabilidade; o tamanho da base de suporte, que definiria os limites de estabilidade, os quais, sendo maiores, melhorariam a estabilidade; a localização da linha de gravidade dentro da base de suporte, cujo posicionamento centralizado é preferível; e o peso do corpo em questão, que quanto maior, mais estável se torna o corpo (LEHMKUHL & SMITH, 1989). Certamente, condições contrárias às citadas acima acarretariam menor estabilidade, mas favoreceriam tarefas que venham a requerer maior mobilidade do que estabilidade. Assim, deve-se considerar que as demandas posturais irão depender fortemente da tarefa envolvida e do ambiente em que a mesma deverá ser desempenhada (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995).

Nos seres humanos, devido à conformação anatômica de seu corpo, alguns dos critérios relacionados acima têm sua lógica contrariada fazendo com que, de acordo com Latash (1998), a orientação de sua postura com a vertical seja um verdadeiro “milagre”. Embora haja alguma diferenciação quanto à descrição exata da posição do centro de massa do corpo humano, no geral encontramos esta referência como posicionada a 55% da estatura do indivíduo (LEHMKUHL & SMITH, 1989). Esse fato implica a interpretação de que a maior parte da massa corporal do ser humano está localizada no terço superior de seu corpo, o que pode ser interpretado como um fator de desestabilização. Outro contraste é a dimensão da base de suporte sempre menor que a altura, numa conformação descrita por estudiosos como a de um pêndulo invertido (HORAK & MACPHERSON, 1996; LATASH, 1998; WINTER, 1995; SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Em situações dinâmicas como a

marcha, esta base está ainda mais diminuída, pelo fato de que o indivíduo se mantém apoiado sobre apenas um dos pés em boa parte do ciclo (WINTER, 1995).

2.2. Sistemas Sensoriais que participam do Controle Postural

2.2.1. Sistema Vestibular

Diferentemente do que se encontra com relação ao sistema auditivo ou visual, que são bem estabelecidos, não há, até o momento, evidências sobre uma delimitação clara de um sistema vestibular, tanto no sentido estrutural quanto no sentido funcional (BRANDT *et al.*, 1997).

Podemos entender que o papel principal do sistema vestibular seja o de informar sobre a posição da cabeça em relação à vertical para o desenvolvimento de respostas necessárias para a manutenção do equilíbrio. Este sistema tem sua atuação viabilizada pela existência do aparelho vestibular (BRANDT *et al.*, 1997).

O aparelho vestibular é o órgão que informa o cérebro sobre as acelerações tanto lineares quanto angulares impostas sobre a cabeça. Ele é composto de um sistema de túbulos ósseos e câmaras na porção petrosa do osso temporal, chamado de labirinto ósseo e, dentro dele, um sistema de tubos membranosos e câmaras chamados de labirinto membranoso, a parte funcional do aparelho. Este labirinto membranoso é composto pela cóclea, por três canais semicirculares e por duas grandes câmaras chamadas utrículo e sáculo.

A cóclea, diferente das demais estruturas, é a parte funcional da audição e não tem qualquer ligação com o equilíbrio (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

O utrículo e o sáculo são responsáveis por detectar as acelerações lineares e a orientação da cabeça com relação à força da gravidade, e têm como seus órgãos sensoriais, as máculas que ficam localizadas internamente a cada uma destas câmaras. Nas máculas estão

localizados milhares de células ciliares que projetam seus cílios para o interior de uma camada gelatinosa, onde estão embebidos muitos pequenos cristais de carbonato de cálcio chamados otólitos. O encurvamento desses cílios, causado pelas acelerações na cabeça, é responsável por desencadear os estímulos percebidos pelo sistema nervoso. Assim, a mácula do utrículo desempenha papel importante na determinação da orientação normal da cabeça, com relação à direção das forças gravitacionais e da aceleração, quando o sujeito está na posição ereta. Por outro lado, a mácula do sáculo, tem as mesmas funções quando o sujeito está deitado (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

Os três canais semicirculares estão dispostos entre si em ângulos retos, de forma a representar os três planos no espaço. São denominados como: canal semicircular anterior, que detecta rotações no plano sagital; canal semicircular posterior, que detecta rotações no plano frontal; e canal semicircular horizontal, que detecta rotações no plano transverso. O canal anterior e o canal posterior são especialmente importantes para detectar oscilações posturais rápidas tais como aquelas que ocorrem com flexão ou extensão rápidas do quadril. Para que essas estruturas sejam estimuladas são necessários movimentos da cabeça a frequências mais altas do que aquelas necessárias para estimular os otólitos (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

A detecção dos movimentos de rotação pelos canais semicirculares, graças ao movimento relativo de um líquido presente no interior dos canais semicirculares, a endolinfa. Ou seja, durante os movimentos rotacionais da cabeça, por inércia, há uma movimentação relativa da endolinfa no interior dos canais semicirculares no sentido contrário da rotação, que desencadeia o sinal a ser captado pelo sistema nervoso central (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

Adicionalmente, ao contrário do utrículo e do sáculo que detectam realmente a perda de equilíbrio pelo sujeito, os canais semicirculares têm uma função muito mais

antecipatória na manutenção do equilíbrio, por meio da detecção das rotações corporais que poderiam ser desencadeadoras de perda do controle do equilíbrio. No entanto, uma limitação para a contribuição deste sistema é um limite de velocidade de rotação da cabeça para detecção pelo sistema vestibular, que gira em torno de um grau por segundo. Esse limite existe porque, a velocidades angulares menores do que essa, a endolinfa tenderia a acompanhar a rotação do canal semicircular que a contém (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

Assim, as aferências vestibulares são responsáveis por desencadear respostas tanto à queda súbita e inesperada quanto às condições de perturbação eminente do controle postural. Nessas condições, tanto em humanos quanto em gatos, uma ativação precoce foi observada nos músculos extensores, seguindo uma súbita queda do corpo (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Em contraste, sinais vestibulares não são requeridos para desencadear respostas a movimentos da superfície de suporte, especialmente quando o sujeito está em contato com uma superfície grande e estável. Por outro lado, tais informações podem ser necessárias para a seleção e o uso de estratégias de movimento em que a cabeça deva ser estabilizada no espaço. Por exemplo, embora pacientes com perda da função vestibular respondam normalmente com uma estratégia de tornozelo para pequenas translações em uma grande superfície de suporte, quando estes pacientes tentam se manter em pé em uma superfície pequena eles não são capazes de usar a estratégia de quadril, que responderia de forma mais adequada a esta condição. Na estratégia do quadril, a cabeça e o tronco rodam um em relação ao outro, tal que a cabeça é ativamente estabilizada com relação ao ambiente. Neste caso, é provável que a combinação de informações vestibulares e proprioceptivas providas do pescoço forneçam informações mais precisas sobre a posição do tronco do que informações somatossensoriais providas das pernas e dos pés (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Em resumo, informações vestibulares em conjunto com informações somatossensoriais dão ao sistema nervoso, uma noção sobre a posição da cabeça e sua movimentação para facilitar a orientação postural apropriada contra forças gravito-inerciais, permitindo uma coordenação suave dos movimentos da cabeça e do tronco com relação ao ambiente, e selecionando a magnitude apropriada de respostas posturais.

2.2.2. Sistema Somatossensorial

Mesmo tendo importante contribuição para a manutenção do controle postural, o sistema vestibular detecta apenas os movimentos da cabeça, tornando fundamental a participação de outras fontes de informação sensorial para integrar estas informações a informações sobre o posicionamento da cabeça em relação ao corpo (GUYTON, 1992).

Assim, outros sistemas sensoriais são requeridos para permitir o controle postural nas condições em que a informação vestibular tem sua participação dificultada (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992). Um exemplo que torna clara a participação do sistema somatossensorial na manutenção da postura é o ato de correr. Nesta condição, existe uma inclinação natural do corpo para frente de modo a compensar a resistência exercida pelo ar. Tal compensação só é possível, por meio do envio das informações pelos mecanorreceptores existentes na pele (GUYTON, 1992).

Assim, os sensores que fornecem informações ao sistema somatossensorial podem ser divididos em: mecanorreceptores que são os receptores de tato, presentes na pele, e de pressão, existentes em tecidos profundos, e cuja função é desencadeada por meio da tensão e deformação da pele; e proprioceptores, representados pelos fusos musculares, os órgãos tendinosos de Golgi e proprioceptores articulares, cujas aferências informam sobre o grau de estiramento dos músculos esqueléticos e o posicionamento das articulações. Essa variedade de receptores faz com que o sistema somatossensorial receba informações provenientes de todo o

corpo diferentemente dos sistemas visual e vestibular, que estão situados exclusivamente na cabeça, o que poderia ser entendido como uma considerável vantagem (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

2.2.3. Sistema visual

Assim como as informações somatossensoriais e vestibulares, o efeito da visão na orientação postural e estabilidade postural é dependente da tarefa e do contexto. Contudo, em sujeitos saudáveis, a eliminação da visão aumenta a oscilação postural durante o equilíbrio estático, em uma quantidade dependente do tipo particular de postura, da disponibilidade de informações precisas sobre a superfície e de informações vestibulares, além de fatores cognitivos, tais como o medo de cair (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Mesmo contando com a interdependência entre os sistemas atuantes na manutenção do equilíbrio, o sistema visual pode sozinho, garantir o controle postural quando há perda total dos demais sistemas (HORAK & MACPHERSON, 1996). Isso é possível graças à capacidade da retina de ser sensível, mesmo a pequenos movimentos corporais lineares ou rotacionais, enviando informação suficiente aos centros de equilíbrio. Fatores como: acuidade visual, nível de iluminação, e localização e tamanho de estímulo dentro do campo visual afetam a maneira com que as informações visuais estabilizam a postura (HORAK & MACPHERSON, 1996; GUYTON, 1992).

De acordo com Horak e Macpherson (1996), movimentos do ambiente visual têm uma maior influência quando a superfície de suporte também está em movimento, em comparação com as situações em que a superfície de suporte é estacionária. Por exemplo, quando a oscilação é induzida por movimentação do ambiente em conjunto com a movimentação do suporte, a oscilação tem uma amplitude duas vezes maior do que na condição com suporte estacionário. Este tipo de achado enfatiza o fato de que sob condições

de conflito visual, o ganho de informações visuais é aumentado e pode dominar a oscilação postural.

Conforme já descrito, as informações visuais têm um importante papel não somente em resposta a distúrbios inesperados do equilíbrio, mas também em ajustes posturais antecipatórios que acompanham movimentos voluntários. De acordo com Guyton (1992), o mais significativo papel desempenhado pela visão, tanto na orientação postural quanto na estabilidade postural, pode ser no controle de estratégias antecipatórias, crítico para superação de obstáculos e adaptação às condições ambientais. A visão também se torna mais crítica para a postura no desenvolvimento de habilidades motoras, o aprendizado de uma nova habilidade, ou quando as informações vestibulares ou somatossensoriais são comprometidas. Quando as crianças estão começando a aprender a se sentar ou a ficar em pé independentemente, e quando adultos estão aprendendo novas tarefas com requerimentos de equilíbrio diferenciados, a movimentação visual passa a ter um profundo efeito no equilíbrio. Com isso, levantou-se a hipótese de que a visão ajudaria a calibrar o sistema proprioceptivo para novas tarefas e condições (GUYTON, 1992).

Finalmente, o efeito da informação visual no controle postural é altamente dependente da tarefa e do contexto, e tem sua influência controlada dinamicamente, dependendo se as informações visuais estão atuando sozinhas ou em combinação com perturbações da superfície de suporte.

2.2. Interação entre os Sistemas no Controle Postural

Existem muitas características comuns no controle postural em condições estáticas e na manutenção do equilíbrio dinâmico. Em ambas as condições são utilizadas informações sensoriais provindas de múltiplos canais, incluindo somatossensoriais (cutâneos e proprioceptivos), vestibulares e visuais. Esses sistemas não operam independentemente,

como canais paralelos que meramente se somam para resultar em resposta motora, e a participação de cada um deles pode variar significativamente em razão da natureza da tarefa envolvida. Mais do que isso, essas informações de múltiplas naturezas são integradas e comparadas de forma que o sistema de controle postural possa fornecer uma interpretação coerente sobre a orientação corporal e o equilíbrio dinâmico. Essa interpretação é então comparada com um modelo interno do corpo e qualquer sinal que possa indicar um erro na manutenção das tarefas posturais é desencadeador de respostas motoras que irão corrigir o erro. Os mecanismos responsáveis por este processo, assim como as estruturas envolvidas no mesmo, ainda não estão completamente esclarecidas. Em princípio, todo este processo ocorreria de forma inconsciente, produzindo ajustes automáticos com curtos períodos de latência (HORAK & MACPHERSON, 1996). Adicionalmente, haveria um controle espinal de respostas reflexas capaz de gerar padrões locomotores e posturais, independentes de controle supraespinal (DIETZ, 1997).

A informação codificada por cada uma das modalidades sensoriais é única, e cada classe de receptor opera otimamente dentro de um nível específico de frequência e amplitude de mobilidade corporal. Contudo, existe uma grande quantidade de informações sensoriais provindas destes canais que podem ser consideradas redundantes, tal que em determinados ambientes a estabilidade pode ser mantida mesmo quando a informação de uma destas fontes não esteja disponível (HORAK & MACPHERSON, 1996).

No entanto, as informações provenientes de um deles podem ser interpretadas de forma ambígua em alguns casos, evidência facilmente compreendida, pelo fato dos receptores sensoriais proverem informações relacionadas sobre a posição espacial de mesmo corpo, mas, baseados em referências diferentes. Assim, a existência de informações de múltiplos canais é importante para que ambigüidades relacionadas às tarefas de orientação e estabilidade dinâmica possam ser solucionadas. Como um exemplo, podemos citar a situação

em que estamos dentro de um automóvel parado em um estacionamento ao lado de outros carros. Por vezes, podemos interpretar o movimento do carro ao lado como sendo o do carro em que estamos. Porém, informações provenientes do sistema vestibular, indicariam que não houve deslocamento do nosso corpo. Desta forma, os sistemas sensoriais teriam uma interação pela qual esses contrastes seriam resolvidos (HORAK & MACPHERSON, 1996).

A participação dos sistemas sensoriais pode variar dependendo das informações ambientais disponíveis e da tarefa a ser desempenhada. Da mesma forma, em ocasiões de perda de um destes sentidos por alguma lesão o sistema nervoso central, por mecanismos de readaptação, tem a capacidade de alterar a propriedade dos sistemas remanescentes para retomar o controle postural. Outro dado a ser considerado, é fato de que o treinamento dirigido e maior tempo de experiência sensorial também podem alterar a participação dos sistemas de modo a otimizar os mecanismos de ajustes posturais relacionados ao melhor desempenho das tarefas motoras (HORAK & MACPHERSON, 1996; BRANDT *et al.*, 1997; HOLSTEGE, 1998).

Assim, diversos estudos têm se baseado na interação entre os sistemas sensoriais com o objetivo da manutenção do controle postural (FOSTER, SVEISTRUP & WOOLLACOTT, 1996; BARELA, JEKA & CLARK, 1999; HLAVACKA, MEGNER, & KRIZKOVA, 1996; ALLUM *et al.*, 2002; SMART *et al.*, 2004).

Hlavacka, Mergner e Kriskova (1996), realizaram um estudo com a participação de 10 adultos saudáveis em uma plataforma de força, com o objetivo de verificar a atuação dos sistemas vestibular e somatossensorial em mecanismos de ajuste postural. A partir dos resultados obtidos, os autores constataram a participação do sistema somatossensorial em mecanismos compensatórios frente a distúrbios.

Com objetivos semelhantes, Maurer *et al.* (2000), realizaram um estudo com sujeitos saudáveis e sujeitos com perda vestibular, em duas condições experimentais: i) com

ponto fixo de referência visual, demonstrada em uma tela e; ii) sem ponto de referência visual. Além destas duas restrições, em todo o experimento os sujeitos foram colocados sobre uma plataforma móvel que inclinava sua superfície no sentido ântero-posterior a frequências de: 0,05; 0,1; 0,2 ou 0,4 Hz. Os pesquisadores constataram que as oscilações nas frequências de 0,05 e 0,1 Hz não produziram diferença nos comportamentos posturais durante a condição de falta de referência visual, tanto nos sujeitos saudáveis, quanto nos sujeitos com perda vestibular, sendo que todos conseguiram manter seu centro de massa com pouca movimentação. Porém, durante as oscilações nas frequências de 0,2 e 0,4 Hz, os sujeitos com perda vestibular demonstraram uma tendência a acompanhar a oscilação da plataforma com seu centro de massa, fazendo com que sua movimentação aumentasse. Com base no fato de sujeitos com perda vestibular serem capazes de responder a distúrbios na superfície de apoio de forma semelhante a sujeitos sem essa perda, os pesquisadores sugeriram a participação predominante do sistema somatossensorial no sistema de controle postural.

O impacto da movimentação da informação visual sobre o controle postural foi objeto de um estudo de Nashner e Berthoz (1978). Nesse estudo os pesquisadores limitavam o campo visual dos sujeitos por uma caixa suspensa sobre suas cabeças e controlavam o uso da informação visual movimentando a caixa na direção em que seus corpos eram movimentados ou mantendo-a imóvel. Na condição em que a caixa eram mantida imóvel, foram verificadas menores amplitudes finais de oscilação postural, sugerindo que, nessa condição, haveria uma contribuição compensatória da informação visual para o sistema de controle postural.

De forma semelhante, Freitas Jr. e Barela (2004), verificaram que a oscilação da informação visual induziu aumento da oscilação postural em adultos saudáveis. No mesmo estudo, verificaram que o conhecimento prévio por parte dos sujeitos sobre a movimentação da informação visual, reduziu a magnitude deste aumento na oscilação postural, em relação ao grupo que não teve esta informação.

Guerraz *et al.* (2001) também verificaram a minimização da alteração da estabilidade postural diante da expectativa de movimentação da informação visual. Pelos resultados desse estudo, esses autores concluíram que embora a visão tenha uma importância considerável no controle da orientação postural, o impacto da manipulação de sua informação pode ser minimizado por processos de alto nível relacionados com o seu prévio conhecimento pelo indivíduo.

De acordo com Horak e Macpherson (1996), o efeito desestabilizador da movimentação da informação visual, pode ilustrar a situação de ilusão perceptiva de automovimentação chamada de “vetorização”, que pode afetar a oscilação postural, de tal forma que a amplitude da mudança postural é logaritmicamente proporcional à velocidade da imagem e a densidade do padrão de imagem.

Os estudos descritos acima exemplificam a existência de pesquisas que fundamentem a participação dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular no controle postural de adultos. Da mesma forma, a interação entre esses sistemas no controle postural de crianças tem sido objeto de pesquisas.

Woollacott, Debû e Mowatt (1987), em um estudo com 25 crianças, com idade variando entre 3,5 meses e 9 anos de vida, verificaram os efeitos da visão e da idade nas características das respostas neuromusculares próprias do controle do equilíbrio.

As crianças foram divididas em cinco grupos etários: com 3,5 a 5 meses; 8 a 14 meses; 2 a 3 anos, 4 a 6 anos e; 7 a 10 anos de vida. Por meio da eletromiografia, foram observadas as respostas dos músculos das pernas, do tronco e do pescoço, a distúrbios posturais inesperados causados pelo deslocamento no sentido ântero-posterior da plataforma onde as crianças eram posicionadas. Os pesquisadores observaram respostas musculares semelhantes tanto na condição com informação visual, quanto na condição em que a informação visual estava ausente. Porém, no grupo de 2 e 3 anos, foram verificados menores

tempos de latência entre o distúrbio e a reação postural nas crianças que mantinham a informação visual, além de maior número de reflexos monossinápticos. Estes dados sugeriram que, neste grupo etário, haveria uma dominância do sistema visual no sistema de controle da postura.

Porém, Barela, Jeka e Clark (1999), estudando crianças nas fases iniciais da aquisição da postura ereta, sugeriram a importância das informações provenientes do sistema somatossensorial, no controle da postura. Neste estudo, as crianças tinham a possibilidade de estabilizar sua postura por meio de uma caixa fixa a uma plataforma de força. Nas fases anteriores à marcha independente, a caixa foi meramente utilizada como apoio para a criança. A partir da aquisição da marcha independente, o apoio demonstrou ter se tornado uma fonte de informações para a manutenção do equilíbrio.

Num estudo posterior, Barela, Polastri e Godoi (2000), examinaram a oscilação corporal durante a postura ereta em 33 crianças divididas em grupos de 2, 3, 4, 5 e 6 anos de idade, com informação visual e sem informação visual. Os autores não verificaram diferenças nos parâmetros de oscilação estudados, tanto na comparação etária, quanto na comparação entre as condições de informação visual. Assim, esse estudo contrariou os resultados de outros estudos que sugeriam mudanças no comportamento postural no período dos 2 aos 6 anos de idade, além de uma prevalência da informação visual no sistema de controle postural. Outro dado importante foi a verificação de frequências de oscilação corporal da ordem de 0,2 Hz em todas as idades estudadas, frequência esta, semelhante ao que se verifica em adultos.

Em conjunto com os sistemas sensoriais, o sistema músculo-esquelético contribuiria no controle postural de forma direta, por meio de estratégias motoras apropriadas, ou de forma indireta, como nas oscilações da postura provenientes de atividades essenciais para a vida como os movimentos respiratórios, onde a simples relação entre as articulações é capaz de estabilizá-las em grande parte (CARON *et al.*, 2004; KANTOR *et al.*, 2001).

Para a manutenção do equilíbrio frente a distúrbios aplicados sobre os segmentos corporais, é necessária uma combinação de respostas automáticas desencadeadas o mais rápido possível. Nessas condições, todas as partes do corpo podem participar ativamente da recomposição do controle postural.

No entanto, existem estratégias contínuas por meio das quais, o equilíbrio e a postura são mantidos ou recuperados durante a realização da maior parte das atividades. As bases para a formação destas estratégias são padrões característicos de atividade muscular, denominados sinergias. Estes padrões de ativação muscular são utilizados tanto em mecanismos compensatórios, frente a perturbações da postura já ocorridas (*feedback*), quanto em mecanismos de ajustes que venham a antecipar estas perturbações (*feedforward*) (SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995; HORAK & MACPHERSON, 1996).

Uma das sinergias freqüentemente consideradas em estudos sobre o controle postural, é a estratégia do tornozelo, tida como uma das primeiras ferramentas para controle da postura ereta, e que é utilizada frente a perturbações de baixa velocidade e amplitude, realizadas de forma suave. Nessa estratégia, o corpo assumiria a organização de uma estrutura rígida, com poucos graus de liberdade articulares, como um pêndulo invertido, onde ele oscilaria sua massa em torno da articulação do tornozelo. A estabilidade desta articulação se daria por meio de contrações dos músculos responsáveis pela flexão plantar, nas ocasiões de oscilação anterior, e dos músculos responsáveis pela dorsiflexão, quando do desequilíbrio no sentido posterior. Esta estratégia, de entendimento relativamente intuitivo, é facilmente constatada com a utilização de ferramentas metodológicas tanto cinemáticas quanto não cinemáticas (ASSAIANTE, 1998; MASSION, 1998; KARLSSON & LANSHAMMAR, 1997; WINTER, 1995; HORAK & MACPHERSON, 1996).

Outra estratégia comumente utilizada é a estratégia do quadril, utilizada frente a perturbações de maior amplitude, ou naquelas condições em que a superfície de suporte é

instável ou estreita, não permitindo uma geração desejável de torque na articulação do tornozelo. Em termos anatômicos, esta estratégia envolve curvar tanto a articulação do quadril quanto o tronco simultaneamente, desenvolvendo uma rotação oposta à verificada no tornozelo (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Nessa estratégia, o número de graus de liberdade articulares aumenta, juntamente com o número de articulações envolvidas. O corpo deixa de ser visto como um objeto rígido e a referência postural passa a ser o vetor vertical da gravidade (ASSAIANTE, 1998; MASSION, 1998; WINTER, 1995; HORAK & MACPHERSON, 1996).

Por meio da combinação das estratégias do tornozelo e do quadril, é possível atender à maior parte das demandas relativas ao controle postural.

Todavia, é possível que, frente a certas situações, o controle da postura seja mantido por meio da mudança de posicionamento do suporte, ou seja, dando um passo (RONCESVALLES, WOOLLACOTT & JENSEN, 2000). Esta atividade pode ser considerada como uma terceira estratégia.

Cada uma dessas estratégias tem diferentes prioridades na estabilização das possíveis variáveis do controle postural. Esse fator influencia diretamente na escolha da estratégia a ser desempenhada. Por exemplo, a estratégia do quadril permite que o centro de massa seja movido a maiores velocidades que na estratégia do tornozelo. Por outro lado, a estratégia do tornozelo permite um alinhamento das pernas e do tronco, que a estratégia do quadril não permite (HORAK & MACPHERSON, 1996).

A integração dos sistemas sensoriais com os as sinergias músculo-esqueléticas não tem, ainda, seu mecanismo totalmente elucidado. De qualquer forma, tem-se o conhecimento de que diferentes partes do sistema nervoso atuam neste contexto.

O complexo nuclear vestibular situado na medula e na ponte é um importante centro para a integração das informações vestibulares, somatossensoriais e visuais e tem papel

fundamental para o controle da orientação e equilíbrio postural. As vias descendentes originadas nesta região, assim como vias com origem na formação reticular, terminam em motoneurônios e interneurônios que influenciam a musculatura do pescoço, a musculatura axial e a musculatura dos membros. Assim, alguns mecanismos importantes são preservados, mesmo em situações de transecção completa da medula na região torácica, tais como o suporte de peso (reação positiva de apoio) e o reflexo da marcha (HORAK & MACPHERSON, 1996).

No entanto, sabe-se que estes núcleos isoladamente não seriam capazes de manter e organizar todas as respostas necessárias para a manutenção da postura, tais como a estabilidade lateral.

Assim, mecanismos complexos de controle seriam desencadeados em áreas tais como os núcleos da base e cerebelo. Para tanto, ambos receberiam e filtrariam informações originadas no córtex vestibular e, assim, proporcionariam programas para o controle da orientação e equilíbrio postural (HORAK & MACPHERSON, 1996).

Durante várias décadas, a existência de um córtex vestibular foi negada. Entretanto, com base em estudos que conseguiram obter potenciais evocados após estímulos vestibulares em animais, a existência desta estrutura parece ter se tornado mais provável. Assim, estudos desta natureza localizam o córtex vestibular em uma pequena área próximo ao território da área somestésica correspondente à face. Quanto à função, nenhum estudo sugeriu a participação cortical na manutenção da postura frente a distúrbios já ocorridos neste sistema, ou seja, mecanismos compensatórios. Porém, alguns estudos sugeriram uma forte participação cortical nos mecanismos antecipatórios, ou seja, na apreciação consciente da orientação no espaço (MACHADO, 1988).

No entanto, a atenção necessária para a manutenção do controle postural, sugerida em estudos recentes e relatada em uma revisão de Woollacott e Shumway-Cook

(2002), levanta dúvidas sobre o automatismo considerado sobre os mecanismos posturais, suscitando a necessidade da participação cortical também nos mecanismos compensatórios. A partir de estudos de dupla-tarefa, pesquisadores têm demonstrado maiores tempos para respostas posturais frente a distúrbios, em condições em que a realização de outras tarefas durante a manutenção da postura ereta, desviava a atenção sobre o controle postural.

Além desta participação, o armazenamento de informações adquiridas frente às situações de experiência e treinamento sugere a necessidade da participação do córtex motor no controle postural. Esta participação se torna mais intensa na medida em que a atividade a ser desempenhada sugira a necessidade de uma organização mais refinada (HOLSTEGE, 1998).

Os núcleos da base têm sido considerados essenciais para o alinhamento postural e regulação do tônus postural, além de desempenhar um papel importante nos ajustes posturais necessários nas situações de mudanças no ambiente ou na superfície de suporte.

A porção vestibular do cerebelo tem papel na orientação vertical, e a porção anterior do cerebelo, que recebe informações somatossensoriais, tem papel importante no controle postural dinâmico. Pacientes com lesão na porção anterior do cerebelo têm ataxia postural e durante a marcha, com alta frequência de oscilações posturais no sentido ântero-posterior.

Assim, a porção anterior do cerebelo parece ter função crítica na magnitude das respostas posturais. Além disso, também parece ter função importante nos ajustes antecipatórios.

Por meio da aprendizagem e da adaptação, o sistema nervoso antecipa os efeitos mecânicos de um movimento voluntário e ajusta a amplitude e o tempo que acompanham o componente postural para minimizar os distúrbios do equilíbrio (HORAK & MACPHERSON, 1996).

2.4. O Desenvolvimento do Controle Postural.

Existem evidências claras de mudanças nas estratégias para a manutenção do controle da postura, frente a perturbações do mesmo (RIACH & STARKES, 1994; HORAK & MACPHERSON, 1996; SHUMMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Mas como estas estratégias se desenvolvem ao longo do desenvolvimento da criança?

Desde a vida intrauterina, o vetor gravidade já está presente. No entanto, o feto está vivendo num ambiente aquático, onde os receptores de carga não estão sendo requisitados. Desta forma, a adaptação para existência de descarga de peso após o nascimento, é uma das mais importantes tarefas do sistema sensorio-motor (MASSION, 1998).

Dados os principais aspectos da postura, de construir uma referência contra a gravidade e de atuar como uma interface com o mundo exterior, a emergência da aquisição da postura inicialmente pela cabeça, reforça a idéia da postura ter, inicialmente, o papel de interface com o mundo exterior (MASSION, 1998). A cabeça que tem seus próprios órgãos sensoriais é a primeira parte do corpo a desenvolver uma orientação postural, o que nos leva a inferir sobre a importância da cabeça no modo descendente de organização. De acordo com Massion (1998), isso explicaria a dominância do sistema visual relatada por alguns estudos, durante a aquisição da postura ereta, e o fato das crianças manterem uma relativa dependência deste sistema durante as fases iniciais da vida.

Assaiante (1998), com base nos princípios funcionais de referência postural e escolha dos graus de liberdade articulares, propôs em uma revisão, um modelo para o desenvolvimento do controle postural durante a vida. Neste modelo, a autora sugere que os modos de organização temporal, ascendente e descendente, operam de forma alternada e são associadas com os dois modos de escolha dos graus de liberdade. Desta forma, são descritos quatro períodos sucessivos de desenvolvimento no curso da ontogênese.

O primeiro deles se estenderia do nascimento até a aquisição da postura ereta. Este período é caracterizado fortemente por uma orientação céfalo-caudal do desenvolvimento, evidenciada pelo controle inicial dos músculos do pescoço, seguido do controle de tronco e, finalmente dos membros inferiores. Várias circunstâncias são consideradas neste sistema, em que cada nova aquisição favorece uma próxima. Por exemplo, o controle de cabeça é favorecido pelo desenvolvimento do alcance manual, ao mesmo tempo em que a estabilização da cabeça e, portanto, da visão, favorece o refinamento dos movimentos de alcance. Neste período algumas estratégias encontradas na vida adulta são contrariadas, como no caso da desestabilização no sentido anterior, que obtém como resposta uma ativação primária dos músculos do pescoço antes dos músculos do tronco.

Estes resultados sugerem a prevalência de uma operação articulada da unidade cabeça-tronco, juntamente com uma organização descendente no primeiro ano de vida.

O segundo período tem início com a aquisição da postura ereta, e vai mais ou menos até os seis anos de idade. Este período é caracterizado pela dominância dos efetores, pelo desenvolvimento da coordenação entre as partes superior e inferior do corpo e, pelo desenvolvimento da marcha independente, que se daria, principalmente pela maturação dos sistemas de controle postural, ou seja, o cerebelo e as estruturas vestibulares. Desta forma, ao final dos sete anos de vida, padrões eletromiográficos de vários grupos antigravitários já não exibem diferenças dos adultos. Assim, o sexto ano de vida parece constituir um importante marco de diferenciação tanto na aquisição do equilíbrio estático, quanto dinâmico.

O terceiro período tem início em torno dos sete anos e continua a se desenvolver até uma idade ainda não determinada, que pode ser considerada no período da adolescência. É caracterizado pelo retorno para um modo de operação articulado, por meio do qual a estabilização necessária da cabeça para uma organização descendente é adquirida.

Finalmente, o quarto período seria alcançado na vida adulta, e combinaria as características principais do terceiro período com uma nova habilidade envolvendo a operação articulada da unidade cabeça-tronco, com um controle seletivo dos graus de liberdade no nível do pescoço.

Considerando os aspectos biomecânicos do controle postural, o corpo humano tem a árdua tarefa de se adaptar a ocorrências inevitáveis como, o crescimento de aproximadamente cinco vezes nos primeiros 18 anos de vida. Ao mesmo tempo, para o desempenho de todas as habilidades previstas para a espécie, a maturação do sistema nervoso central deve, certamente, acompanhar este ritmo (LEBIEDOWSKA & SYCZEWSKA, 2000).

O crescimento corporal pode ser dividido em duas fases distintas. A primeira se caracteriza pelo crescimento desproporcional dos segmentos corpóreos e vai aproximadamente até o 5 ou 6 anos de vida. A segunda fase que tem início após os 5 ou 6 anos de vida e vai até os 18 anos, se caracteriza por um crescimento proporcional dos segmentos corpóreos (LEBIEDOWSKA & SYCZEWSKA, 2000).

Ainda na segunda fase, durante o estirão da puberdade pode-se verificar uma tendência a um crescimento acelerado dos membros inferiores em relação aos demais segmentos (LEBIEDOWSKA & SYCZEWSKA, 2000).

Lebiedowska e Syczewska (2000), verificaram em estudo com 57 crianças com idade variando entre 7 e 18 anos, a relação entre as fases de crescimento corporal e a manutenção da estabilidade postural. Em conclusão ao seu estudo os pesquisadores sugeriram que o crescimento proporcional dos segmentos corporais, associado ao desenvolvimento dos sistemas de controle motor decorrente do aumento da idade, acarretou melhora no desempenho de tarefas posturais.

Concomitantemente a estas observações quanto à biomecânica, é importante observar a influência do desenvolvimento dos sistemas sensoriais. Como observado nas

pesquisas já citadas, as crianças também podem usar de várias formas os sistemas sensoriais envolvidos no equilíbrio (vestibular, somatossensorial e visual) frente às diferentes tarefas e ambientes. (WOOLLACOTT, DEBÛ & MOWATT, 1987; BARELA, JEKA & CLARK, 1999; BARELA, POLASTRI & GODOI, 2000).

Riach e Starkes (1994), utilizando uma plataforma de força, estudaram 81 crianças, com idade variando entre 4 e 13 anos, e 26 adultos com o objetivo de verificar as mudanças na velocidade de oscilação postural durante o desenvolvimento. Os resultados obtidos apresentaram a possibilidade de uma segmentação dos grupos etários, em dois grupos maiores: um grupo com crianças de até 7 anos, e outro grupo com idade a partir dos 8 anos. Foi constatada uma redução significativa da velocidade de oscilação postural no grupo com idade a partir dos 8 anos, além de uma notável redução na dispersão dos dados deste grupo. Estes dados sugeriram a existência, no grupo de crianças mais velhas, de respostas posturais menos estereotipadas, de menor atividade reflexa e com maior possibilidade de adaptação.

Levando em consideração os estudos citados, podemos entender que o desenvolvimento do controle postural durante a infância é dependente de variáveis tais como: a idade; o desenvolvimento da interação entre os sistemas sensoriais; e o desenvolvimento de mecanismos músculo-esqueléticos capazes de ajustar o corpo aos distúrbios da estabilidade, de forma tanto compensatória quanto antecipatória. Assim, apesar dos vários estudos abordando o controle postural, várias dúvidas ainda pairam sobre o seu desenvolvimento durante a infância. Estudos que venham a associar todos esses processos, em todas as faixas etárias precisam ser realizados.

A idade escolar, ou infância tardia é uma fase onde a criança passa por várias transformações interessantes tanto do ponto de vista físico e motor, quanto do ponto de vista cognitivo e afetivo. De acordo com Gallahue e Ozmun (2003), entende-se que essa seja a fase em que essas crianças “entrem para o mundo dos adultos e das crianças mais velhas”.

Ainda de acordo Gallahue e Ozmun (2003), com relação ao desenvolvimento motor, pode-se verificar nessa idade, uma lentidão para responder às solicitações motoras, causando, por exemplo, dificuldades com a coordenação visual-manual. Verifica-se ainda que os mecanismos perceptivos-visuais ainda estão em desenvolvimento e só se completam ao final desse período.

Considerando essas características, não seria incorreto esperar que o controle postural pudesse se desenvolver de forma peculiar nessa idade. Porém, a literatura relacionada não aborda completamente todas as variáveis relacionadas a esse desenvolvimento.

Dessa forma, o presente trabalho se propõe a estudar componentes do controle postural de crianças na faixa etária de 7 a 10 anos, durante a realização de diferentes tarefas, caracterizando as reações e comportamentos particulares de grupos etários.

3. OBJETIVOS

Geral

O presente estudo teve por objetivo descrever o impacto de diferentes tarefas no controle postural em grupos de crianças na faixa etária de 7 a 10 anos.

Específicos

Foram objetivos específicos do presente estudo:

- Caracterizar a forma com que os componentes de controle postural são influenciados por tarefas específicas de manipulação de informação sensorial, estresse sobre o sistema articular e de componentes do controle motor;
- Caracterizar a forma com que grupos etários de 7-8 anos e 9-10 anos respondem a essas manipulações;

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi desenvolvido em colaboração com o Departamento de Ciências da Motricidade da Universidade Técnica de Lisboa durante um estágio realizado pelo pesquisador nesta instituição. Os dados apresentados neste trabalho foram coletados para a realização de pesquisas anteriores com o objetivo de relacionar dados de controle motor e postural a características grafomotoras de indivíduos em idade escolar.

4.1. Casuística

Participaram do presente estudo 21 crianças de ambos os sexos, com idade entre 7 e 10 anos (idade média = 8,3; \pm 0,96), divididas em dois grupos: Grupo 7-8 anos: (n=14) 10 meninos e 4 meninas com idade entre 7 e 8 anos (idade média 7,7; \pm 0,5); Grupo 9-10 anos: (n=7) 5 meninos e 2 meninas com idade entre 9 e 10 anos (idade média 9,4; \pm 0,5).

Estes sujeitos foram selecionados entre alunos do ciclo básico da escola “A Torre” do município de Alges, região metropolitana de Lisboa em Portugal. Esta escola foi escolhida pelo fato de que seus alunos freqüentam as aulas da disciplina Educação Física, nas dependências da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa.

4.1.1. Critérios de Inclusão

Os critérios de inclusão foram: 1) ser aluno da escola “A Torre”; 2) ter entre 7 e 10 anos de idade; 3) estar em bom estado de saúde; 4) assinatura do termo de consentimento pelos pais.

4.1.2. Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo aqueles sujeitos que: 1) sofreram cirurgias ortopédicas nos membros inferiores; 2) tivessem algum impedimento para participar das aulas de educação física.

4.2. Equipamento Utilizado

Foi utilizado na pesquisa o sistema Balance Master da NeuroCom International Inc, acompanhado da versão 8 do software de operação. Dentro deste sistema foram realizados os seguintes testes: Teste de Descarga de Peso (TDP) – teste para verificar proporção de descarga de peso entre os membros inferiores; Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm) – teste clínico da interação sensorial no equilíbrio, por meio do controle das informações visuais e somatossensoriais; Teste de Limites de Estabilidade (TLE) – teste que verifica a consciência dos limites de estabilidade pelo indivíduo; Teste de Caminhada (TC) – teste para avaliação das variáveis relacionadas à marcha; e Teste Vestibular (TV)– teste complementar ao TCISEm, que tem como base o controle das informações visuais e vestibulares. A Figura 1 ilustra a superfície da plataforma de força, sobre a qual eram realizados os testes.

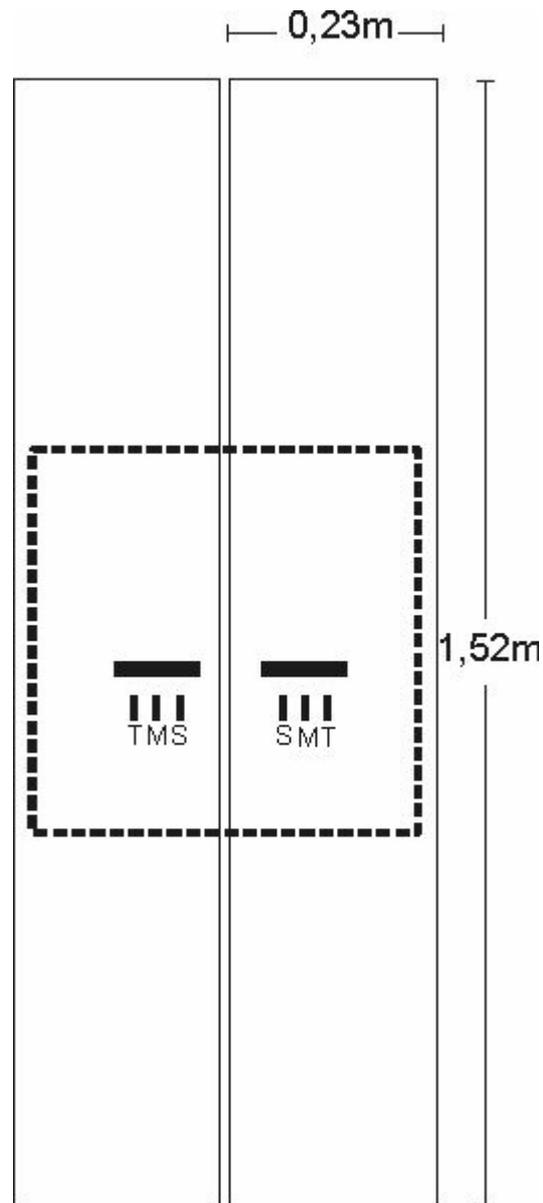


Figura 1. Representação da superfície da plataforma de força do sistema *Balance Master*.

As marcas S, M e T servem de referência para o posicionamento dos calcanhares dos sujeitos com base em sua altura. Dessa forma, a marca “S” (*short*), deve ser utilizada por sujeitos com altura entre 76 e 140 cm, a marca “M” (*medium*), deve ser utilizada por sujeitos entre 141 e 165 cm, e a marca “T” (*tall*), deve ser utilizada por sujeitos entre 166 e 203 cm. Contudo, em algumas provas existe a padronização do posicionamento dos calcanhares em alinhamento com a marca “M”.

O traço horizontal à frente das marcas S, M e T, é a linha para alinhamento dos maléolos. O quadrado tracejado é o local de posicionamento do bloco de espuma do teste TCISEm.

4.3. Procedimento Experimental

Os sujeitos foram avaliados uma única vez em uma data que deveria coincidir com sua aula de educação física. Seguindo orientações do Manual de Operação do sistema (NEUROCOM INT. INC, 2002), era solicitado que os sujeitos comparecessem em trajes esportivos quando da realização dos testes.

O ambiente de teste era uma sala específica de permanência do sistema *Balance Master*. Durante os procedimentos de testes esta sala era mantida o mais silenciosa possível, e os sujeitos adentravam este ambiente um a um, evitando assim interferências, permanecendo no ambiente somente o sujeito na companhia de seu professor e dois pesquisadores que aplicavam os testes.

Dos testes-padrão existentes no sistema *Balance Master*, quatro deles foram utilizados neste estudo, na seguinte ordem: *Weight Bearing Squat Data Set* (Teste de Descarga de Peso - TDP), *Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set* (Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio – TCISEm), *Limits of Stability Data Set* (Teste de Limites de Estabilidade – TLE), *Walk Test Data Set* (Teste de Caminhada – TC). Além destes testes foi realizado um teste adicional específico para este trabalho, denominado Teste Vestibular (TV), realizado no final da seqüência, que foi idealizado com base em uma versão posterior do *software* do sistema *Balance Master*.

Para melhor entendimento dos procedimentos dos testes realizados, seguem abaixo as descrições dos mesmos com maiores detalhes.

4.3.1. Teste de Descarga de Peso (TDP)

Esta prova tem como objetivo verificar a proporção de descarga de peso entre os membros inferiores, em três níveis de dificuldade, de acordo com o Manual de Operação do sistema (NEUROCOM INT. INC, 2002).

Existe a expectativa de que indivíduos normais, em condições normais de apoio estático bipedal, descarreguem seu peso igualmente entre seus membros inferiores, ou seja, de que cada um dos membros inferiores sustente o correspondente a 50% do peso total do indivíduo. Porém, em estudos relatados no Manual de Operação do sistema, são encontradas diferenças na proporção da descarga de peso de até 5% em adultos jovens, e de até 15% em idosos, ou seja, pode-se esperar que amostras de diferentes faixas etárias possam apresentar diferenças na proporção da descarga de peso (NEUROCOM INT. INC, 2002). As diferenças de maior magnitude foram encontradas nas condições experimentais de maior flexão dos joelhos, sugerindo que o maior estresse articular envolveria a necessidade de mecanismos de controle muscular mais refinados.

O presente estudo trata de uma faixa etária em que não são encontrados dados de literatura em que o TDP tenha sido aplicado. Tendo em vista que a utilização de informações sobre controle motor é importante para a manutenção da proporção de descarga de peso entre os membros, torna-se interessante verificar se esses mecanismos já estão presentes nessa amostra, de forma semelhante ao encontrado em adultos.

Normalmente, o protocolo do TDP conta com 4 condições de teste: sem flexão de joelhos; com 30° graus de flexão de joelhos; com 60° de flexão de joelhos; e com 90° de flexão de joelhos. Porém, levando-se em consideração a idade da amostra estudada, e a dificuldade de realizar o teste com 90° de flexão de joelhos, até mesmo para adultos, adotou-se em nosso protocolo somente as três primeiras condições, descritas a seguir.

- 1) Condição fácil: 0° de flexão de joelho;

- 2) Condição moderada: 30° de flexão de joelho;
- 3) Condição difícil: 60° de flexão de joelho.

A Figura 2 ilustra a realização da prova TDP.

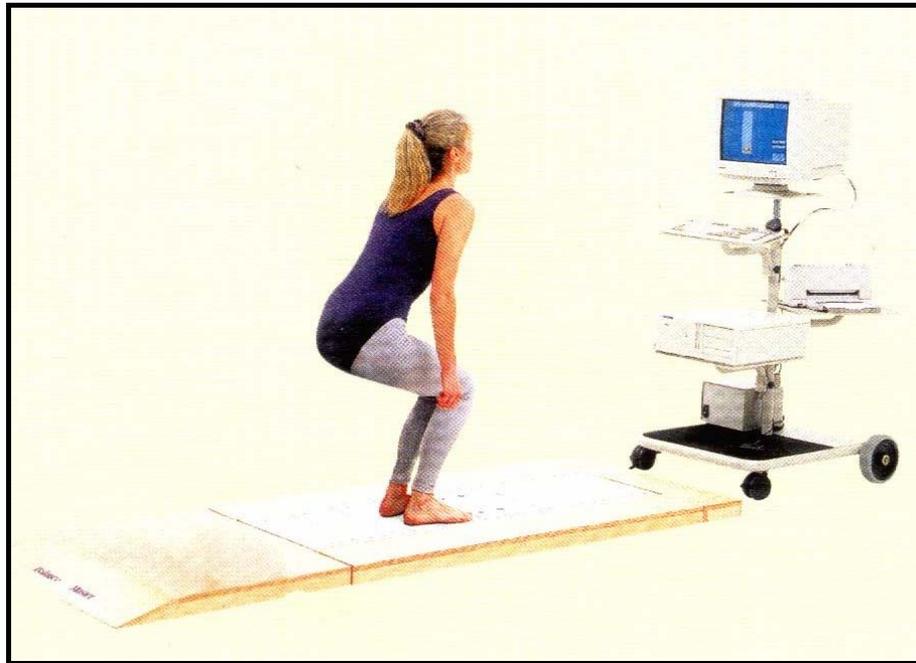


Figura 2. Foto ilustrativa da realização do Teste de Descarga de Peso. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data).

Antes do início da prova, todo o procedimento era explicado a cada sujeito participante. Para o início da prova, seguindo as informações do Manual de Operação do sistema, era solicitado ao sujeito que permanecesse sobre a plataforma de forças com os pés paralelos e os maléolos alinhados em relação à linha de referência da base, e o centro de cada calcanhar alinhado com a linha “M” de referência da superfície da plataforma (NEUROCOM INT. INC, 2002).

Em cada nível de dificuldade foi solicitado ao sujeito que permanecesse na postura de prova por três segundos e não foram feitas repetições.

Os gráficos fornecidos nesta prova mostram a porcentagem de distribuição de peso e respectivos valores numéricos para a perna esquerda e direita, em cada uma das condições de dificuldade.

4.3.2. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm).

O teste original, denominado Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (CTSIB) foi desenvolvido e publicado por Shummway-Cook e Horak (1986).

A prova atual tem como objetivo investigar a interação entre os sistemas sensoriais, para manutenção do equilíbrio em quatro condições experimentais, realizadas na seguinte ordem:

- a) Olhos abertos, superfície firme (OASF);
- b) Olhos fechados, superfície firme (OFSF);
- c) Olhos abertos, superfície instável (OASI);
- d) Olhos fechados, superfície instável (OASI);

De acordo com as condições referidas, em algumas delas houve supressão da informação visual, por meio do fechamento dos olhos (OFSF e OFSI), e a modificação da informação somatossensorial (OASI e OFSI), uma vez que as informações dessa natureza não podem ser totalmente suprimidas.

Nas condições experimentais com superfície instável (OASI e OFSI) o sujeito se posicionava sobre um bloco de espuma próprio do sistema *Balance Master*, com 50cm de largura e de comprimento, 20 cm de altura e densidade de $0,5 \text{ kg/m}^3$ (Figura 3).



Figura 3. Foto ilustrativa da realização do TCISEm na condição de superfície instável. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)

Em cada uma das quatro condições foram realizadas três tentativas com a duração de dez segundos cada, onde era solicitado ao sujeito que permanecesse na posição de apoio bípede com os pés paralelos e os maléolos alinhados em relação à linha de referência da base, e o centro de cada calcanhar alinhado com a linha de referência à sua altura.

O dado obtido pela realização deste teste é a velocidade de oscilação postural, em graus por segundo.

4.3.2.1. Cálculo da velocidade de oscilação postural

A mensuração da velocidade de oscilação postural é realizada a partir de um ângulo formado pelas posições do centro de massa e que tem como vértice o centro da base de sustentação do sujeito. O cálculo efetivo da posição do centro de massa é realizado a partir da informação da altura do sujeito ao sistema. O sistema assume que o centro de massa esteja a 55% da altura do sujeito. Entende-se que a movimentação do centro de massa tenha a mesma

magnitude do deslocamento do centro de pressão do indivíduo durante a execução do teste, uma vez que o centro de pressão representa a projeção do centro de massa na base de sustentação. Após o cálculo do deslocamento angular do centro de massa do indivíduo, esse valor é dividido por 10 segundos, para a obtenção da velocidade em graus por segundo.

As referências utilizadas para o cálculo do ângulo de deslocamento do centro de massa estão esquematizadas na Figura 4.

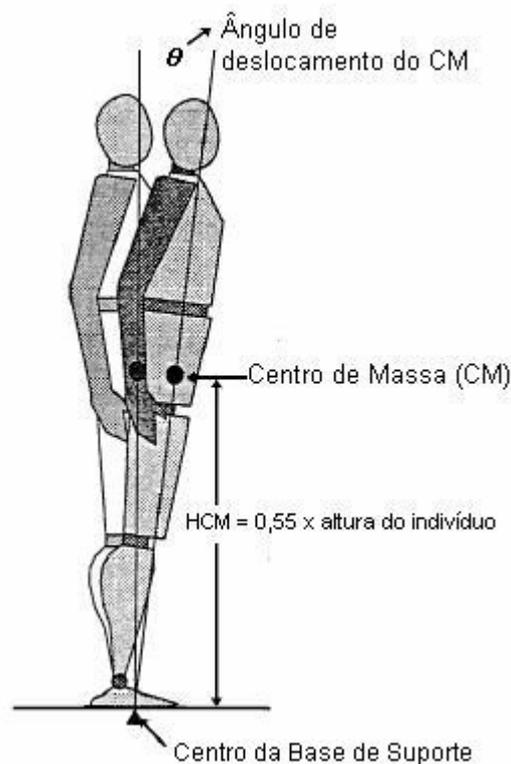


Figura 4. Ilustração do cálculo do ângulo de deslocamento do centro de massa pelo Sistema *Balance Master*. (adaptado a partir de: NEUROCOM INT. INC, s/ data).

Outros sistemas utilizam como medida da oscilação postural, a frequência de oscilação postural, ou mesmo, a velocidade de oscilação, porém, medida como uma distância linear de deslocamento do centro de massa, e não um ângulo. A idéia de medir o deslocamento do centro de massa em graus se justifica pelo fato de que tal medida permite a comparação dos resultados de indivíduos de diferentes alturas. O uso da velocidade de

oscilação postural e não simplesmente o deslocamento, se justifica por permitir a medida realizada em tentativas de diferentes durações.

4.3.3. Teste de Limites de Estabilidade (TLE)

A realização dessa prova visa relacionar a consciência da existência dos chamados Limites de Estabilidade para a postura bípede com características do controle motor, quando solicitado a um indivíduo que desloque seu centro de massa em determinada direção o mais rápido e acurado possível.

Com relação aos Limites de Estabilidade quantifica-se a distância máxima que o indivíduo pode, intencionalmente, deslocar o seu centro de massa, enquanto mantém sua projeção vertical dentro da base de sustentação, isto é, inclinar o seu corpo numa determinada direção sem perder o equilíbrio, dar um passo ou buscar apoio com os membros superiores (Figura 5). De acordo com Liston e Brouwer (1996), estima-se que os Limites de Estabilidade, ou seja, limites para inclinação do corpo, tenham as seguintes extensões: 6,25° anteriormente, 4,45° posteriormente, e 8° para cada lado. Esses valores são utilizados para o cálculo de algumas das variáveis consideradas no teste TLE, que serão descritas posteriormente.

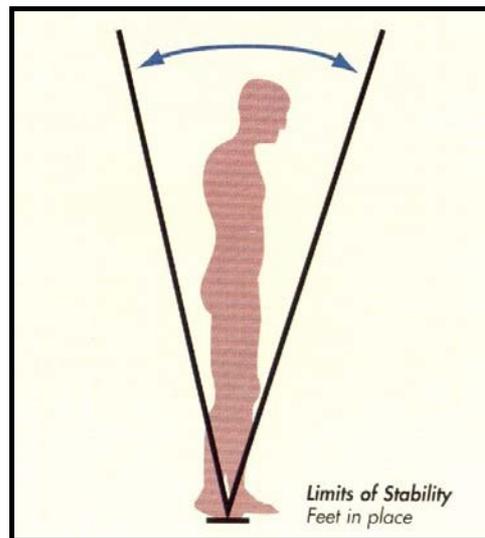


Figura 5. Representação esquemática do deslocamento do Centro de massa durante a realização do teste TLE. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)

Para a realização da prova utilizou-se uma interface visual com a tela do computador que gerencia o sistema *Balance Master*, reproduzida na Figura 6. Nesta interface a posição do centro de massa do sujeito era representada por um cursor que se movimentava de maneira a demonstrar o seu deslocamento em torno da base de sustentação.

Para realizar a prova o indivíduo deveria deslocar o seu centro de massa em oito direções, uma por tentativa, representadas por oito alvos localizados em volta de um polígono central que representa o centro da base de sustentação no momento da postura ereta (Figura 6). Estes alvos são nomeados segundo sua posição relativa ao polígono central (anterior, posterior, direita, esquerda, antero-lateral D, antero-lateral E, póstero-lateral D e póstero-lateral E). A duração de cada tentativa foi de 8 segundos.

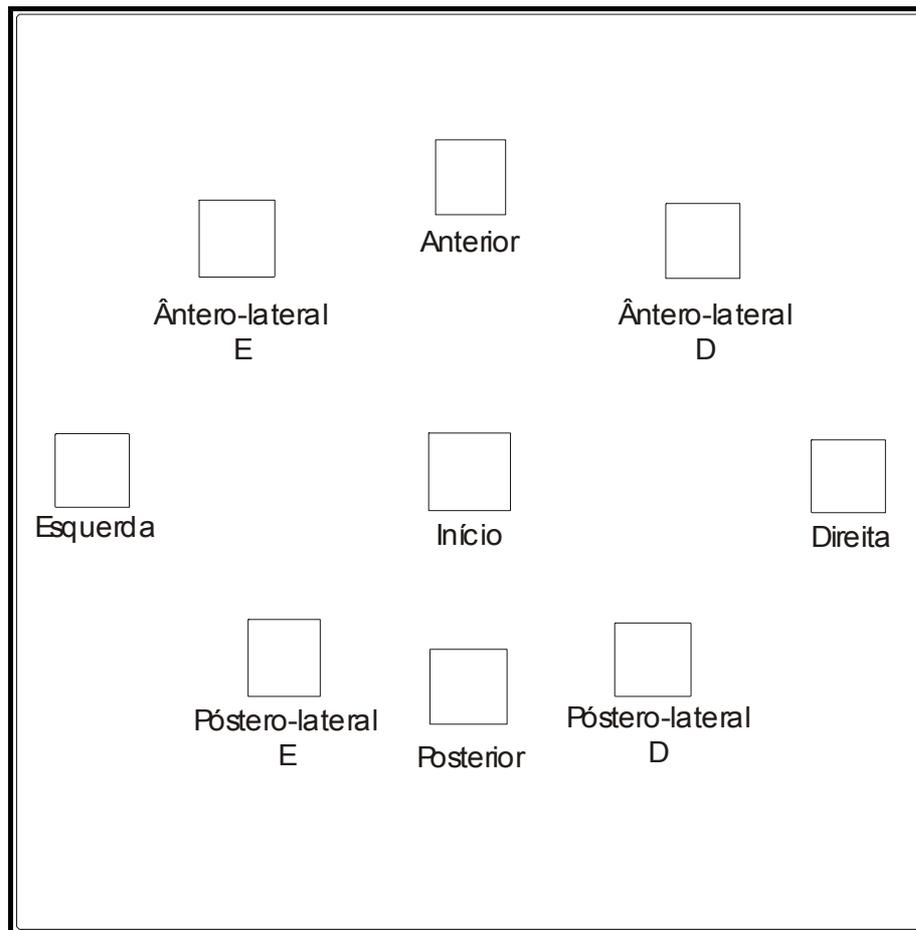


Figura 6. Representação esquemática da posição dos alvos exibidos na tela do computador durante a aplicação do teste TLE (adaptado de: NEUROCOM INT. INC, s/ data).

No início de cada uma das tentativas era solicitado ao sujeito que mantivesse o cursor, que representava seu centro de massa, centrado no polígono central conforme indicado na tela do computador. Em cada situação, atendendo a um sinal, o indivíduo deveria mover o cursor, com o máximo de rapidez e precisão até o alvo sinalizado e tentar manter esta posição, ou seja, manter o cursor dentro do alvo.

Para cada direção de movimento, são realizadas as medidas de: Tempo de Reação; Velocidade de Movimento; Controle Direcional; Excursão Máxima do Centro de Massa; e Último Ponto do Percorso Principal do Centro de Massa. O cálculo do deslocamento do centro de massa, necessário para realização das medidas mencionadas acima, são realizadas de acordo com o descrito para a prova TCISEm.

Por meio de cálculos realizados pelo próprio sistema, os dados obtidos ao final da prova são integrados de forma a resumir, num relatório final, os resultados das 8 direções em 4 direções principais de movimento: anterior; posterior, direita e esquerda. Para exemplificar, os dados referentes à direção anterior seriam uma média dos dados obtidos para as tentativas realizadas nas direções anterior, ântero-lateral direita e ântero-lateral esquerda; os dados referentes à direção esquerda seriam uma média dos dados obtidos para as tentativas realizadas nas direções esquerda, ântero-lateral esquerda, e pósterio-lateral esquerda; e assim por diante.

Para melhor entendimento das variáveis de controle motor, analisadas no teste TLE, segue uma explicação de cada uma delas.

4.3.3.1. Tempo de Reação (TR):

Tempo, em segundos, entre o sinal para se mover e o primeiro movimento em direção ao alvo. O computador define o início do movimento intencional do sujeito em direção ao alvo, como o ponto no tempo em que o centro de massa se move fora da área ocupada durante os 2 segundos antes do sinal para o movimento, diferenciando este movimento dos movimentos randômicos que o indivíduo realiza enquanto espera o sinal para início da prova.

Como a ordem é para que o sujeito se mova rapidamente, o melhor desempenho é representado por um tempo de reação mais curto.

4.3.3.2. Velocidade de Movimento (VM):

Este parâmetro representa a velocidade média do movimento do centro de massa, em graus por segundo, no intervalo de 5 a 95% da distância percorrida pelo centro de

massa da posição inicial e o Último Ponto (UP) (Figura 7). O UP é outro parâmetro avaliado, e assim, tem sua descrição detalhada no item 4.3.3.4.

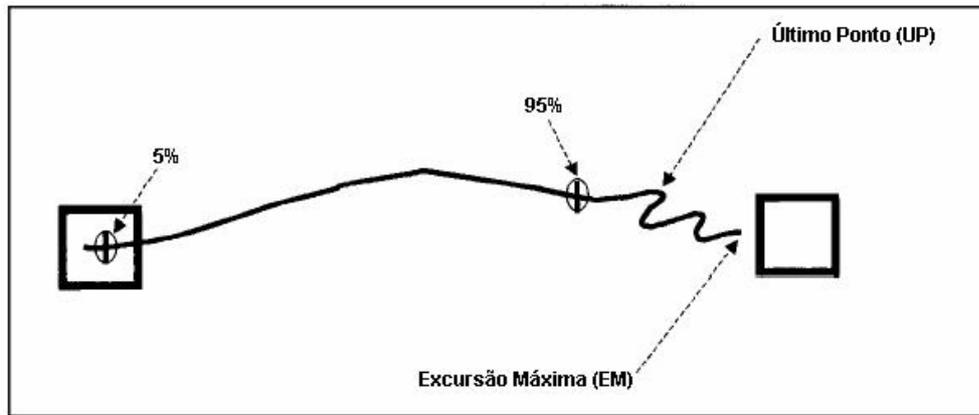


Figura 7. Representação da Excursão Máxima (EM), Último Ponto (UP) e do intervalo de 5 a 95% do UP (utilizado para o cálculo da Velocidade de Movimento), na trajetória desenvolvida pelo centro de massa na realização do teste TLE.

Maiores velocidades indicam melhor desempenho na prova, pelo fato de que é solicitado ao sujeito que atinja o alvo o mais rápido possível.

4.3.3.3. Controle Direcional (CD):

Este dado é obtido pela comparação entre a trajetória de movimento na direção pretendida e de movimentos que se afastam dessa direção. Abaixo é apresentada a equação que representa o cálculo do CD:

$$\frac{(\text{mov. em direção ao alvo}) - (\text{mov. fora da direção do alvo})}{(\text{mov. em direção ao alvo})} \times 100$$

Em uma situação ideal, não seriam verificados movimentos fora da direção do alvo, e assim, o resultado da equação seria 100% de desempenho na tarefa, ou seja, controle direcional perfeito. Porém, em situações reais, não são verificadas tentativas sem movimentos fora da direção do alvo, e nestes casos, maiores percentuais representam melhor controle direcional.

4.3.3.4. *Último Ponto do Percurso do Centro de Gravidade (UP)*

Distância percorrida na primeira tentativa para alcançar o alvo, expresso em percentagem do limite de estabilidade. O UP é considerado o ponto em que o movimento direto ao alvo termina, e onde começam movimentos corretivos (Figura 7). Este ponto é reconhecido pelo sistema, que detecta o momento em que o movimento em direção ao alvo alcança uma velocidade que tende a zero e movimentos de pequena amplitude em várias direções passam a ser realizadas.

Este ponto é expresso em termos de percentagem do limite de estabilidade calculado pelo sistema para cada indivíduo a partir do peso e altura fornecidos antes do início dos testes. Maiores percentuais de UP indicam maior eficácia do movimento, por sugerirem maior consciência da direção em que o movimento deva ser realizado e consciência do seu limite de estabilidade.

4.3.3.5. *Excursão Máxima do Centro de Gravidade (EM):*

A excursão máxima é a maior distância traçada pelo centro de massa durante a tentativa desempenhada. Assim, pode ser descrita como a soma da distância percorrida até o UP, com os movimentos realizados após o UP. A distância considerada para o cálculo da EM pode ser verificada na figura 7.

4.3.4. *Teste de Caminhada (TC)*

O objetivo dessa prova é avaliar as características da marcha realizada de uma extremidade à outra da plataforma, que tinha 1,52m de comprimento, e medir a oscilação postural do sujeito ao manter a postura ereta estaticamente, ao final da prova. Desta forma, pôde ser verificada, em cada um dos sujeitos, a capacidade de retomar a estabilidade estática após a realização de uma tarefa dinâmica.

Os posicionamentos desta prova foram definidos especificamente para este estudo, consistindo no seguinte:

- a) Posição inicial: pé esquerdo em cima da linha média da plataforma e o pé direito ao seu lado;
- b) Posição Final: ficar com os pés apoiados lado a lado no final do trajeto.

Nas condições do teste para as crianças foi solicitado que elas dessem três passos e em seguida, alinhassem os pés. Foram realizadas 3 tentativas para cada sujeito.



Figura 8. Foto ilustrativa da realização do Teste de Caminhada. (fonte: NEUROCOM INT. INC, s/ data)

Ao longo da prova, o sujeito foi instruído a olhar sempre em frente e foi orientado a caminhar da forma mais natural possível. O indivíduo só deveria partir, da posição inicial da prova, ao sinal do examinador e deveria se manter na posição final até que lhe fosse dada orientação contrária.

Nos gráficos fornecidos nesta prova observam-se as seguintes variáveis:

4.3.4.1. *Largura da passada*

Distância lateral, em centímetros, entre o pé esquerdo e o direito nas sucessivas passadas.

4.3.4.2. *Comprimento da passada*

Distância longitudinal em centímetros entre o calcanhar esquerdo e o direito nas sucessivas passadas.

4.3.4.3. *Velocidade de progressão*

Velocidade em centímetros por segundos ao longo da progressão.

4.3.4.4. *Oscilação postural final*

Velocidade média, em graus por segundo, do componente ântero-posterior do deslocamento do centro de gravidade nos primeiros cinco segundos depois do término da marcha.

4.3.5. Teste Vestibular (TV).

A formulação desta prova teve como base a prova TCISEm e o teste HS-SOT, existente em versões mais atualizadas do *software* do sistema *Balance Master*. Para a realização do HS-SOT, o sistema conta com uma interface na tela do computador que apresenta uma figura que exemplifica a realização de movimentos de rotação de cabeça tanto no eixo transversal, quanto no crânio-caudal, numa amplitude de 30°, com uma frequência de 1 movimento por segundo. Como não contávamos com a versão atualizada do software, foram adotados os mesmos parâmetros para o movimento, porém, com as instruções dadas verbalmente pelo examinador.

O parâmetro medido, assim como no TCISEm, foi a velocidade de oscilação postural, ou seja, a velocidade de deslocamento do centro de massa do indivíduo, em graus por segundo. Também foram realizadas 4 condições, na seguinte ordem:

- a) Olhos abertos, com movimentos laterais da cabeça (em torno do eixo longitudinal) – OAML;
- b) Olhos fechados, com movimentos laterais da cabeça (em torno do eixo longitudinal) – O FML;
- c) Olhos abertos, com movimentos verticais da cabeça (em torno do eixo transversal) – OAMV;
- d) Olhos fechados, com movimentos verticais da cabeça (em torno do eixo transversal) – O FMV.

Em cada uma destas quatro condições sensoriais foram realizadas três tentativas com a duração de dez segundos cada, nas quais se solicitava que o indivíduo permanecesse na posição de apoio bípede, com os pés paralelos e os maléolos alinhados em relação à linha de referência da base.

A realização de movimentos de rotação da cabeça teve como objetivo verificar a manutenção do controle postural durante a alteração das informações fornecidas pelo sistema vestibular.

4.4. Análise Estatística

Para todos os testes foi realizada a análise de variância para verificação de diferença entre os fatores grupo e condições experimentais. Antes de realizar os testes, foi verificada a normalidade de distribuição da amostra e homogeneidade de variância, por meio de Teste de Levene, para verificar a possibilidade da utilização de testes paramétricos. Em princípio, nos casos em que um destes critérios era corrompido, buscava-se a utilização de equações de transformação. Quando, mesmo com a transformação, os critérios de normalidade e homogeneidade não eram satisfeitos, foram utilizados os testes de Kruskal-

Wallis e de Mann-Whitney. Para todos os testes realizados foi considerado o nível de significância de 5%.

No Teste de Caminhada (TC), além dos testes estatísticos já mencionados, foi utilizado o Teste de Correlação de Pearson.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão apresentados e discutidos, com base na literatura relacionada, os resultados dos testes aplicados para cumprimento dos objetivos propostos neste trabalho, assim com os resultados da comparação entre os grupos experimentais.

Para melhor interpretação dos dados, os resultados do Teste Vestibular serão apresentados após os resultados do TCISEm, ou seja, fora da ordem de realização dos testes. Essa modificação foi feita para facilitar a verificação de possíveis correlações entre os dados desses testes.

Os dados brutos do trabalho podem ser consultados no Anexo 1.

5.1. Teste de Descarga de Peso (TDP)

Este teste teve como objetivo, verificar a proporção da descarga de peso entre os membros inferiores, frente a 3 condições de apoio bipedal, diferentes entre si pelo grau de flexão de joelhos.

A Figura 9 apresenta as médias e desvios-padrão da percentagem de descarga de peso obtidas pelos grupos 7-8 anos e 9-10 anos no TDP, para o membro inferior esquerdo, nos três níveis de dificuldade: fácil (0° de flexão de joelhos); moderado (30° de flexão de joelhos) e; difícil (60° de flexão de joelhos). Os dados do membro inferior direito (MID) são suplementares aos resultados da Figura 9. Estes valores são fornecidos automaticamente pelo sistema após a realização da prova.

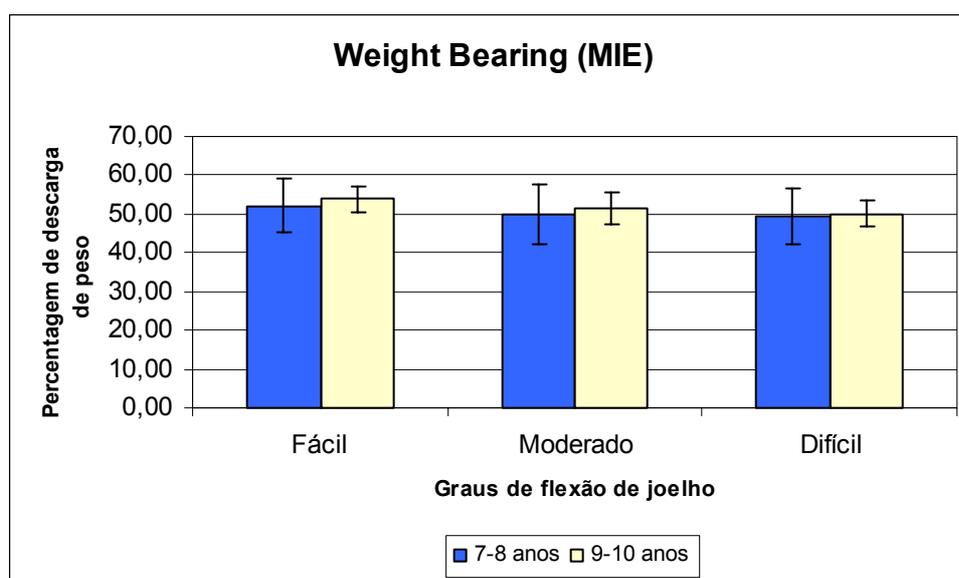


Figura 9. Média (\pm DP) do percentual de descarga de peso no membro inferior esquerdo (MIE) no TDP nos três níveis de dificuldade.

No entanto, a proporção de descarga de peso entre os grupos, referente a esse teste, pode ser mais bem visualizada por um gráfico que apresente, ao mesmo tempo, os resultados referentes aos 2 membros inferiores.

Assim, a Figura 10 representa a diferença da descarga de peso entre o membro inferior esquerdo (MIE) e membro inferior direito (MID), ou seja, os dados apresentados são obtidos pelos valores referentes à percentagem de descarga de peso do MIE, menos a percentagem de descarga de peso de MID. Portanto, os valores positivos indicam maior descarga de peso sobre o MIE, e valores negativos indicam maior descarga de peso sobre o MID.

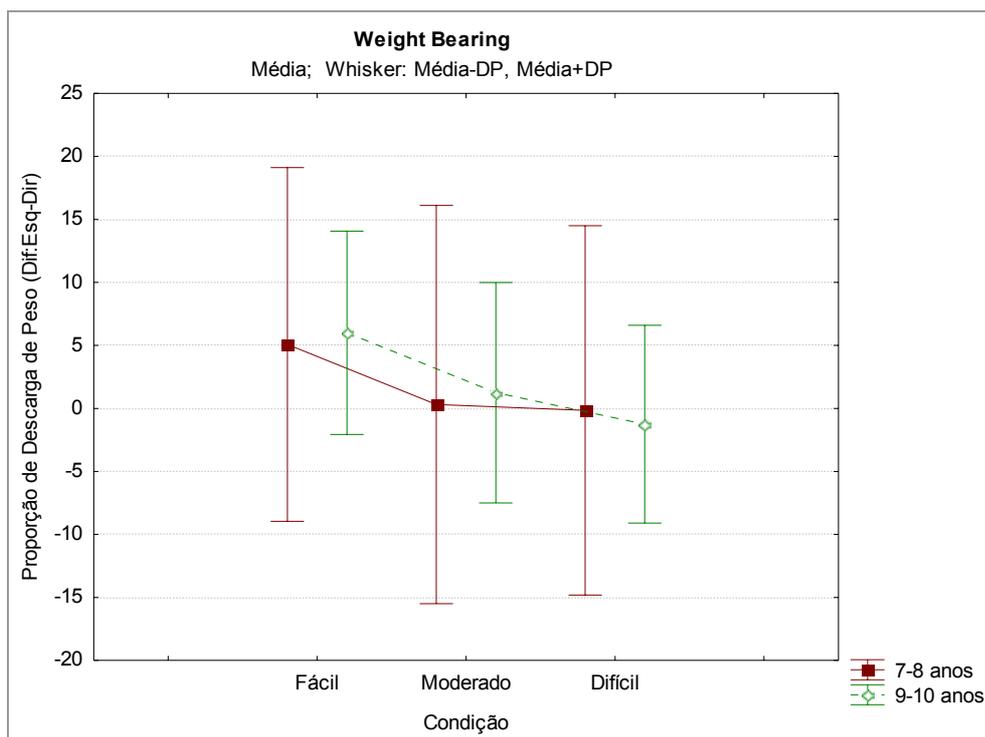


Figura 10. Média (\pm DP) da diferença de porcentagem de descarga de peso nos membros inferiores dos grupos experimentais, nos três níveis de dificuldade do TDP.

Na análise deste teste foi possível verificar pela análise de variância que os fatores grupo ($p=0,437$), condição ($p=0,292$) e interação ($p=0,960$) não foram significativos. Portanto, não há diferenças significativas inter ou intra grupos e, tampouco, na interação entre os fatores grupo e condição.

De acordo com as informações constantes no Manual de Operação do sistema *Balance Master* (NEUROCOM INT. INC, 2002), espera-se que condições de maior grau de flexão dos joelhos representem maior dificuldade para uma distribuição de peso entre os membros inferiores. Essa expectativa pode ser explicada, pelo fato de que as posturas com maiores graus de flexão de joelhos, resultam em aumento do estresse sobre as articulações do joelho e do tornozelo, tornando possível verificar a deficiência nos mecanismos músculo-esqueléticos relacionados à execução do TDP.

Porém, nos resultados obtidos no presente estudo, pôde-se verificar que, embora não tenham sido constatadas diferenças entre os níveis de dificuldade pelos testes

estatísticos, a análise descritiva indicou que a média da proporção de descarga de peso entre os membros inferiores alcançou valores mais próximos de 50%, nas condições consideradas mais difíceis. Tais resultados não corresponderam aos dados do Manual de Operação do sistema (NEUROCOM INT. INC, 2002), uma vez que contrariam as expectativas de maior desproporção de descarga de peso nas condições de maior dificuldade (maior flexão de joelhos). Esses resultados podem ser explicados pelo fato de que, de acordo com Lehmkuhl e Smith (1989), a postura com distribuição simétrica de peso, entre os membros inferiores, é de relativo desconforto para o indivíduo, embora possibilite menor gasto energético para sua manutenção. Para explicar expectativas do Manual de Operação do sistema, que baseou suas informações em adultos, podemos dizer essa população, desde o início da realização do teste, tentaria manter uma distribuição simétrica da descarga de peso entre os membros inferiores, por reconhecer esse comportamento como sendo o mais adequado, mesmo tentando permanecer o mais relaxado possível. Por outro lado, as crianças, ao adotarem a postura relaxada solicitada no início do teste, teriam uma tendência a descarregar seu peso sobre um dos membros inferiores, preferencialmente. No momento em que a condição do teste passa a ter um requerimento motor mais complexo, conferido pelo maior grau de flexão dos joelhos, a descarga preferencial sobre um dos membros passa a não corresponder à melhor estratégia para execução do teste.

Uma outra informação fornecida pelo Manual de Operação do Sistema relata sobre a existência de uma desproporção típica de descarga de peso da ordem de até 5% para adultos jovens e de até 15% para idosos. Por essa informação, poderíamos sugerir que a idade é um fator que exerce influência sobre proporção de descarga de peso dos indivíduos.

Assim, havia a expectativa de que fosse constatada alguma característica na proporção de descarga de peso entre os membros inferiores peculiar à idade em questão, já que a idade pode ser considerada um fator condicionante de diferenças no controle postural.

Porém, os resultados desse estudo estiveram dentro dos valores previstos para adultos, uma vez que, ambos os grupos, apresentaram diferenças na proporção de descarga de peso, inferiores ou próximas de 5%.

Se desconsiderarmos o componente relacionado ao entendimento da tarefa, as médias de diferença de descarga de peso próximas a 5%, semelhantes aos encontrados em adultos, podem sugerir que a partir dos 7 anos de vida os mecanismos de controle motor, necessários para a realização adequada da tarefa em questão, estão desenvolvidos.

Esses achados foram igualmente verificados nos 2 grupos experimentais, indicando que a tarefa realizada implica as mesmas restrições para ambos os grupos. Desta forma, podemos sugerir que crianças com idade variando entre 7 e 10 anos, apresentam um comportamento semelhante frente às condições de dificuldade impostas pelo teste.

No entanto, apesar das informações referidas sobre a proporção de descarga de peso constarem no Manual de Operação do sistema, nenhuma referência sobre a utilização do TDP foi encontrada na literatura, o que dificultou a comparação dos dados aqui descritos com estudos de natureza semelhante. Foi estabelecido contato com o representante do sistema *Balance Master*, para solicitação de referências sobre o TDP, porém, esses contatos não foram atendidos.

Finalmente, verificamos nos resultados um desvio padrão considerável para as amostras abordadas. Talvez, a repetição do estudo com a participação de amostras maiores para os grupos estudados pudesse caracterizar de forma mais clara as características de descarga de peso estudadas.

5.2. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm) e Teste Vestibular (TV).

Pela semelhança dos objetivos do TCISEm com os objetivos do Teste Vestibular, de caracterizar a estabilidade postural frente à manipulação das informações fornecidas aos sistemas sensoriais, os resultados desses testes serão apresentados e discutidos em seqüência, ou seja, fora da ordem de aplicação.

5.2.1. Teste Clínico Modificado da Interação Sensorial para o Equilíbrio (TCISEm)

O TCISEm teve por objetivo analisar o comportamento postural frente à supressão da informação visual e modificação da informação somatossensorial, de forma isolada ou em associação. Para tanto, o parâmetro avaliado foi a velocidade de oscilação postural, medida em graus por segundo.

A Figura 11 apresenta as médias e desvios-padrão da velocidade de oscilação postural, em graus por segundo, dos grupos participantes do estudo, nas diferentes condições experimentais, a saber: olhos abertos em superfície firme (OASF); olhos fechados em superfície firme (OFSF); olhos abertos em superfície instável (OASI); olhos fechados em superfície instável (OFSI), em três tentativas executadas para cada sujeito, em cada condição.

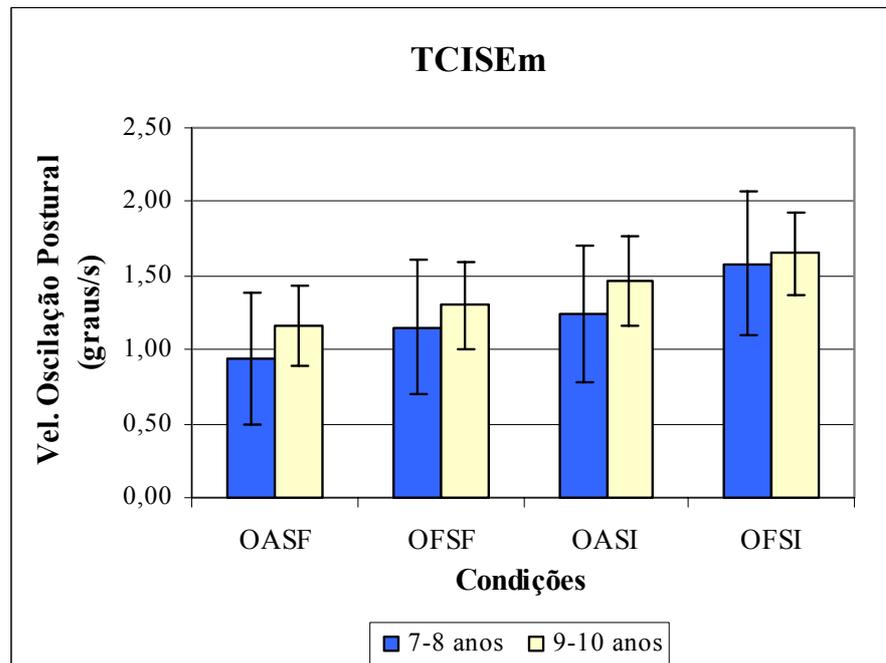


Figura 11. Médias (\pm DP) da velocidade de oscilação postural apresentadas pelos grupos experimentais nas quatro condições experimentais do TCISEm: OASF (olhos abertos, superfície firme), OSFS (olhos fechados, superfície firme), OASI (olhos abertos, superfície instável), OFSI (olhos fechados, superfície instável).

Na análise de variância deste teste houve violação da suposição de homogeneidade de variância nos resíduos, necessários à aplicação da técnica. Portanto, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, pelo qual foi possível constatar que a velocidade média de oscilação postural na condição OASF é significativamente menor que as condições OASI e OFSI, mas não é diferente da condição OSFS.

As menores velocidades de oscilação postural verificadas para a condição experimental em que não havia manipulação das informações visuais e somatossensoriais (OASF), quando comparadas com as condições experimentais em que o sujeito permanecia sobre superfície instável, correspondem às informações relatadas por Horak e Macpherson (1996) e Shummway-Cook e Woollacott (1995), nas quais a maior quantidade de informações, provenientes dos vários canais relacionados à manutenção do equilíbrio, teriam um efeito positivo para a realização dessa função. Da mesma forma, as maiores velocidades

de oscilação postural verificadas para a condição com supressão da informação visual e alteração da informação somatossensorial (OFSI), em relação às condições com superfície firme, referendam o mesmo raciocínio, uma vez que somente as informações provenientes do sistema vestibular estariam isentas de alterações controladas pelo teste. Assim, verificamos que mesmo em condições de ausência de informações visuais, e com comprometimento das informações somatossensoriais provindas dos membros inferiores, é possível manter a postura ereta, mas com aumento na velocidade da oscilação postural e, portanto, com diminuição da estabilidade postural.

A alteração da estabilidade postural constatada quando houve manipulação da informação somatossensorial, e não constatada quando houve manipulação da informação visual, pode sugerir que a informação visual já não tenha a predominância na manutenção do controle postural, constatada nas fases iniciais da aquisição da postura ereta em estudos como o de Woollacott, Debû e Mowatt (1987). Essa informação já havia sido mencionada no trabalho de Barela, Jeka e Clark (1999).

Por sua vez, o maior prejuízo da estabilidade postural verificado quando houve a manipulação da informação somatossensorial está de acordo com as afirmações de Shumway-Cook e Horak (1986) e Maurer *et al.* (2000), de que, em adultos, haveria uma preferência pelas informações somatossensoriais provenientes do contato dos pés com a superfície de contato para a manutenção do equilíbrio. Assim, pode-se sugerir que crianças na faixa etária de 7 a 10 anos possuam a mesma interação sensorial verificada por adultos.

Os grupos de 7-8 anos e de 9-10 anos não apresentaram diferenças nas respostas frente às exigências desse teste, sugerindo que a manipulação da informação visual e somatossensorial tem as mesmas implicações para ambos os grupos.

5.2.2. Teste Vestibular (TV)

Esse teste, complementando as informações obtidas no TCISEm, também teve por objetivo verificar as características da velocidade de oscilação postural, porém, durante a modificação da informação vestibular, por meio da movimentação da cabeça em torno dos eixos crânio-caudal (movimentos laterais) e látero-lateral (movimentos verticais), de forma isolada ou em associação com a supressão da informação visual.

A Figura 12 apresenta a média da velocidade de deslocamento do centro de gravidade, medida em graus por segundo para cada uma das condições e para os grupos 7-8 anos e 9-10 anos de idade.

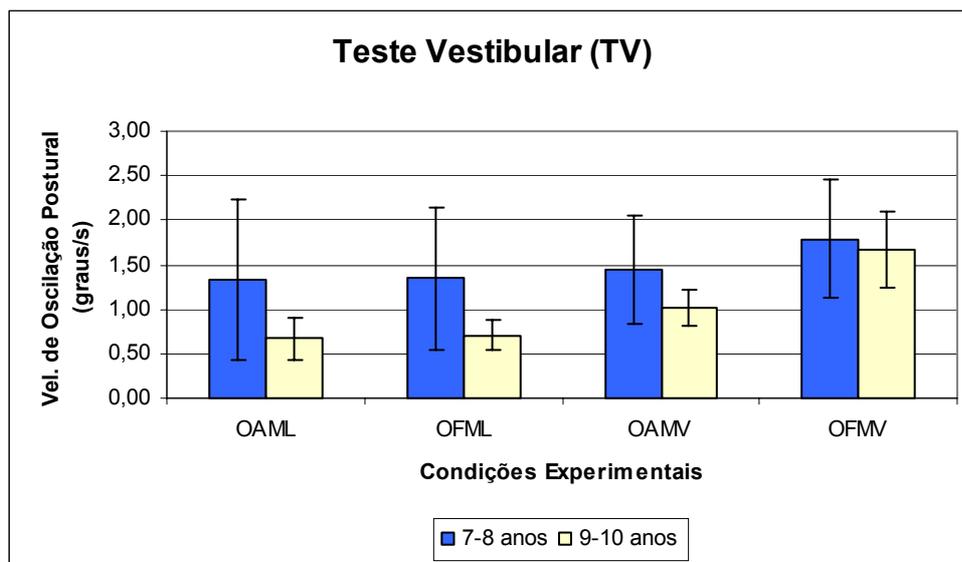


Figura 12. Médias (\pm DP) da velocidade de oscilação postural apresentadas pelos grupos experimentais nas quatro condições experimentais do Teste Vestibular: OAML (olhos abertos, movimentos laterais da cabeça), OFML (olhos fechados, movimentos laterais da cabeça), OAMV (olhos abertos, movimentos verticais da cabeça), OFMV (olhos fechados, movimentos verticais da cabeça).

Novamente, foi necessário o uso do teste de Kruskal-Wallis, pelo qual foi possível verificar que no grupo 7-8 anos as velocidades médias de oscilação postural nas condições OAML, OFML e OAMV são iguais, as velocidades médias nas condições verticais (OAMV e OFMV) também são iguais entre si.

Por outro lado, é importante enfatizar que a velocidade média de oscilação postural na condição OFMV é superior às velocidades médias nas condições de movimentos laterais da cabeça. Essa maior oscilação postural pode sugerir que a alteração da informação vestibular provocada pelos movimentos verticais da cabeça tem uma maior ação sobre o controle postural do que os movimentos laterais da cabeça. De acordo com Kandel et al (1991), os movimentos rotacionais da cabeça são detectados pelos canais semicirculares, sendo que os movimentos realizados no plano transversal são detectados pelo canal semicircular horizontal e os movimentos no plano sagital são detectados pelo canal semicircular anterior. Pode-se sugerir que nessa idade a detecção dos movimentos rotacionais pelo canal semicircular anterior não seja ainda totalmente estabelecida.

No grupo de 9-10 anos verificou-se que a velocidade média de oscilação postural na condição OFMV é maior que as médias nas outras condições e que a média na condição OAMV é maior que as médias nas condições OAML e OFML. A mesma sugestão, de que a detecção dos movimentos rotacionais pelo canal semicircular anterior ainda não esteja totalmente estabelecida, cabe nesse contexto.

Por outro lado, de acordo com Liston e Brouwer (1996), a estabilidade no sentido ântero-posterior é menor do que no sentido látero-lateral devido à base de suporte formada pelos pés, na espécie humana. Essa característica também pode explicar a maior perda de estabilidade no momento em que se realiza movimento no sentido ântero-posterior.

Na comparação entre os grupos, dentro das condições experimentais pelo teste de Mann-Whitney foi constatada diferença estatisticamente significativa entre os grupos no teste realizado com olhos fechados e movimentos laterais da cabeça (OFML). Nessa condição o grupo de 7 a 8 anos demonstrou uma velocidade média de oscilação postural maior que o grupo de 9 a 10 anos.

5.3. Teste de Limites de Estabilidade (TLE)

Esta prova teve por objetivo verificar a consciência do indivíduo dos chamados Limites de Estabilidade, durante a realização de uma tarefa onde há a possibilidade de que se atinja o máximo desses limites.

Além disso, havia a expectativa de que as variáveis estudadas nesse teste pudessem traduzir a capacidade do sujeito de desempenhar mecanismos antecipatórios e até compensatórios, uma vez que estas estão relacionadas à consciência de movimento e de resposta. (WOOLLACOTT & SHUMMWAY-COOK, 2002).

Nesse teste, os sujeitos tiveram que movimentar o seu centro de massa em 8 direções: anterior, posterior, direita, esquerda, ântero-lateral D, ântero-lateral E, pósterolateral D e pósterolateral E. Após o término do teste, o sistema integra os resultados, de forma a reunir todas as informações, formando a Composição dos Valores para as 4 direções de movimento consideradas principais: anterior, posterior, direita e esquerda. Os resultados apresentados a seguir são referentes a essas 4 direções, pelo fato de que são as mais referidas pela literatura.

5.3.1. Tempo de Reação (TR)

A Figura 13 apresenta a média da Composição dos Valores para a variável Tempo de Reação, em segundos, para os grupos experimentais durante a realização do teste TLE. O Tempo de Reação, como o próprio nome sugere, representa o tempo que o indivíduo leva para iniciar o movimento de seu centro de massa em direção ao alvo.

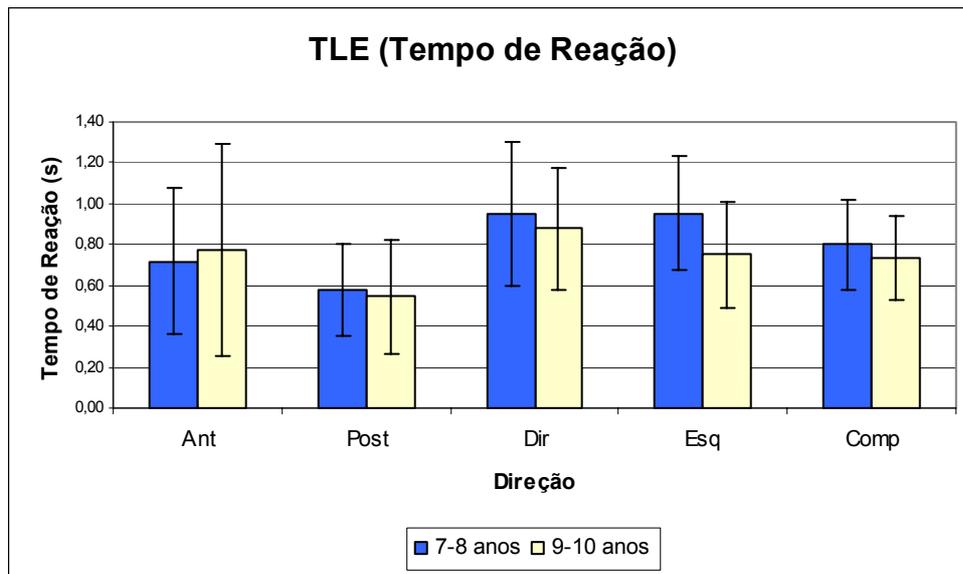


Figura 13. Médias (\pm DP) da Composição dos Valores do Tempo de Reação (TR), em segundos, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE.

Para atender às suposições necessárias para aplicação da técnica de análise de variância foi realizada a transformação log na resposta.

Assim, na análise deste teste foi possível verificar pela análise de variância que o fator direção foi significativo ($p=0,002$), ou seja, existem diferenças entre os tempos médios de reação para as direções testadas. Para identificar melhor essas diferenças entre as médias foi aplicado o teste de Duncan com 5% de significância, onde se verificou que a média na direção Posterior é significativamente menor que as médias para as direções Direita e Esquerda. Também se verificou que a média na direção Direita é significativamente superior às médias nas posições Anterior e Posterior. As médias nas posições Direita e Esquerda não são diferentes entre si. As médias nas posições Anterior e Posterior não são diferentes entre si.

O ato de atender rapidamente, com respostas posturais, a um sinal externo, pode estar associado à capacidade de responder às alterações oferecidas pelo ambiente. Autores como Shumway-Cook e Woollacott (2002), e Vuillerme *et al.* (2000), relacionam

dados de tempo de reação como sendo um componente da atenção necessária à manutenção do controle postural.

As considerações acerca das diferenças relacionadas às direções de movimento serão discutidas ao final da apresentação dos resultados, juntamente com os resultados das demais variáveis do teste TLE.

5.3.2. Velocidade do Movimento

Abaixo, a Figura 14 apresenta os resultados dos dados da composição da variável Velocidade de Movimento (VM). A Velocidade de Movimento representa a média da velocidade de deslocamento do centro de massa em direção ao alvo.

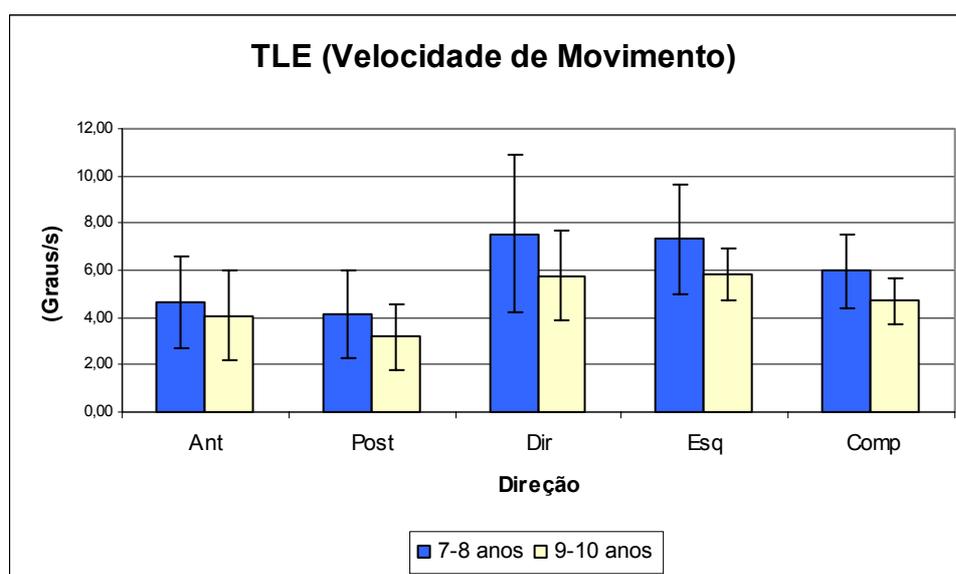


Figura 14. Médias (\pm DP) da composição da Velocidade de Movimento (VM), em graus por segundo, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE.

Na análise da variável VM foi possível verificar pela análise de variância que os fatores grupo ($p=0,035$) e direção ($p<0,0001$) foram significativos. Porém, para atender às suposições necessárias para aplicação da técnica de análise de variância foi realizada a transformação raiz quadrada nos dados originais para esse teste.

Assim, verificou-se que a velocidade média do grupo 7-8 anos é superior a do grupo 9-10 anos. Esses resultados contrariaram expectativas formuladas a partir de afirmações de autores como Papalia e Olds (2000), uma vez que, esperava-se que as crianças de maior idade obtivessem melhor desempenho, já que podemos sugerir que possuam maior experiência sensorial. Uma possível explicação para esse fato seria a de que as crianças do grupo 9-10 anos, justamente pela maior experiência sensorial, tenham realizado o teste com maior cautela com a intenção de evitar quedas, e assim alcançaram velocidades menores. Por outro lado as crianças do grupo 7-8 anos obtiveram maiores resultados, uma vez que o seu objetivo era simplesmente o de realizar a tarefa de acordo com o comando dado ao início do teste: era solicitado que a criança direcionasse seu corpo em direção ao alvo o mais rápido possível.

Com relação às diferenças constatadas entre as direções de movimento, foi aplicado o teste de Duncan com 5% de significância, onde se verificou que a média da Velocidade Máxima para a direção esquerda é igual à média para a direção direita. Verificou-se ainda, que a média da Velocidade Máxima para a direção anterior é igual a média para a direção posterior, mas que as médias nas posições esquerda/direita são diferentes das médias nas posições anterior/posterior.

A Velocidade de Movimento, dentro do teste TLE, pode nos dar idéia da velocidade com que se pode responder às solicitações referentes aos ajustes antecipatórios, ou mesmo, compensatórios frente aos distúrbios da postura existentes.

5.3.3. *Controle Direcional (CD)*

A seguir, a Figura 15 apresenta as médias e desvio padrão da composição da variável Controle direcional. Essa variável é quantificada em termos de percentagem dos

Limites de Estabilidade, onde maiores percentuais representam maior controle, portanto melhor desempenho.

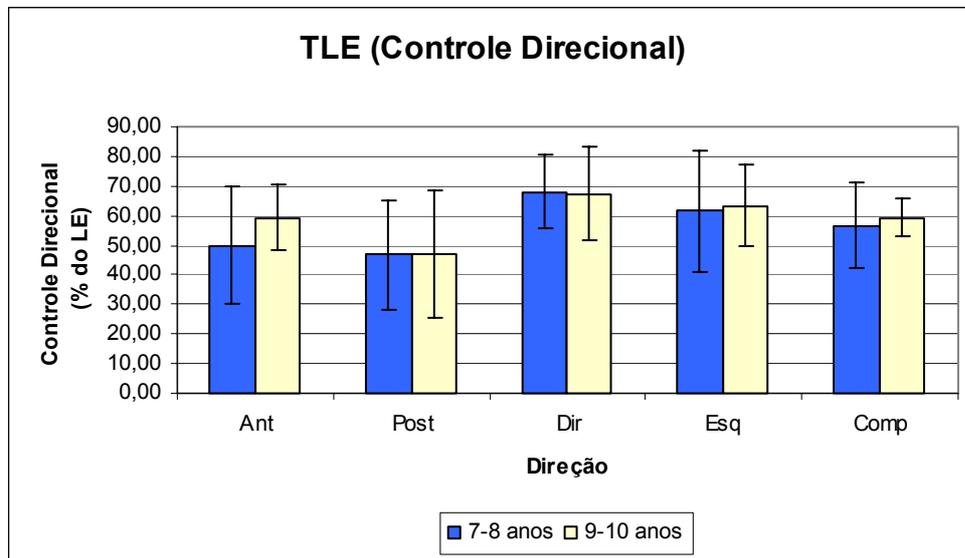


Figura 15. Médias (\pm DP) da composição do Controle Direcional (CD), em percentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE.

Na análise dos resultados da variável CD, a análise de variância revelou que o fator direção foi significativo ($p=0,001$), porém o fator grupo não foi significativo.

Para identificar melhor a diferença entre as médias para as direções testadas, aplicou-se o teste de Duncan com 5% de significância, onde se verificou que a média na direção esquerda é igual a média na direção direita, que a média na direção anterior é igual a média na direção posterior. Todavia, constatou-se que as médias nas direções esquerda e direita são diferentes das médias nas direções anterior e posterior.

Esses resultados podem ser explicados pela própria conformação dos Limites de Estabilidade, citados por Liston e Brouwer (1996), nos quais os limites para as direções anterior e posterior são menores que os limites para as direções esquerda e direita. Assim, pode-se esperar que os movimentos realizados nas direções de maior limite de estabilidade, sejam realizados de forma mais controlada.

5.3.4. Excursão Máxima (EM)

A Figura 16 apresenta as médias da composição da Excursão Máxima. A Excursão Máxima representa todo o movimento realizado na tentativa de atingir o alvo relativo à tentativa em questão.

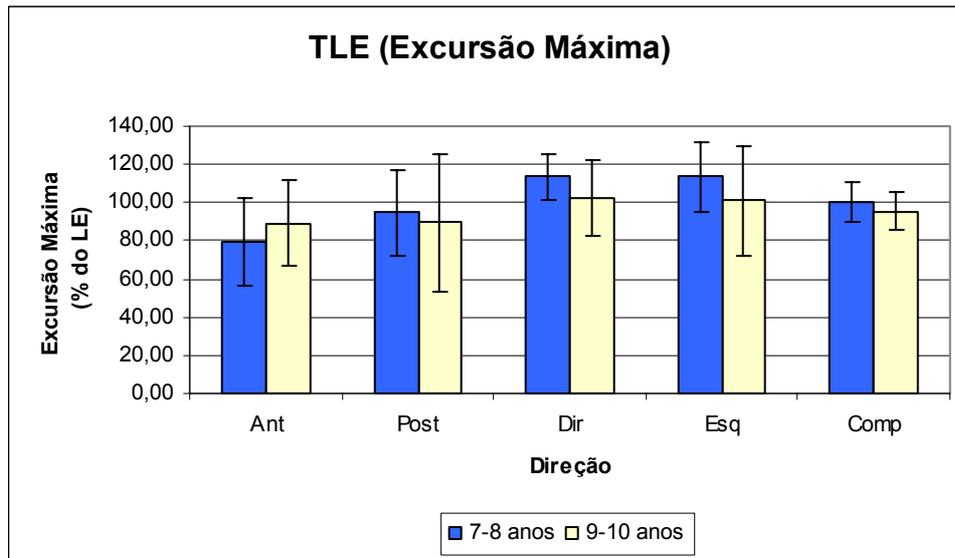


Figura 16. Médias (\pm DP) da composição da Excursão Máxima (EM), em porcentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE.

Na análise deste teste foi possível verificar pela análise de variância que o fator direção ($p=0,003$) foi significativo. Para identificar melhor as diferenças entre as médias nas posições testadas foi aplicado o teste de Duncan, onde se verificou que a média na direção esquerda é igual a média na direção direita, que a média na direção anterior é igual a média na direção posterior, mas que as médias nas posições esquerda/direita são diferentes das médias nas posições anterior/posterior.

Na análise de variância realizada com a composição das tentativas o fator grupo ($p=0,323$) não foi significativo.

5.3.5. Último Ponto (UP)

A figura 17 apresenta os resultados da composição dos dados para a variável Último Ponto. O Último Ponto quantifica, em termos de Limite de Estabilidade, o primeiro movimento realizado em direção ao alvo.

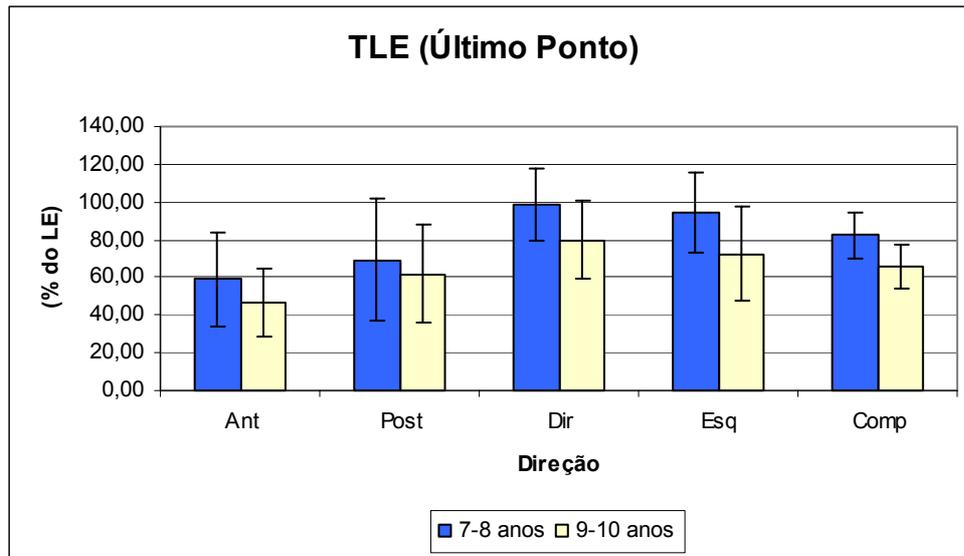


Figura 17. Médias (\pm DP) da composição do Último Ponto (UP), em percentagem do Limite de Estabilidade, para as direções: Anterior; Posterior, Direita; e Esquerda, durante a realização do TLE.

Na análise deste teste foi possível verificar pela análise de variância que os fatores grupo ($p=0,009$) e direção ($p<0,0001$) foram significativos. Assim, verificamos que média do grupo 7-8 anos é superior a do grupo 9-10 anos.

Para melhor identificar as diferenças entre as médias nas posições testadas foi aplicado o teste de Duncan onde se verificou que a média na direção esquerda é igual a média na direção direita, que a média na direção anterior é igual a média na direção posterior, mas que as médias nas posições esquerda/direita são diferentes das médias nas posições anterior/posterior.

Novamente, O resultado do fator grupo contrariou as afirmações de Papalia e Olds (2000), a partir das quais, o grupo de crianças mais velhas deveria apresentar melhor desempenho para essa variável.

Porém, ao observar o gráfico com as médias de UP, podemos verificar que o grupo 7-8 anos, ao realizar a tarefa, apresentou uma grande variabilidade de UP, chegando a ultrapassar o alvo que representa 100% do Limite de Estabilidade nos movimentos realizados nas direções direita e esquerda. Novamente podemos relacionar esses resultados a aspectos cognitivos que poderiam indicar que os sujeitos do grupo 7-8 anos tenham realizado a tarefa dando maior atenção em obedecer ao comando inicial do examinador e menor atenção ao risco de uma queda.

Quanto aos resultados referentes às direções de movimento, essas seguem um comportamento previsto, já explicado pela conformação da base de sustentação, maior no sentido latero-lateral em relação ao sentido ântero-posterior.

5.3.6. Discussão geral do teste TLE

Segundo Clark e Rose (2001) o teste TLE tem como variáveis dependentes, medidas espaço-temporais relativas à manutenção do equilíbrio dinâmico, e tem sido utilizado por pesquisadores e clínicos para elucidar questões ligadas esta manutenção tanto em sujeitos saudáveis quanto em pacientes. Analisando a natureza das variáveis desse teste, podemos dizer que atenção e consciência dos limites de estabilidade são requisitos fundamentais para o bom desempenho no teste TLE. Assim, poderíamos inferir que o grupo que viesse a obter melhores resultados nesse teste pudesse ter melhor noção de esquema corporal e processamento de informações.

Por esse raciocínio o grupo de maior idade deveria obter melhores desempenhos frente a essas variáveis, uma vez que poderiam possuir maior controle sobre os mecanismos de ajustes posturais.

No entanto, os resultados das variáveis UP e VM, contrariaram essas suposições ao apontarem melhor desempenho para o grupo 7-8 anos. Para podermos analisar esses fatos, poderíamos relacioná-los a aspectos cognitivos, que não fazem parte do objetivo deste estudo. Pela maior experiência sensorial conferida pela idade, realizou as tarefas do teste com maior precaução do que o grupo 7-8 anos. Essa precaução pode ter sido motivada tanto pela vontade de realizar a prova de forma mais precisa, quanto por entender que o exagero na realização dos movimentos poderia resultar em sua queda, enquanto que crianças mais jovens, na ânsia de obterem “melhor pontuação” na realização do teste, teriam menor preocupação com a possibilidade de queda “se jogando” em direção ao alvo.

Os resultados obtidos na comparação das direções estão dentro do previsto, dadas as características físicas da base de sustentação, maior no sentido médio-lateral do que no sentido ântero-posterior, que conferem maior estabilidade no sentido médio-lateral. Desse modo, os resultados de todas as variáveis corresponderam a esse raciocínio, inclusive o Tempo de Reação, que, em princípio, não deveria ser relacionado com maior estabilidade.

5.4. Teste de Caminhada (TC)

Essa prova teve por objetivo avaliar as variáveis relativas à realização da marcha, relacionando-as à capacidade de retomar a estabilidade estática após a realização de uma tarefa dinâmica, mensurada por meio da variável Oscilação Postural Final. As variáveis relativas à marcha avaliados foram a largura e o comprimento do passo, e a velocidade de progressão.

Para atender às suposições necessárias para aplicação da técnica de análise de variância foi realizada a transformação *log* nas respostas.

Assim, a Figura 18 apresenta as médias da largura dos passos desenvolvidos pelos grupos durante a execução do Teste de Caminhada.

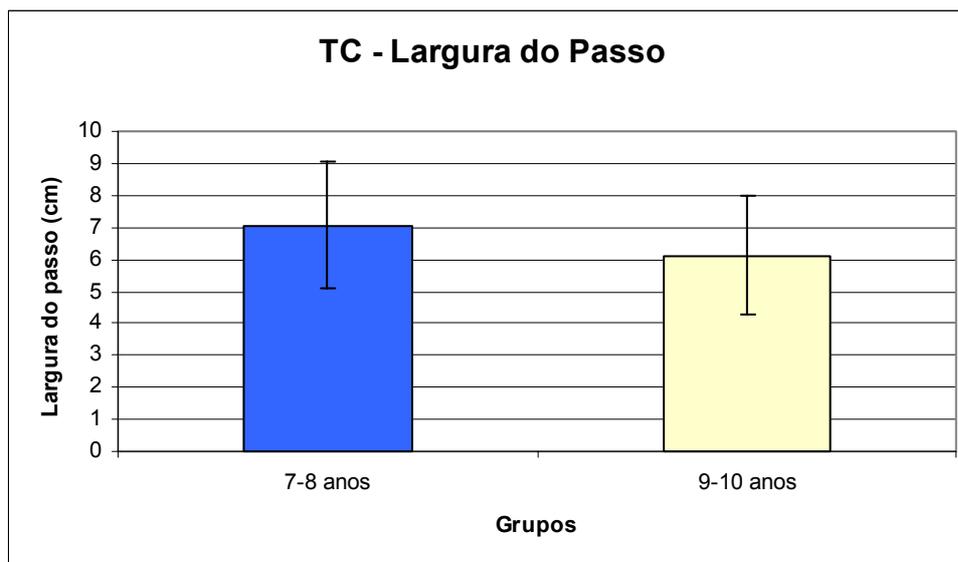


Figura 18. Médias (\pm DP) da Largura do Passo, em centímetros, obtidos durante o TC.

A análise estatística não constatou diferenças entre os grupos estudados ($p=0,263$). Porém pela análise descritiva podemos constatar que o grupo 7-8 anos apresentou maior média de largura de passo que o grupo 9-10 anos.

Esses resultados da análise descritiva estão de acordo com o estudo de Bril e Bremier (1992), onde se concluiu que os valores de largura de passo tendem a se reduzir durante o desenvolvimento, sendo que eles verificaram larguras entre 20 a 25cm em andadores recentes que chegaram a diminuir a até 10 a 12cm em crianças de maior experiência de marcha. As médias de largura de passo para os sujeitos desse estudo se apresentaram da ordem de 6 a 7cm em média, muito abaixo dos valores apresentados pelo estudo de Bril e Brenier (1992). Esses resultados podem ser explicados pela possibilidade de entendimento incorreto da tarefa pelos sujeitos participantes, que podem ter entendido que

devessem tentar manter os pés alinhados com a linha média da plataforma durante a realização dos passos. Para que tal dúvida seja sanada, novos estudos devem ser realizados.

Na Figura 19 estão representadas as médias do Comprimento do Passo dos grupos experimentais durante a execução do TC.

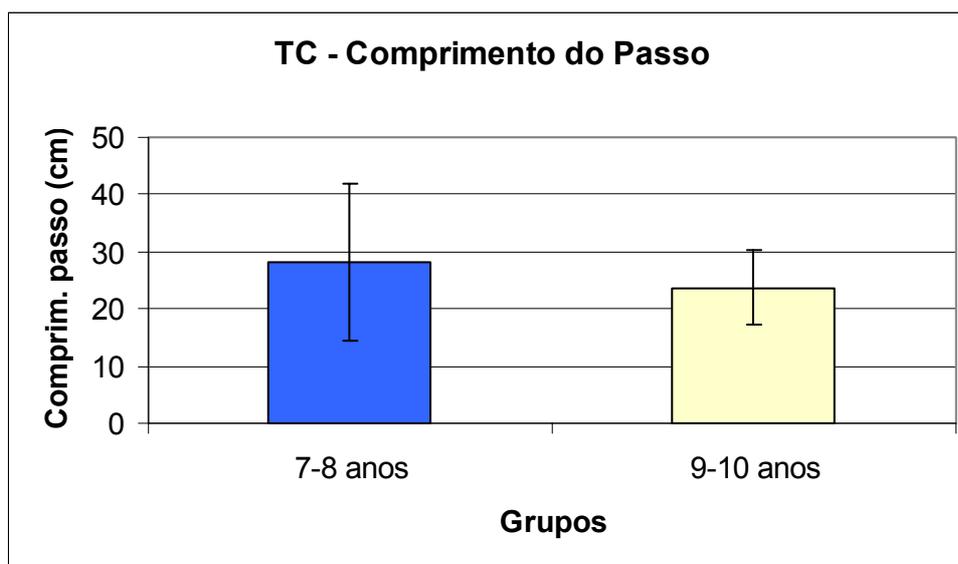


Figura 19. Médias (\pm DP) do comprimento do Passo, em centímetros, obtidos durante o TC.

Assim como na comparação anterior não foram constatadas diferenças entre os grupos participantes ($p=0,664$). Novamente pela análise descritiva, verificamos que o comprimento de passos médio do grupo 7-8 anos foi maior que o do grupo 9-10 anos.

Oberg *et al.* (1993), encontrou valores médios para o comprimento de passos de adultos da ordem de 58-68cm para homens e de 52-62cm para mulheres. O presente estudo resultou em valores de comprimento de passo da ordem de 20-30cm, bem menores do que passos de adultos. Este dado pode ser explicado por fatores físicos, uma vez que, segundo Gallahue e Ozmun (2003), a estatura de adultos média de adultos chega a 175cm para homens e 168cm para mulheres, e a estatura média de nossa amostra foi de 128,5cm. Como o comprimento dos segmentos corporais exhibe uma certa proporção com relação à altura, é esperado que indivíduos mais altos desempenhem passos de maior comprimento.

Em seguida, a Figura 20 apresenta as médias da velocidade de progressão dos grupos estudados.

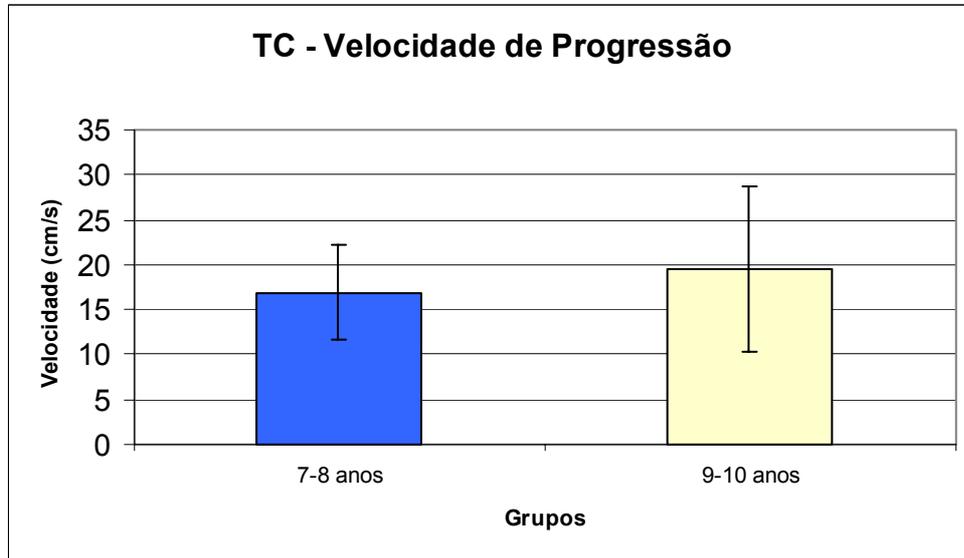


Figura 20. Médias (\pm DP) da Velocidade de Progressão, em centímetros por segundo, obtidos durante o TC.

Novamente, não foram constatadas diferenças entre os grupos estudados ($p=0,616$). A análise descritiva possibilitou verificar que a relação apresentada anteriormente se inverteu, verificando-se então, maior média para o grupo 9-10 anos.

Recordando os resultados da análise descritiva da variável Comprimento do Passo, verificamos que o grupo 7-8 anos, embora tenha desempenhado maiores comprimentos de passo que o grupo 9-10 anos, obteve menores velocidades de progressão. A maneira com essas variáveis se relacionam pode ser verificada na Tabela 1.

Finalmente, a Figura 21 apresenta as médias de oscilação postural final.

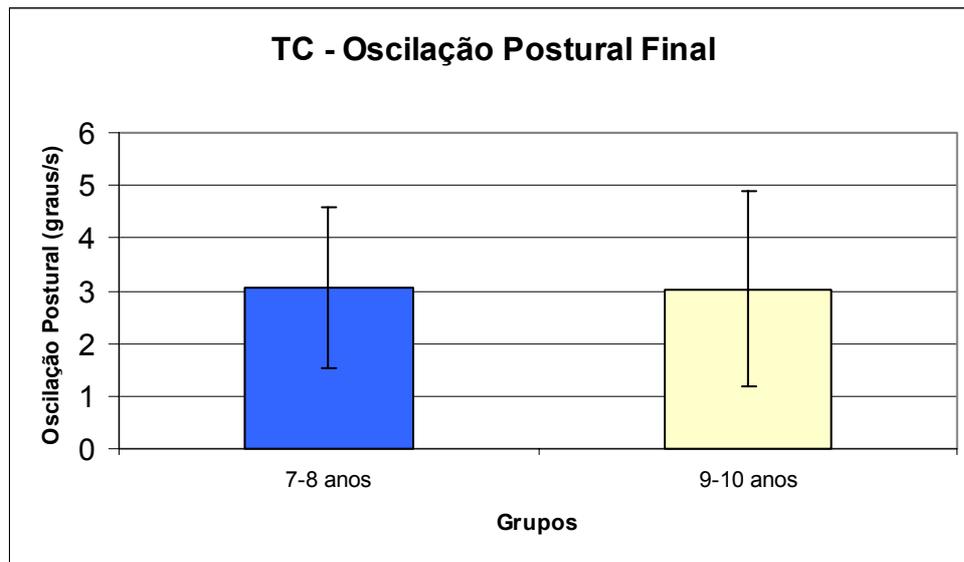


Figura 21. Médias (\pm DP) da Oscilação Postural Final, em graus por segundo, obtidos durante o TC.

Assim como para as outras variáveis não foram constatadas diferenças entre os grupos ($p=0,546$).

Além da análise de variância, foram testadas as correlações entre as variáveis pela correlação de Pearson. A Tabela 1 apresenta os valores obtidos pelo teste das correlações.

Tabela 1. Valores de correlação de Pearson para as variáveis do TC.

	Larg. do passo	Comp. Do passo	Veloc. Progress.	Oscilação Final
Larg. do passo	1,00			
Comp. do passo	-0,05	1,00		
Veloc. Progr	0,16	0,16	1,00	
Oscilação Final	0,54	-0,21	0,39	1,00

Por este teste, podemos constatar uma correlação fraca entre a Velocidade de Progressão e a Oscilação Postural Final, ou seja, quanto maior a velocidade de progressão maior a Oscilação Postural Final. Também se constatou uma correlação moderada entre a Largura do Passo e a Oscilação Postural Final, ou seja, quanto maior a largura dos passos

desenvolvidos maior a instabilidade após o término da tarefa. As demais correlações obtiveram índices considerados muito fracos, e assim não foram relevados.

Ambas as correlações consideradas nesse estudo entre Largura do Passo e Velocidade de Progressão e Oscilação Postural Final, concordam o estudo de Bril e Brenier (1992). Nesse estudo, os autores concluíram que a maior Largura do Passo, teria a intenção de aumentar a área da base de sustentação, podendo traduzir a dificuldade para manutenção da postura ereta nas idades precoces de sua aquisição. Assim, a maior Oscilação Postural Final se daria por menor habilidade dos mecanismos compensatórios, e não necessariamente pela maior Largura do Passo em si.

A correlação da Oscilação Postural Final com a Velocidade de Progressão pode ser explicada, pode ser explicada pela maior dificuldade em se retomar a estabilidade após a locomoção.

Estatisticamente, ambos os grupos participantes desse estudo obtiveram desempenho semelhante frente ao TC. Porém, a análise descritiva sugere a necessidade de estudos com a participação de maior número de sujeitos.

Considerações finais

Finalizando a discussão desse trabalho cabem algumas considerações sobre a sua realização.

O instrumento utilizado para a realização do presente estudo, o Sistema *Balance Master*, se mostrou adequado para a concretização dos objetivos propostos no mesmo. Porém, apresentou algumas dificuldades para o uso, devido ao fato de ser um sistema de programação totalmente fechado e que não permitia a modificação do formato de

realização dos testes e também por não permitir a escolha de que variáveis deveriam constar dos relatórios dos testes realizados.

O número de indivíduos participantes desse estudo, relativamente reduzido, não permitiria uma extrapolação das conclusões obtidas muito além da amostra estudada. Assim, novos estudos devem ser conduzidos com o intuito de que as hipóteses desse trabalho sejam novamente testadas.

6. CONCLUSÕES

Frente às condições apresentadas nesse estudo e para a amostra participante, concluímos que:

- O estresse articular, conferido por diferentes graus de flexão de joelhos, não altera a proporção de descarga de peso sobre os membros inferiores em crianças de 7 a 10 anos;
- Crianças de 7 a 10 anos de idade apresentam a mesma proporção de descarga de peso entre os membros inferiores que a de adultos jovens;
- Crianças de 7 a 10 anos apresentam maior oscilação postural quando da manipulação ambiental sobre o sistema somatossensorial do que quando da manipulação sobre o sistema visual.
- Crianças de 7 a 8 anos apresentam maior oscilação postural frente a movimentos verticais de cabeça, enquanto que crianças de 9 a 10 anos têm pior estabilidade postural frente a movimentos laterais de cabeça;
- Em prova de deslocamento do centro de massa para direções específicas, crianças de 7 a 8 anos deslocam o centro de massa com maior velocidade, e alcançam posições mais próximas ao seu limite de estabilidade num movimento de primeira intenção.
- Existe maior oscilação postural após realização da marcha quando são desenvolvidos passos de maior largura e quando há maiores velocidades de progressão em crianças de 7 a 10 anos de vida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLUM, J. H. J.; ZAMANI, F.; ADKIN, A. L.; ERNST, A. Differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway-referenced support surface. **Gait & Posture**, 16, pp. 264-270, 2002.
- ASSAIANTE, C. Development of Locomotor Balance Control in Health Children. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, vol. 22, nº 4, pp. 527-532, 1998.
- ASSAIANTE, C.; AMBLARD, B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. **Human Movement Science**, 14, pp. 13-43, 1995.
- BARELA, J. A.; POLASTRI, P. F.; GODOI, D. Controle Postural em Crianças: oscilação corporal e frequência de oscilação. **Revista Paulista de Educação Física**, 14(1), pp. 68-77, 2000.
- BARELA, J. A.; JEKA, J. J.; CLARK, J. E. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. **Infant Behavior & Development**, 22 (1), pp. 87-102, 1999.
- BRANDT, T.; STRUPP, M.; ARBUSOW, V.; DIERINGER, N. Plasticity of the Vestibular System: Central Compensation and Sensory Substitution for Vestibular Deficits. In: FREUND, H-J.; SABEL, B. A.; WITTE, O. W. **Brain Plasticity, Advances in Neurology**, vol. 73. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, 1997.
- CARON, O.; FONTANARI, P.; CREMIEUX J.; JOULIA F. Effects of ventilation on body sway during human standing. **Neuroscience Letters**, 366, pp. 6-9, 2004.
- CLARK, S.; ROSE, D. J. Evaluation of Dynamic Balance Among Community-Dwelling Older Adult Fallers: a generalizability study of the Limits of Stability Test. **Arch Phys Med Rehabil**, vol. 82, abril, 2001.
- DIETZ, V. Evidence for a load receptor contribution to the control of posture and locomotion. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, vol 22, nº 4, pp. 495-499, 1998.
- DI FABIO, R. P.; FOUARIAT, A. Responsiveness and reliability of a pediatric strategy score for balance. **Physiotherapy Research International**, 1(3), 1996.
- FOSTER, E. C.; SVEISTRUP, H.; WOOLLACOTT, M. H. Transitions in Visual Proprioception: A Cross-Sectional Developmental Study of the Effect of Visual Flow on Postural Control. **Journal of Motor Behavior**, vol. 28, nº 2, pp. 101-112, 1996.
- FREITAS-JÚNIOR, P. B.; BARELA, J. A. Postural control as a function of self- and object-motion perception. **Neuroscience Letters**, 369, pp. 64-68, 2004.
- GABRIEL, L. S.; MU, K. Computadorized Platform Posturography for Children: Test-Retest Reliability of the Sensory Test of the VSR System. **Physical & Occupational Therapy in Pediatrics**, vol. 22 (3/4), pp. 101-117, 2002.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. 2ª ed. Phorte Editora. São Paulo, 2003.

GUERRAZ, M.; THILO, K. V.; BRONSTEIN, A. M.; GREY, M. A. Influence of action and expectation on visual control of posture. **Cognitive Brain Research**, 11, pp. 259-266, 2001.

GEUZE, R. H. Static balance and developmental coordination disorder. **Human Movement Science**, (22) pp. 527-548, 2003.

GOBBI, L. T. B.; MENUCHI, M. R. T. P.; UEHARA, E. T.; SILVA, J. J. Influência da informação exproprioceptiva em tarefa locomotora com alta demanda de equilíbrio em crianças. **Rev. Bras. Ciência e Movimento**, vol.11, nº 4, pp. 79-86, 2003.

GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**, 8ª ed. Guanabara-Koogan. Rio de Janeiro, 1992.

HLAVACKA, F.; MERGNER, T.; KRIZKOVA, M. Control of the Body Vertical by Vestibular and Proprioceptive Inputs. **Brain Research Bulletin**, vol. 40, nºs. 5/6, pp. 431-435, 1996.

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

HOLSTEGE, G. The anatomy of the Central Control of Posture: Consistency and Plasticity. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, vol. 22, nº 4, pp. 485-493, 1998.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of Neural Science**. 3a. ed. Appleton & Lange. Norwalk, Connecticut, 1991.

KANTOR, E.; POUPARD, L.; LE BOZEC, S.; BOUISSET, S. Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? **Neuroscience Letters**, 308, pp. 128-132, 2001.

KARLSSON, A.; LANSHAMMAR, H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. **Gait & Posture**, 5, pp. 198-203, 1997.

LATASH, M. L. **Neurophysiological Basis of Movement**. Human Kinetics, 1ª ed. 1998.

LEBIEDOWSKA, M. K.; SYCZEWSKA, M. Invariant sway properties in children. **Gait and Posture**, vol. 12, pp. 200-204, 2000.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Brunnstrom: Cinesiologia Clínica**. Ed. Manole, 4ª edição. São Paulo, 1989.

LISTON, R. A. L.; BROUWER, B. J. Reliability and Validity of measures Obtained From Stroke Patients Using the Balance Master. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 77, maio, 1996.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. Ed. Atheneu. Rio de Janeiro, 1988.

MASSION, J. Postural Control Systems in Developmental Perspective. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, vol. 22, n. 4. pp. 465-472, 1998.

MAURER, C.; MERGNER, T.; BOLHA, B.; HLAVACKA, F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. **Neuroscience Letters**, 281, pp. 99-102, 2000.

NASHNER, L.; BERTHOZ, A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control. **Brain Research**, 150, pp. 403-407, 1978.

NEUROCOM® INTERNATIONAL, INC. **Balance Master® System (Version 8): Operator's manual**. Clackamas, Oregon, 2002.

NEUROCOM® INTERNATIONAL, INC. **The objective Quantification of Daily Life Tasks**. Clackamas – Oregon, (s/ data).

Papalia, D. E.; OLDS, S. W. **Desenvolvimento Humano**. 7ª ed. Artmed Editora. Porto Alegre, 2000.

PATTON, J.; PAI, Y., LEE, W. A. Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. **Gait & Posture**, n. 9, pp. 38-49, 1999.

RIACH, C. L.; STARKES, J. L. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. **Gait & Posture**, vol. 2, nº. 9 pp. 167-172, 1994.

RONCESVALLES, M. N.; WOOLLACOTT, M. H.; JENSEN, J. L. The Development of Compensatory Stepping Skills in Children. **Journal of Motor Behavior**, vol. 32, nº 1, pp. 100-111, 2000.

SHUMMWAY-COOK, A.; HORAK, F. B. Assessing the influence of sensory interaction. **Physical Therapy**, vol. 66, nº 10, pp. 1548-1550, 1986.

SHUMMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control: Theory and Practical Applications**. Baltimore: Willians & Wilkins, 1995.

SMART-JR, L. J.; MOBLEY, B.; OTTEN, E. W.; SMITH, D. L.; AMIN, M. R. Not just standing there: The use of postural coordination to aid visual tasks. **Humans Movement Science**, 22, pp. 769-780, 2004.

VUILLERME, N.; VINCENT, N.; TEASDALE, N. Effects of a reaction time task on postural control in humans. **Neuroscience Letters**, 291, pp. 77-80, 2000.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, vol. 3, nº 4, 1995.

WOOLLACOTT, M. H.; DEBÛ, B.; MOWATT M. Neuromuscular Control of Posture in the Infant and Child: Is Vision Dominant? **Journal of Motor Behavior**, vol. 19, nº 2, pp. 167-186, 1987.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**, 16, pp. 1-14, 2002.

ANEXO 1

Dados Brutos

n	Sexo	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Weight Bearing					
					Left			Right		
					0	30	60	0	30	60
1	F	7	115,5	21,0	55	54	48	45	46	52
2	M	7	129,0	32,0	60	55	50	40	45	50
3	M	7	121,5	26,0	49	47	50	51	53	50
4	F	7	119,5	24,0	40	48	45	60	52	55
5	M	8	128,5	24,0	52	50	57	48	50	43
6	M	8	124,0	33,0	62	63	62	38	37	38
7	M	8	125,0	21,0	62	56	56	38	44	44
8	M	8	126,0	28,0	42	44	46	58	56	54
9	M	8	126,0	25,5	55	52	51	45	48	49
10	F	8	129,0	26,5	53	55	56	47	45	44
11	M	8	127,5	26,0	55	54	47	45	46	53
12	F	8	127,5	24,0	53	43	49	47	57	51
13	M	8	129,5	26,0	45	31	32	55	69	68
14	M	8	129,0	27,0	47	45	44	53	55	56
15	F	9	130,0	30,0	52	54	52	48	46	48
16	M	9	137,0	35,0	61	53	52	39	47	48
17	F	9	134,0	29,0	51	44	51	49	56	49
18	M	9	127,5	26,5	51	49	49	49	51	51
19	M	10	130,0	24,0	55	55	50	45	45	50
20	M	10	138,0	26,5	53	55	54	47	45	46
21	M	10	144,0	36,5	54	50	43	46	50	57

Modified Clinical Test for Sensory Interaction on Balance (CTSIB)																
Firm - Eyes Open (FIRM - EO)				Firm - Eyes Closed (FIRM - EC)				Foam - Eyes Open (FOAM - EO)				Foam - Eyes Closed (FOAM - EC)				COMP
Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Comp
0,7	1,1	1,3	1,0	1,5	1,5	1,2	1,4	0,8	0,9	0,9	0,9	1,1	1,7	1,5	1,4	1,2
0,6	0,7	0,6	0,6	0,9	0,7	0,8	0,8	1,4	1,3	1,3	1,3	1,5	1,8	1,8	1,7	1,1
0,5	0,5	0,4	0,5	1	1,4	1,1	1,2	0,7	0,9	1	0,9	1,6	1,2	1,3	1,4	1
1,4	1,2	1,4	1,3	1	1	1,5	1,2	1,4	1,7	1,3	1,5	2,7	2,2	3,1	2,7	1,7
0,7	0,7	0,6	0,7	0,8	0,6	0,9	0,8	0,8	0,8	0,9	0,8	1,4	1,7	1,3	1,5	0,9
1,7	1,4	1,8	1,6	2,4	1,9	2,4	2,2	1,8	1,7	2,1	1,9	1,9	1,9	2,5	2,1	2
0,4	0,4	0,6	0,5	1	0,9	1,1	1,0	0,9	0,6	0,9	0,8	1,2	0,9	1,4	1,2	0,9
1,4	1,4	1,5	1,4	2,2	1,4	1,4	1,7	1,8	1,6	2,3	1,9	2	2,2	2,6	2,3	1,8
0,6	0,6	0,6	0,6	1	0,7	0,5	0,7	0,7	0,9	0,5	0,7	0,7	0,9	0,9	0,8	0,7
1,4	0,9	0,8	1,0	0,9	1,2	1,9	1,3	1,2	1,8	2	1,7	1,1	2,1	1,4	1,5	1,4
0,7	0,9	1	0,9	0,6	0,7	0,8	0,7	1,4	2,1	1,5	1,7	2	1,6	1	1,5	1,2
0,3	0,5	0,3	0,4	0,5	0,7	0,5	0,6	0,6	0,4	0,8	0,6	1,6	1,1	0,9	1,2	0,7
0,8	1,1	1	1,0	1,1	1	1,4	1,2	1,3	1,5	2,1	1,6	1,1	1,3	1,3	1,2	1,3
1,9	1,9	1,4	1,7	1,5	1,7	1,1	1,4	1,5	1,1	1,1	1,2	1,2	1,6	2,1	1,6	1,5
1,3	1,5	1,4	1,4	1,9	1,7	1,4	1,7	1,4	1,8	2	1,7	1,6	1,3	1,5	1,5	1,6
1,4	1,2	1,5	1,4	1	1,3	1,7	1,3	2,3	1,4	1,2	1,6	2,9	2,1	1,8	2,3	1,6
1,2	0,9	1	1,0	1,7	1,7	1	1,5	1,5	1,3	1	1,3	1,5	1,5	1,8	1,6	1,4
1,4	1,6	1	1,3	1,3	1,3	1,6	1,4	1,1	1,7	1,7	1,5	1,5	1,5	1,4	1,5	1,4
1	0,8	0,8	0,9	0,9	1,1	1,1	1,0	1,2	2,1	1,9	1,7	1,7	1,8	1,3	1,6	1,3
1,4	1,5	1,3	1,4	1,2	1,7	1,3	1,4	1,5	1,4	1,6	1,5	1,6	1,8	1,6	1,7	1,5
0,8	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	1,1	0,8	0,9	1,5	1,6	1,4	1,5	1

Forward					Right - Forward					Right				
RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL
0,76	6,5	42	97	89	1,21	2,8	19	81	74	1,91	5,1	99	99	81
1,15	3,4	62	92	84	0,72	6,5	100	104	68	1,1	8,2	59	97	82
0,2	3,5	23	50	33	0,78	2,8	40	62	0	1,36	4,3	99	99	73
0,14	2,1	56	112	52	0,31	6,6	102	102	72	1,31	6,6	107	107	86
0,32	7,1	79	90	30	0,39	5,3	124	124	75	0,56	17,5	78	93	47
1,09	3,7	39	50	23	0,83	13,3	27	69	31	1,2	5,5	103	103	69
1,19	3,3	61	85	74	0,53	5	104	104	64	0,69	6,1	109	109	73
0,8	4,4	83	105	82	0,28	7,6	78	96	65	1,02	12	98	107	72
1,35	2,3	97	101	90	0,82	8	97	97	43	0,45	4,1	114	114	77
0,69	11,6	105	107	83	1,05	8,7	121	124	78	1,16	4,4	92	103	81
0,37	3,4	36	100	75	1,16	9,8	85	91	47	0,88	14,5	54	109	8
1,4	3,7	54	76	62	0,91	6,1	70	87	52	1,29	12,4	90	97	77
0,4	8,4	122	122	69	0,63	9,4	93	103	44	0,58	7,6	110	110	56
1,82	2,6	36	113	80	1,58	7,3	75	114	77	1,54	5,6	56	105	30
1,96	3,3	86	108	77	1,04	3,4	51	115	77	0,73	7,5	76	95	92
0,61	4,9	48	114	74	1,06	4	23	127	79	0,75	5	107	107	91
0,89	9,3	75	100	70	0,61	8,8	47	109	74	1,64	2,7	94	105	85
0,05	4,1	55	103	68	0,9	7,3	98	124	66	0,76	81	96	107	92
0,28	3,6	94	110	90	0,58	8,4	113	113	60	0,73	5,6	83	105	80
0,15	1,4	25	86	79	1,26	4,7	28	92	65	0,9	5,4	76	95	84
0,81	2,3	40	64	39	1,98	2,1	35	80	70	1,26	2,8	74	94	85

Right - Back					Back					Left - Back				
RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL
1,3	5,5	112	112	64	0,45	2,5	111	127	89	0,91	2,9	111	111	93
1,19	4,8	61	90	73	0,61	4,3	59	114	21	0,88	3,3	43	109	51
0,1	2,7	102	102	76	0,39	1,2	55	103	79	0,86	5,7	97	105	62
0,28	7	117	125	82	0,13	10,4	117	131	32	0,53	4,5	114	131	67
1,03	14,7	61	139	34	0,81	5,3	60	79	28	1,36	10,7	102	102	0
0,24	4,9	129	129	71	1,1	2,9	116	116	0	0,95	4,7	110	138	0
0,96	4,9	123	123	70	1,04	3,4	125	125	64	0,25	4,5	113	113	78
0,08	4,5	81	114	61	0,53	4,2	99	110	83	0,52	6,4	117	117	33
0,63	3,7	114	114	80	0,33	1,4	46	88	74	0,78	5,9	124	124	61
0,87	7,8	75	126	47	0,26	5,6	154	154	87	0,87	6,9	97	148	60
0,49	9,5	80	80	0	0,9	2,3	36	97	61	1,21	8,2	99	106	30
1,56	7,2	102	118	50	1,4	4,1	94	102	82	1,22	7,8	100	113	60
0,32	6	140	140	72	0,06	3,4	64	126	12	1,64	3,6	100	110	43
0,83	4,3	89	105	66	1,22	3,7	75	90	65	0,62	11,2	114	114	28
0,34	3,7	44	92	31	0,35	1,6	70	70	0	0,65	6,2	59	92	47
0,36	12,3	68	68	0	0,31	3,8	35	44	44	0,28	4,3	109	111	38
0,47	3,9	118	118	71	0,47	3,4	51	151	91	108	2,4	74	104	70
1,19	4,5	54	96	13	0,2	2,5	102	102	87	1,06	7,8	70	137	28
0,38	6,1	91	95	57	0,61	2,2	82	123	92	0,16	4,4	32	111	53
1,32	5,5	110	110	59	0,44	4,1	151	151	73	1	6,4	110	127	62
1,15	1,6	49	84	42	0,93	1,4	41	84	83	0,26	7,9	51	82	34

Left					Left - Forward					Reaction Time (RT)					Movement Velocity (MVL)				
RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	RT (s)	MVL (graus/s)	EPE	MXE	DCL	Forward	Back	Right	Left	Comp	Forward	Back	Right	Left	Comp
0,81	3,5	118	118	84	1,41	3,5	55	77	71	0,85	0,69	1,79	0,89	1,05	4	2,8	5,4	3	3,8
0,95	6,6	115	115	83	0,62	9,4	78	120	70	0,81	0,83	1,1	0,68	0,86	5,5	4	7,1	6	5,7
0,7	8,4	63	89	52	0,56	5,1	36	61	17	0,32	0,34	0,85	0,83	0,58	2,6	2,1	3,6	7,6	4
0,55	5,7	93	124	81	0,65	2,8	52	97	63	0,19	0,3	0,7	0,64	0,46	2,8	7,7	6,5	4,8	5,4
0,45	10,5	83	105	73	0,46	7,2	120	123	29	0,34	0,73	0,59	0,9	0,64	6	7,6	12,3	11,2	9,3
0,77	14,4	95	107	17	1,12	7,4	20	60	0	0,75	0,81	0,89	0,83	0,82	4,9	3,9	9	8,4	6,5
0,33	4,9	93	119	88	0,68	5,2	40	93	84	0,74	0,67	0,84	0,45	0,68	3,4	3,6	6,2	5,2	4,6
0,74	5,5	98	99	73	0,98	9,6	40	91	41	0,47	0,28	0,53	0,91	0,55	4	3,8	8,7	8,8	6,3
0,94	6,9	95	100	73	1,14	3,9	83	83	71	0,91	0,44	0,72	1,05	0,78	2,7	2,7	6,1	6,3	4,4
1,71	8,7	95	107	91	1,27	11,3	135	140	62	0,88	0,48	1,04	1,48	0,97	9,9	5,6	6,6	10,1	8,1
0,75	7,9	104	111	84	1,12	9,2	115	115	50	0,51	0,46	1	1,24	0,8	4,4	1,9	13,6	10,2	7,5
0,88	9,9	69	112	86	1,4	2,8	40	82	0	1,14	0,9	1,52	1,19	1,19	3,2	3,5	10,4	7,8	6,2
0,91	8,9	118	118	73	1,16	6,5	78	113	78	0,62	0,3	0,61	1,27	0,7	6,5	2,7	9,1	6,4	6,2
1,5	6,1	59	107	79	0,79	5,1	98	108	66	1,54	0,83	1,11	0,98	1,12	5,1	5,9	0,9	6,6	5,6
0,66	7,9	82	106	84	0,6	3,6	43	104	77	1,22	0,35	0,7	0,74	0,75	3	2,7	5,3	6,9	4,5
1,36	5,4	81	96	82	0,16	2,7	41	101	67	0,72	0,17	0,51	0,73	0,53	4,2	2,2	7,3	4,9	4,7
1,21	4,9	77	101	66	0,7	7,8	47	114	56	0,53	0,7	1,05	0,9	0,79	6,1	3	5,5	5,5	5
0,56	11,9	104	104	92	0,62	9,2	33	116	42	0,44	0,99	0,8	0,24	0,62	6,8	6	6,6	5	6,1
0,6	5,1	106	106	90	1,08	5	60	102	63	0,47	0,38	0,65	0,66	0,54	4,3	3,5	7,6	4,9	5,1
0,65	4,7	108	108	81	0,89	8,4	76	92	10	0,31	0,51	1,36	1,01	0,8	1,5	3,4	6,1	7,8	4,7
1,37	4,8	57	93	88	1,84	2,9	52	92	61	1,74	0,71	1,09	0,97	1,13	2,6	1,6	1,9	5,7	2,9

End Point (EP)					Max Excursions (MXE)					Directional Control (DCL)				
Forward	Back	Right	Left	Comp	Forward	Back	Right	Left	Comp	Forward	Back	Right	Left	Comp
37	99	92	90	80	70	106	117	95	97	64	77	88	75	76
70	53	79	76	70	95	108	105	97	101	69	43	81	62	64
22	62	90	76	63	41	83	97	100	80	14	60	56	51	45
53	118	104	92	92	80	131	106	128	111	45	60	78	78	65
93	49	87	116	86	98	84	111	126	105	38	23	52	40	38
23	112	98	55	72	41	123	114	79	89	15	15	65	6	25
52	1,6	130	85	93	74	106	130	115	106	60	61	81	88	73
52	77	87	104	80	69	93	104	125	98	49	57	67	60	58
70	71	124	112	94	71	87	124	114	99	58	60	76	76	68
109	99	96	123	107	112	121	115	150	125	70	58	70	82	70
46	24	87	128	71	73	49	112	134	92	46	26	51	66	47
44	63	106	77	73	69	70	122	111	93	32	47	72	58	52
85	60	134	104	96	97	78	138	116	107	59	24	67	64	54
69	82	67	81	75	117	91	96	102	102	79	46	50	57	58
58	50	60	72	60	96	68	102	117	96	67	17	69	81	59
37	30	73	91	58	118	34	78	120	88	75	23	41	73	53
43	71	99	59	68	70	123	124	100	104	48	77	86	58	67
53	92	83	44	68	111	136	103	45	99	56	52	64	39	53
74	62	108	72	79	90	105	119	107	105	63	66	75	72	69
16	94	86	117	78	53	97	117	130	99	44	48	82	60	59
46	34	49	53	46	86	63	73	87	77	63	47	55	60	56

Walk Test							
Step Width		Step Length		Speed		End Sway	
Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)
10,7	28	31,7	45	17,2	13	4,4	32
6,9	20	23,1	24	7	16	2,4	100
8,4	26	16	65	17,2	21	1,4	71
5,3	28	16,5	23	11,1	20	3,2	16
7,4	15	63,5	30	17,3	3	2,4	24
6,9	46	20,8	11	15,9	16	4,8	100
5,2	3	37,8	48	12,6	18	1,6	88
8,2	NS	7,5	NS	15,5	31	6,4	NS
10,9	53	20,2	17	26	13	23	39
6,7	20	24,3	10	20	12	4,3	26
6	0	38,8	31	16	9	2,2	76
4,3	10	27,2	66	16,9	51	2,4	58
5,2	40	29,9	8	16,2	27	1	57
6,9	41	37	42	27,5	13	4	34
6,7	NS	18,1	NS	20,8	38	6,5	NS
5,7	55	30,6	18	16,1	13	1,8	39
6,1	13	33,4	18	35,3	50	4,4	2
5,8	26	27,3	32	20,4	9	2,6	48
5,5	31	18,6	65	25,7	20	3	52
3,4	32	16,5	25	8,1	19	1,7	46
9,6	NS	21,8	NS	10,7	20	1,2	NS

Teste vestibular																
OAML				OFML				OAMV				OFMV				COM P
Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Med	Comp
2,6	3,3	3,5	3,1	3,2	2,7	2,4	2,8	2,5	1,7	2,2	2,1	2,5	3,7	3,8	3,3	2,8
0,9	1,3	0,9	1,0	1	1	1,2	1,1	2,3	2,3	2,3	2,3	1,4	1,9	1	1,4	1,4
0,8	0,9	1,1	0,9	1,1	1,3	1,2	1,2	1,2	1,3	1,3	1,3	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1
1,7	2,9	2,2	2,3	2,1	3	3,5	2,9	2,3	2,5	2,3	2,4	2,8	2,9	2,6	2,8	2,6
1,9	2,5	1,8	2,1	1,8	2,2	2,1	2,0	1,9	2,1	1,9	2,0	2,1	2,7	2,4	2,4	2,1
0,6	0,6	0,7	0,6	1	1,2	0,6	0,9	0,9	0,8	0,8	0,8	1,8	1,4	1,7	1,6	1
2,3	3,2	2,8	2,8	2,5	2,2	2,2	2,3	1,6	1,5	1,9	1,7	1,7	2,7	1,9	2,1	2,2
0,6	0,6	0,5	0,6	1,1	0,6	2,2	1,3	0,9	1,7	1,2	1,3	1,6	1,5	1,6	1,6	1,2
1,8	1,2	0,9	1,3	0,7	0,6	0,5	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	1	1,2	1,1	1,1	0,9
0,5	0,3	0,4	0,4	0,8	0,7	0,6	0,7	0,9	0,9	1	0,9	1,3	1,1	1,6	1,3	0,8
0,4	0,2	0,5	0,4	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	1	1,1	1,1	1,1	0,7
1,3	2,8	1	1,7	0,9	1,2	0,8	1,0	1,9	1,5	1,9	1,8	2,3	1,3	1,3	1,6	1,5
0,7	0,6	0,5	0,6	0,6	0,7	0,8	0,7	0,8	1,2	1,1	1,0	1,5	1,5	2	1,7	1
1,1	0,9	0,8	0,9	0,7	0,9	0,9	0,8	1,4	1,6	1,2	1,4	1,5	1,9	2,3	1,9	1,3
0,8	1	0,9	0,9	0,6	0,7	0,9	0,7	1,2	1,1	0,9	1,1	1,4	1,5	1,5	1,5	1
0,9	0,7	0,7	0,8	1,4	0,7	0,8	1,0	1	1,5	1,5	1,3	2,1	3	1,9	2,3	1,3
0,8	0,9	1,1	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,8	1,3	0,9	1,0	1,8	1,8	1,4	1,7	1,1
0,5	0,1	0,1	0,2	0,8	0,5	0,3	0,5	0,7	0,8	0,9	0,8	1,2	1,4	0,8	1,1	0,6
0,9	0,7	0,3	0,6	0,3	0,8	0,9	0,7	0,9	0,8	0,4	0,7	1,1	1,8	2,5	1,8	0,9
0,4	0,7	0,6	0,6	0,4	0,6	0,6	0,5	1	1,3	0,9	1,1	1,3	1,2	1,3	1,3	0,9
0,7	0,7	0,5	0,6	0,8	0,5	0,6	0,6	1,4	1	1	1,1	2	2	2,2	2,1	1,1

ANEXO 2

Análise Estatística

1. Teste: Weight Bearing Squat Data Set (WB)

Fator	Níveis		N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total			63	1,8	12,6	-1,3	5,0
Grupo	7-8 anos		42	1,0	14,4	-3,5	5,4
	9-10 anos		21	3,6	7,7	0,1	7,1
Condição	Fácil		21	5,4	11,9	0,0	10,8
	Moderada		21	0,7	13,3	-5,4	6,7
	Difícil		21	-0,6	12,3	-6,2	5,0
Grupo e Condição	7-8 anos	Fácil	14	4,3	13,8	-3,7	12,3
	7-8 anos	Moderada	14	-0,4	15,4	-9,3	8,5
	7-8 anos	Difícil	14	-1,0	14,4	-9,3	7,3
	9-10 anos	Fácil	7	7,7	7,0	1,3	14,2
	9-10 anos	Moderada	7	2,9	8,1	-4,6	10,3
	9-10 anos	Difícil	7	0,3	7,1	-6,2	6,8

Teste 1: Weight Bearing Squat Data Set (WB)

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	99,556	99,556	0,612	0,437
Condição	2	409,333	204,667	1,259	0,292
Grupo*Condição	2	13,397	6,698	0,041	0,960

$R^2 = 0,05$

Teste 1: Weight Bearing Squat Data Set (WB)

2. Teste: Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set (mCTSIB)

Fator	Níveis		N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total			252	1,3	0,5	1,2	1,3
Grupo	7-8 anos		168	1,2	0,5	1,1	1,3
	9-10 anos		84	1,4	0,4	1,3	1,5
Condição	OASF		63	1,0	0,4	0,9	1,1
	OFSF		63	1,2	0,5	1,1	1,3
	OASI		63	1,3	0,5	1,2	1,4
	OFSI		63	1,6	0,5	1,5	1,7
Grupo e Condição	7-8 anos	OASF	42	0,9	0,5	0,8	1,1
	7-8 anos	OFSF	42	1,2	0,5	1,0	1,3
	7-8 anos	OASI	42	1,2	0,5	1,1	1,4
	7-8 anos	OFSI	42	1,6	0,5	1,4	1,8
	9-10 anos	OASF	21	1,2	0,3	1,0	1,3
	9-10 anos	OFSI	21	1,3	0,3	1,1	1,5
	9-10 anos	OASI	21	1,5	0,4	1,3	1,7

9-10 anos	OFSI	21	1,7	0,3	1,5	1,8
-----------	------	----	-----	-----	-----	-----

Teste 2: Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set (mCTSIB)

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,381	0,381	14,030	0,000
Condição	3	1,226	0,409	15,060	<,0001
Grupo*Condição	3	0,063	0,021	0,780	0,506

$R^2 = 0,23$

Teste 2: Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set (mCTSIB)

Comparações Múltiplas - Kruskal-Wallis test: H (3, N= 168) =29,29 p =,0000				
7-8 anos Condição	OASF	OFSF	OASI	OFSI
OASF		0,411	0,043	0,000
OFSF	0,411		1,000	0,003
OASI	0,043	1,000		0,054
OFSI	0,000	0,003	0,054	

Comparações Múltiplas - Kruskal-Wallis test: H (3, N= 84) =19,07 p =,0003				
9-10 anos Condição	OASF	OFSF	OASI	OFSI
OASF		1,000	0,075	0,000
OFSF	1,000		1,000	0,022
OASI	0,075	1,000		0,585
OFSI	0,000	0,022	0,585	

Teste U de Mann-Withney									
Rank Sum	Rank Sum	U	Z	p-level	Z	p-level	Valid N	Valid N	2*1sided
Group 1	Group 2				adjusted		Group 1	Group 2	exact p
175,500	55,500	27,500	1,604	0,109	1,611	0,107	14,000	7,000	0,110

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	1,3	0,4	1,1	1,5
Grupo	7-8 anos	14	1,2	0,4	1,0	1,5
	9-10 anos	7	1,4	0,2	1,2	1,6

Teste 2: Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set (mCTSIB)

Análise de Variância

Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,115	0,115	0,930	0,347

$$R^2 = 0,05$$

Teste 2: Modified Clinical Test for the Sensory Interaction on Balance Data Set (mCTSIB)

a) Teste: Limits of Stability Data Set (LOS)

2.1. Tempo de Reação

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		84	0,8	0,3	0,7	0,9	
Grupo	7-8 anos	56	0,8	0,3	0,7	0,9	
	9-10 anos	28	0,7	0,4	0,6	0,9	
Posição	Anterior	21	0,7	0,4	0,6	0,9	
	Posterior	21	0,6	0,2	0,5	0,7	
	Direita	21	0,9	0,3	0,8	1,1	
	Esquerda	21	0,9	0,3	0,8	1,0	
Grupo e Posição	7-8 anos	Anterior	14	0,7	0,4	0,5	0,9
	7-8 anos	Posterior	14	0,6	0,2	0,4	0,7
	7-8 anos	Direita	14	0,9	0,4	0,7	1,2
	7-8 anos	Esquerda	14	1,0	0,3	0,8	1,1
	9-10 anos	Anterior	7	0,8	0,5	0,3	1,3
	9-10 anos	Posterior	7	0,5	0,3	0,3	0,8
	9-10 anos	Direita	7	0,9	0,3	0,6	1,2
	9-10 anos	Esquerda	7	0,8	0,3	0,5	1,0

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Tempo de Reação

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,038	0,038	0,970	0,327
Posição	3	0,617	0,206	5,280	0,002
Grupo*Posição	3	0,045	0,015	0,390	0,764

$$R^2 = 0,22$$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Tempo de Reação

Comparações Múltiplas – significância de 5%				
Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.				
Agrupamento de Duncan	Média	N	Posição	
	A	0,9	21	Direita
	A			
B	A	0,9	21	Esquerda
B				
B	C	0,7	21	Anterior
	C			
	C	0,6	21	Posterior

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Tempo de Reação

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	0,8	0,2	0,7	0,9
Grupo	7-8 anos	14	0,8	0,2	0,7	0,9
	9-10 anos	7	0,7	0,2	0,5	0,9

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Tempo de Reação

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,018	0,018	0,400	0,536

$R^2 = 0,02$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Tempo de Reação

2.2. Velocidade do Movimento

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		84	5,5	2,6	4,9	6,1	
Grupo	7-8 anos	56	5,9	2,8	5,1	6,7	
	9-10 anos	28	4,7	1,9	4,0	5,4	
Posição	Anterior	21	4,5	1,9	3,6	5,3	
	Posterior	21	3,8	1,8	3,0	4,6	
	Direita	21	6,9	3,0	5,6	8,3	
	Esquerda	21	6,8	2,1	5,9	7,8	
Grupo e Posição	7-8 anos	Anterior	14	4,6	2,0	3,5	5,8
	7-8 anos	Posterior	14	4,1	1,9	3,0	5,2
	7-8 anos	Direita	14	7,5	3,3	5,6	9,5
	7-8 anos	Esquerda	14	7,3	2,3	6,0	8,6
	9-10 anos	Anterior	7	4,1	1,9	2,3	5,8
	9-10 anos	Posterior	7	3,2	1,4	1,9	4,5
	9-10 anos	Direita	7	5,8	1,9	4,0	7,5
	9-10 anos	Esquerda	7	5,8	1,1	4,8	6,9

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Velocidade do Movimento

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	1,058	1,058	4,620	0,035
Posição	3	6,307	2,102	9,190	<,0001
Grupo*Posição	3	0,062	0,021	0,090	0,965

$R^2 = 0,33$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Velocidade do Movimento

Comparações Múltiplas – significância de 5%
Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.

Agrupamento de Duncan	Média	N	Posição
A	6,8	21	Esquerda
A			
A	6,9	21	Direita
B	4,5	21	Anterior
B			
B	3,8	21	Posterior

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Velocidade do Movimento

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	5,6	1,5	4,9	6,2
Grupo	7-8 anos	14	6,0	1,6	5,1	6,9
	9-10 anos	7	4,7	1,0	3,8	5,6

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Velocidade do Movimento

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	7,375	7,375	3,750	0,068

$R^2 = 0,16$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Velocidade do Movimento

2.3. Controle Direcional

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		84	58,2	17,8	54,3	62,0	
Grupo	7-8 anos	56	57,6	18,3	52,7	62,5	
	9-10 anos	28	59,3	16,9	52,8	65,9	
Posição	Anterior	21	53,0	17,6	45,0	61,1	
	Posterior	21	47,0	18,9	38,4	55,6	
	Direita	21	67,9	13,1	61,9	73,9	
	Esquerda	21	64,8	12,9	58,9	70,6	
Grupo e Posição	7-8 anos	Anterior	14	49,9	19,8	38,5	61,3
	7-8 anos	Posterior	14	46,9	18,4	36,3	57,6
	7-8 anos	Direita	14	68,1	12,2	61,1	75,2
	7-8 anos	Esquerda	14	65,5	13,0	58,0	73,0
	9-10 anos	Anterior	7	59,4	10,8	49,4	69,5
	9-10 anos	Posterior	7	47,1	21,5	27,3	67,0
	9-10 anos	Direita	7	67,4	15,7	52,9	82,0
	9-10 anos	Esquerda	7	63,3	13,7	50,6	75,9

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Controle Direcional

Análise de Variância

Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	54,857	54,857	0,210	0,647
Posição	3	4988,714	1662,905	6,410	0,001
Grupo*Posição	3	398,143	132,714	0,510	0,675

$R^2 = 0,25$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Controle Direcional

Comparações Múltiplas – significância de 5%			
Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.			
Agrupamento de Duncan	Média	N	Posição
A	67,9	21	Direita
A			
A	64,8	21	Esquerda
B	53,0	21	Anterior
B			
B	47,0	21	Posterior

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Controle Direcional

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	58,2	10,6	53,4	63,1
Grupo	7-8 anos	14	57,6	12,3	50,5	64,8
	9-10 anos	7	59,4	6,4	53,5	65,3

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Controle Direcional

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	14,881	14,881	0,130	0,725

$R^2 = 0,01$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Controle Direcional

2.4. Excursão Máxima

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		84	98,7	24,8	93,3	104,1	
Grupo	7-8 anos	56	100,4	23,9	94,0	106,7	
	9-10 anos	28	95,4	26,6	85,1	105,8	
Posição	Anterior	21	82,4	22,7	72,1	92,8	
	Posterior	21	93,1	26,9	80,9	105,4	
	Direita	21	109,9	15,6	102,7	117,0	
	Esquerda	21	109,4	22,3	99,3	119,6	
Grupo e	7-8 anos	Anterior	14	79,1	22,8	65,9	92,2

Posição	7-8 anos	Posterior	14	95,0	22,4	82,0	108,0
	7-8 anos	Direita	14	113,6	12,0	106,7	120,6
	7-8 anos	Esquerda	14	113,7	18,4	103,1	124,3
	9-10 anos	Anterior	7	89,1	22,5	68,3	110,0
	9-10 anos	Posterior	7	89,4	36,1	56,0	122,8
	9-10 anos	Direita	7	102,3	20,1	83,7	120,8
	9-10 anos	Esquerda	7	100,9	28,4	74,6	127,1

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Excursão Máxima

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	453,429	453,429	0,910	0,342
Posição	3	7689,762	2563,254	5,170	0,003
Grupo*Posição	3	1538,143	512,714	1,030	0,382

$R^2 = 0,26$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Excursão Máxima

Comparações Múltiplas – significância de 5%			
Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.			
Agrupamento de Duncan	Média	N	Posição
A	109,9	21	Direita
A			
A	109,4	21	Esquerda
B	93,1	21	Posterior
B			
B	82,4	21	Anterior

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Excursão Máxima

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	98,7	10,5	93,9	103,5
Grupo	7-8 anos	14	100,4	10,8	94,1	106,6
	9-10 anos	7	95,4	9,9	86,3	104,6

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Excursão Máxima

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	113,357	113,357	1,030	0,323

$R^2 = 0,05$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) - Excursão Máxima

2.5. Último Ponto

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		84	75,3	28,8	69,0	81,5	
Grupo	7-8 anos	56	80,3	29,6	72,4	88,2	
	9-10 anos	28	65,2	24,8	55,6	74,8	
Posição	Anterior	21	54,9	23,5	44,2	65,5	
	Posterior	21	66,8	29,9	53,2	80,5	
	Direita	21	92,3	21,4	82,6	102,1	
	Esquerda	21	87,0	24,1	76,0	98,0	
Grupo e Posição	7-8 anos	Anterior	14	58,9	25,3	44,3	73,6
	7-8 anos	Posterior	14	69,3	32,4	50,6	88,1
	7-8 anos	Direita	14	98,6	19,4	87,5	109,8
	7-8 anos	Esquerda	14	94,2	21,0	82,1	106,3
	9-10 anos	Anterior	7	46,7	18,1	30,0	63,4
	9-10 anos	Posterior	7	61,9	25,7	38,1	85,6
	9-10 anos	Direita	7	79,7	20,8	60,5	99,0
	9-10 anos	Esquerda	7	72,6	24,8	49,6	95,5

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Último Ponto

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	4236,077	4236,077	7,180	0,009
Posição	3	15522,098	5174,033	8,770	<,0001
Grupo*Posição	3	578,593	192,864	0,330	0,806

$R^2 = 0,35$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Último Ponto

Comparações Múltiplas – significância de 5%			
Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes.			
Agrupamento de Duncan	Média	N	Posição
A	92,3	21	Direita
A			
A	87,0	21	Esquerda
B	66,8	21	Posterior
B			
B	54,9	21	Anterior

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Último Ponto

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	76,6	14,5	70,0	83,2
Grupo	7-8 anos	14	82,3	12,6	75,0	89,6

	9-10 anos	7	65,3	11,7	54,5	76,1
--	-----------	---	------	------	------	------

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Último Ponto

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	1348,667	1348,667	8,890	0,008

$R^2 = 0,32$

Teste 3 – Limits of Stability Data Set (LOS) – Último Ponto

b) Teste: Walk Test Data Set (WT)

2.6. Largura do Passo

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	6,8	1,9	5,9	7,6
Grupo	7-8 anos	14	7,1	2,0	5,9	8,2
	9-10 anos	7	6,1	1,8	4,4	7,8

Teste 4 – Walk Test Data Set - Largura da Passada

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,020	0,020	1,330	0,263

$R^2 = 0,06$

Teste 4 – Walk Test Data Set - Largura da Passada

2.7. Comprimento do Passo

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	26,7	11,8	21,3	32,1
Grupo	7-8 anos	14	28,2	13,6	20,3	36,0
	9-10 anos	7	23,8	6,7	17,6	29,9

Teste 4 – Walk Test Data Set - Comprimento da Passada

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,007	0,007	0,200	0,664

$R^2 = 0,01$

Teste 4 – Walk Test Data Set - Comprimento da Passada

2.8. Oscilação Postural Final

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	4,0	4,6	1,9	6,1
Grupo	7-8 anos	14	4,5	5,5	1,3	7,7
	9-10 anos	7	3,0	1,9	1,3	4,7

Teste 4 – Walk Test Data Set - Oscilação Final

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,037	0,037	0,380	0,546

$R^2 = 0,02$

Teste 4 – Walk Test Data Set - Oscilação Final

2.9. Velocidade de Progressão

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	17,8	6,7	14,7	20,8
Grupo	7-8 anos	14	16,9	5,3	13,8	19,9
	9-10 anos	7	19,6	9,2	11,1	28,1

Teste 4 – Walk Test Data Set - Velocidade

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,008	0,008	0,260	0,616

$R^2 = 0,01$

Teste 4 – Walk Test Data Set - Velocidade

c) Teste: Vestibular (TV)

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)		
Total		252	1,3	0,8	1,2	1,4	
Grupo	7-8 anos	168	1,5	0,8	1,4	1,6	
	9-10 anos	84	1,0	0,5	0,9	1,1	
Condição	OAML	63	1,1	0,8	0,9	1,3	
	OFML	63	1,1	0,8	0,9	1,3	
	OAMV	63	1,3	0,6	1,2	1,4	
	OFMV	63	1,8	0,7	1,6	1,9	
Grupo e Condição	7-8 anos	OAML	42	1,3	0,9	1,0	1,6
	7-8 anos	OFML	42	1,3	0,8	1,1	1,6
	7-8 anos	OAMV	42	1,4	0,6	1,3	1,6
	7-8 anos	OFMV	42	1,8	0,7	1,6	2,0
	9-10 anos	OAML	21	0,7	0,3	0,5	0,8

9-10 anos	OFML	21	0,7	0,3	0,6	0,8
9-10 anos	OAMV	21	1,0	0,3	0,9	1,1
9-10 anos	OFMV	21	1,7	0,5	1,4	1,9

Teste 5 – Teste Vestibular (TV)

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	6,281	6,281	28,450	<,0001
Condição	3	14,389	4,796	21,730	<,0001
Grupo*Condição	3	2,097	0,699	3,170	0,025

$R^2 = 0,28$

Teste 5 – Teste Vestibular (TV)

Comparações Múltiplas - Kruskal-Wallis test: H (3, N= 168) =15,33 p =,0016					
7-8 anos	Condição	OAML	OFML	OAMV	OFMV
OAML			1,000	0,758	0,003
OFML		1,000		1,000	0,008
OAMV		0,758	1,000		0,282
OFMV		0,003	0,008	0,282	

Comparações Múltiplas - Kruskal-Wallis test: H (3, N= 84) =48,98 p =,0000					
9-10 anos	Condição	OAML	OFML	OAMV	OFMV
OAML			1,000	0,014	0,000
OFML		1,000		0,022	0,000
OAMV		0,014	0,022		0,018
OFMV		0,000	0,000	0,018	

Composição:

Fator	Níveis	N	Média	Desvio-padrão	IC (95%)	
Total		21	1,3	0,6	1,0	1,6
Grupo	7-8 anos	14	1,5	0,7	1,1	1,9
	9-10 anos	7	1,0	0,2	0,8	1,2

Teste 5 – Teste Vestibular (TV)

Análise de Variância					
Origem	GL	Soma de Quadrados	Quadrados Médios	F Valor	Pr > F
Grupo	1	0,097	0,097	3,400	0,081

$R^2 = 0,15$

Teste 5 – Teste Vestibular (TV)