



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

**AVALIAÇÃO DA COORDENAÇÃO MOTORA GLOBAL E DO
EQUILÍBRIO EM PORTADORES DE DEFICIÊNCIA AUDITIVA**

Autora:

Aneliza Maria Monteiro de Sousa

Orientador:

Prof. Dr. Jônatas de França Barros

BRASÍLIA – 2006

ANELIZA MARIA MONTEIRO DE SOUSA

**AVALIAÇÃO DA COORDENAÇÃO MOTORA GLOBAL E DO
EQUILÍBRIO EM PORTADORES DE DEFICIÊNCIA AUDITIVA**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre** no Programa de **Pós-Graduação *Stricto Sensu*** da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília

Orientador:
Professor Doutor Jônatas de França Barros

BRASÍLIA - 2006

SOUSA, Aneliza Maria Monteiro

Avaliação da coordenação motora global e do equilíbrio em portadores de deficiência auditiva. Brasília, 2006.

133p.

Dissertação - Mestrado - Universidade de Brasília.

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – 2006.

1. Deficiência Auditiva; 2. Estabilidade Postural; 3. Coordenação Motora; 4. Equilíbrio Estático; 5. Posturografia; 6. Perda Auditiva.

CDU 616.8-009.18

ANELIZA MARIA MONTEIRO DE SOUSA

**AVALIAÇÃO DA COORDENAÇÃO MOTORA GLOBAL E DO
EQUILÍBRIO EM PORTADORES DE DEFICIÊNCIA AUDITIVA**

Banca examinadora

Professor Doutor Jônatas de França Barros

Universidade de Brasília
Presidente

Professor Doutor Paulo Henrique Azevêdo

Universidade de Brasília
Membro Interno

Professor Doutor Demóstenes Moreira

Universidade de Brasília
Membro Interno

Professor Doutor Martim Francisco Bottaro Marques

Universidade de Brasília
Membro Suplente

BRASÍLIA - 2006

Dedicatória

Dedico este trabalho a Deus,
por mais esta conquista,
pelas oportunidades que tem me dado,
em diversos momentos da minha vida.

Agradecimentos

Ao orientador e amigo Prof. Dr. Jônatas de França Barros, pela confiança depositada durante a construção deste trabalho, pela preciosa orientação, minha eterna admiração.

Ao meu esposo, Brígido Martins de Sousa Neto, primeiramente pelo conhecimento técnico-científico compartilhado, pela compreensão nos momentos de ausência, pelo incentivo, e pelo apoio durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus pais, e irmãos pelas orações, palavras e gestos de apoio.

A amiga e Prof. Dra. Ana Cristina de David, pela atenção e pela oportunidade de crescimento profissional nesta área de estudo.

Ao amigo e Prof. MSc Levy Aniceto Santana pela pronta colaboração, apoio, disponibilidade e valiosas sugestões durante a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Gonçalves, pelo conhecimento técnico-científico dispensado durante a elaboração deste estudo.

A todas as crianças que participaram da pesquisa, em especial, aos seus pais que acreditaram em meu trabalho, permitindo-me fazer este estudo.

Ao padre Giuseppe Rinaldi, diretor do CEAL-LP (Centro Educacional de Audição e Linguagem-Ludovico Pavoni), pela oportunidade, e confiança depositada em vários momentos durante a realização deste estudo, pela amizade e apoio constantes.

A todos os profissionais que fazem parte da equipe multidisciplinar de atendimentos aos portadores da deficiência auditiva do CEAL-LP, em especial aos professores por terem acreditado na proposta e acompanhado as crianças na realização da coleta dos dados do presente estudo. Meus agradecimentos especiais às amigas Mirtis Regina Gonçalves dos Santos Fernandes e Patrícia Araújo Lima Cardoso, pelo apoio e incentivos durante esta fase.

À Dra. Fga Maria Raquel Basilo Speri, amiga e incentivadora, pelas valiosas considerações em relação à deficiência auditiva.

Aos alunos Amanda, Fábio, Igor, João, Priscila e Rodrigo do PIBIC da UnB, pela dedicação, cooperação e constante alegria com as crianças participantes deste estudo.

À Faculdade de Educação Física e ao Laboratório de Biomecânica pela oportunidade de produção deste trabalho.

A todas as pessoas não mencionadas que participaram direta ou indiretamente na realização deste trabalho.

Sumário

<i>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</i>	<i>x</i>
<i>LISTA DE FIGURAS</i>	<i>xi</i>
<i>LISTA DE TABELAS</i>	<i>xii</i>
<i>LISTA DE GRÁFICOS</i>	<i>xiii</i>
<i>LISTA DE ANEXOS</i>	<i>xv</i>
<i>RESUMO</i>	<i>xvi</i>
<i>ABSTRACT</i>	<i>xvii</i>
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. O Problema e sua Importância.....	1
1.2. Problema de Estudo.....	4
1.3. Objetivo Geral	4
1.4. Objetivos Específicos	5
1.5. Hipóteses do Estudo	5
1.6. Relevância do Estudo	5
1.7. Limitação do Estudo.....	8
1.8. Glossário	9
2. REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1. Deficiência Auditiva.....	11
2.1.1. A Audição	11
2.1.2. Classificação da Deficiência Auditiva	13
2.2. Coordenação Motora Global	15
2.3. Equilíbrio.....	19
2.3.1. Noções Gerais.....	19
2.3.2. Controle Postural.....	21
2.3.3. Métodos de Mensuração do Equilíbrio	31
2.3.4. Protocolos de Equilíbrio.....	33
3. MATERIAL E MÉTODOS	37
3.1. Delineamento do Estudo	37
3.2. População de Estudo	38

3.3.	Seleção da Amostra.....	39
3.3.1.	Critérios de Inclusão	40
3.3.2.	Critérios de Exclusão	40
3.4.	Apreciação pelo Comitê de Ética em Pesquisa.....	40
3.5.	Elaboração do Instrumento de Coleta de Dados	40
3.5.1.	Teste de Coordenação corporal KTK.....	40
3.5.2.	Teste do Equilíbrio Estático	50
3.6.	Análise Estatística dos Dados.....	54
4.	RESULTADOS.....	57
4.1.	Coordenação Motora	57
4.1.1.	Comparação dos testes de coordenação motora para gêneros masculino e feminino do GC.....	57
4.1.2.	Comparação dos testes de coordenação motora para gêneros masculino e feminino do GE.....	58
4.1.3.	Comparação dos testes de coordenação motora para gêneros masculino e feminino entre GC e GE	60
4.1.4.	Comparação dos testes de coordenação motora nas faixas etárias no GC ...	61
4.1.5.	Comparação dos testes de coordenação motora nas faixas etárias no GE....	62
4.1.6.	Classificação final do teste de coordenação motora (KTK) nos grupos estudados	63
4.2.	Equilíbrio.....	64
4.2.1.	Comparação dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do GC.....	64
4.2.2.	Comparação dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do GE.	67
4.2.3.	Comparação dos valores dos parâmetros estabilométricos entre o GC e GE.....	69
4.2.4.	Comparação entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão nos grupos GC e GE.....	72
4.2.5.	Comparação dos parâmetros estabilométricos entre as faixas etárias do GC.....	74
4.2.6.	Comparação dos parâmetros estabilométricos entre as faixas etárias do GE.....	75

5.	DISCUSSÃO	76
6.	CONCLUSÕES	89
7.	SUGESTÕES	91
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94

Lista de Abreviaturas e Siglas

A/D	analógico digital
AC	área do círculo
AE	área da elipse
ANOVA	análise de variância
AP	ântero-posterior
APA	ajustes posturais antecipatórios
AREA-SW	área de balanço
CEAL-LP	Centro Educacional da Audição e Linguagem – Ludovico Pavoni
CM	centro de massa
COG	centro de gravidade
COP	centro de pressão
ET	excursão total
FC	freqüência centróide
FRS	força de reação do solo
GC	grupo controle
GE	grupo experimental ou de estudo
GL	linha da gravidade
JA	pés juntos, olhos abertos
JF	pés juntos, olhos fechados
LOS	limites de estabilidade
MFREQ	freqüência média
ML	médio-lateral
MVELO	velocidade média
NA	pés naturalmente posicionados, olhos abertos
NF	pés naturalmente posicionados, olhos fechados
OA	olhos abertos
OF	olhos fechados
RDIST	raiz quadrada das médias quadráticas (root mean square)
RM	raio médio
SNC	sistema nervoso central
SNHI	perda auditiva neurossensorial

Lista de Figuras

Figura 1 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural.....	22
Figura 2- Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo.	26
Figura 3 – Ilustração do protocolo experimental de equilíbrio, pés juntos e olhos abertos (JA).	51
Figura 4 - Diagrama de blocos contendo os passos de aquisição e processamento do sinal.....	52
Figura 5 – Estabilograma.	53
Figura 6 – Filtro passa-baixa.....	53

Lista de Tabelas

Tabela 1- Tabela de análise de variância ANOVA. Brasília, 2006.	55
Tabela 2 – Tabela de análise de variância Kruskal Wallis. Brasília, 2006.	56
Tabela 3 – Distribuição dos indivíduos por grupo, gênero e média de idade. Brasília, 2006.	57
Tabela 4 – Valores de p de comparações entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Controle, (n= 20). Brasília, 2006.	58
Tabela 5 – Valores de p de comparações entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.	59
Tabela 6 – Valores de p de comparações dos gêneros masculino e feminino nas tarefas entre o Grupo Controle e Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.	60
Tabela 7 – Valores de p de comparações entre as faixas etárias do Grupo Controle, (n= 20). Brasília, 2006.	61
Tabela 8 – Valores de p de comparações entre as faixas etárias do Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.	62
Tabela 9 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Controle (n= 20), Brasília, 2006.	64
Tabela 10 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Experimental (n= 20), Brasília, 2006.	67
Tabela 11 – Valores de p da comparação dos parâmetros de equilíbrio entre GC (n= 20) e GE (n=20). Brasília, 2006.	69
Tabela 12 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Controle (n= 20), analisando os fatores posição dos pés e visão. Brasília, 2006.	72
Tabela 13 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Experimental (n= 20), analisando os fatores posição dos pés e visão. Brasília, 2006.	73
Tabela 14 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Controle (n= 20), entre as faixas etárias. Brasília, 2006.	74
Tabela 15 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Experimental (n= 20), entre as faixas etárias. Brasília, 2006.	75

Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Valores médios das tarefas entre os gêneros do Grupo Controle. Brasília, 2006.....	58
Gráfico 2 – Valores médios das tarefas entre os gêneros do Grupo Experimental. Brasília, 2006.....	59
Gráfico 3 – Valores médios do STP (Somatório Total de Pontos) entre os Grupos Controle e Experimental para o gênero masculino e feminino. Brasília, 2006.....	60
Gráfico 4 – Valores do STP (Somatório Total de Pontos) entre as faixas etárias do Grupo Controle. Brasília, 2006.....	61
Gráfico 5 – Valores do STP (Somatório Total de Pontos) entre as faixas etárias do Grupo Experimental. Brasília, 2006.....	62
Gráfico 6 – Classificação em percentual do teste KTK do Grupo Controle. Brasília, 2006.....	63
Gráfico 7 – Classificação em percentual do teste KTK do Grupo Experimental. Brasília, 2006.....	63
Gráfico 8 – Valores médios do parâmetro RDIST [mm] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.	65
Gráfico 9 – Valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.	65
Gráfico 10 – Valores médios do parâmetro AREA-SW [mm ²] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.	66
Gráfico 11 – Valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.	66
Gráfico 12 – Valores médios do parâmetro RDIST [mm] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.....	67
Gráfico 13 – Valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.....	68
Gráfico 14 – Valores médios do parâmetro AREA-SW [mm ²] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.....	68
Gráfico 15 – Valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.....	69

Gráfico 16 – Comparação dos valores médios do parâmetro RDIST [mm] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.	70
Gráfico 17 – Comparação dos valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.	70
Gráfico 18 – Comparação dos valores médios do parâmetro AREA-SW [mm ²] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.	71
Gráfico 19 – Comparação dos valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.	71
Gráfico 20 – Valores das médias da Área de Balanço (AREA-SW) nas comparações entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão, do GC. Brasília, 2006.	73
Gráfico 21 – Valores das médias da Área de Balanço (AREA-SW) nas comparações entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão, do GE. Brasília, 2006.	74
Gráfico 22 – Valores das médias da AREA-SW [mm ²] entre as faixas etárias do protocolo NA (pés naturalmente posicionados olhos abertos) do GC. Brasília, 2006.	75

Lista de Anexos

Anexo 1 – Declaração de Ciência Institucional.	108
Anexo 2 – Ficha Informativa	109
Anexo 3 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	110
Anexo 4 – Protocolo do Teste K.T.K.	111
Anexo 5 – Protocolo de Aquisição de Sinal.....	112
Anexo 6 – Fórmulas Para Cálculo dos Parâmetros do Estabilograma	113
Anexo 7 – Aprovação pelo CEP/FS/UnB.....	115

Resumo

Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva

Objetivos: Descrever o comportamento da coordenação motora corporal e do centro de pressão (COP) quanto ao equilíbrio estático em crianças e comparar os valores médios encontrados entre crianças normais e com deficiência auditiva. Os autores RINE *et al.*, (2004), e GAWRON, *et al.*, (2004) mencionaram que as crianças com perda auditiva neurossensorial (SNHI) apresentaram um progressivo atraso no desenvolvimento motor e prejuízos no controle postural, que não têm sido adequadamente registrado. A investigação desta alteração na organização sensorial do controle postural pode ser mensurada por meio da posturografia. **Métodos:** Trata-se de um estudo analítico transversal. A amostra foi formada por 40 crianças distribuídas igualmente em dois grupos denominados grupo de estudo (GE), sendo 8 do gênero masculino e 12 do gênero feminino com média de idade de $8,88 \pm 1,22$ anos, e grupo controle (GC), sendo 10 do gênero masculino e 10 do gênero feminino com média de idade de $9,34 \pm 1,00$ anos. A coordenação motora foi avaliada através da bateria de testes KTK (Körperkoordination Test für Kinder). A estabilometria foi utilizada em quatro modalidades de protocolos onde avaliamos também o fator base de suporte e a visão. Para tratamento dos dados foi utilizada a estatística de inferência ANOVA (análise de variância) e o teste Kruskal-Wallis. **Resultados:** Em relação à coordenação motora verificou-se que as crianças com SNHI apresentaram valores médios de desempenho motor inferiores aos encontrados em crianças normais da mesma faixa etária e gêneros. Houve elevação estatística significativa dos parâmetros estabilométricos na maioria dos testes em crianças com SNHI em comparação ao grupo controle. Isto mostra que as mesmas apresentaram menor equilíbrio estático, quando comparadas às normais de mesma idade e gêneros. **Conclusões:** Estes resultados apóiam a idéia de que crianças com SNHI apresentaram déficit de organização sensorial e atraso no desenvolvimento motor, que justificam a realização das intervenções e futuros estudos nesta população. Assim, a identificação do déficit na organização sensorial na pré-intervenção, poderá melhorar os valores encontrados nas intervenções relacionadas ao sistema somatosensorial e a visão, sugerindo que esta melhora poderá contribuir para um aumento no nível do desenvolvimento motor. Os resultados deste estudo serão úteis para os pesquisadores e clínicos que usam a mensuração do COP para avaliar a estabilidade postural em crianças.

Palavras-chave: 1. Deficiência Auditiva; 2. Estabilidade Postural; 3. Coordenação Motora; 4. Equilíbrio Estático; 5. Posturografia; 6. Perda Auditiva.

Abstract

Evaluation of Overall Motor Coordination and of the Equilibrium in Subjects with Auditive Deficiency

Objective: To describe the behavior of the corporal motor coordination and the pressure center (COP) as for the static balance in children and to compare the medium values found between normal children and with hearing deficiency. The authors RINE *et al.*, (2004), e GAWRON, *et al.*, (2004) mentioned that the children with sensorineural hearing impairment (SNHI) presented a progressive delay in the motor development and damages in the control postural, which has not been appropriately registered. The investigation of this alteration in the sensorial organization of the postural control can be measured by the posturography.

Methods: This is a transversal analytic study. The sample was formed by 40 children distributed equally in two groups denominated study group (GE), being 8 of the masculine gender and 12 of the feminine gender with average of $8,88 \pm 1,22$ year-old age, and group control (GC), being 10 of the masculine gender and 10 of the feminine gender with average of $9,34 \pm 1,00$ year-old age. The motor coordination was assessed with the KTK tests battery (Körperkoordination Test für Kinder). The postural steadiness was used in four modalities of protocols where we also evaluated the support base factor and the vision. For the data's treatment was used the ANOVA (variance analysis) statistics inference and the Kruskal-Wallis test. **Results:** In relation to motor coordination it was verified that the children with SNHI presented inferior medium values of motor acting to the found for normal children of the same age group and genders. There was statistically significant elevation of stabilogram parameter in almost all the tests in children with SNHI as compared to the control group. This display that the same ones presented smaller static balance, when compared to the normal of same age and genders. **Conclusions:** These results support the idea that children with SNHI presented deficit of sensorial organization and delay in the motor development that justify the accomplishment of the interventions and futures studies in this population. Like this, the identification of the deficit in the sensorial organization in the pre-intervention, can improve the values found in the interventions related to the somatosensorial system and the vision, suggesting that this improvement can contribute to an increase in the level of the motor development. The results of this study will be useful to researchers and clinicians using COP-based measures to evaluate postural steadiness in children.

Key-words: 1. Auditive Deficiency,; 2. Postural Steadiness; 3. Motor Coordination; 4. Static Balance; 5. Posturography; 6. Hearing Impairment.

1. INTRODUÇÃO

1.1. O Problema e sua Importância.

Para GORLA (2003), a coordenação motora global é um componente fundamental para o desenvolvimento das crianças, observa-se ultimamente um crescente interesse pelo seu papel no controle motor durante o desenvolvimento humano, principalmente nos períodos de crescimento.

KREBS (1997), PEREIRA *et al.*, (1997) e GALLAHUE (1998), analisaram variáveis genéticas e ambientais, e destacaram como aspectos fundamentais o estilo de vida dos indivíduos, se eles são normais ou portadores de deficiências, e ainda a oportunidade que estes encontram para experimentar e desenvolver movimentos naturais.

A coordenação corporal entendida como a interação harmoniosa e econômica do sistema músculo-esquelético, do sistema nervoso e do sistema sensorial com o fim de produzir ações motoras precisas e equilibradas e reações rápidas adaptadas à situação, exige: uma adequada medida de força que determina a amplitude e velocidade do movimento; uma adequada seleção dos músculos que influenciam a condução e orientação do movimento; e a capacidade de alternar rapidamente entre tensão e relaxamento musculares (SCHILLING & KIPHARD, 1974).

O equilíbrio é fundamental para a coordenação motora corporal. RASO (1984), menciona que um equilíbrio insuficiente afeta a construção do esquema corporal, trazendo como conseqüência a perda da consciência de certas partes do corpo. Quanto mais precário for o equilíbrio, maior será o gasto energético, e resultará em traços psicológicos de ansiedade e insegurança.

FONSECA (1995), destaca que o equilíbrio é essencial no desenvolvimento psiconeurológico da criança, logo um passo chave para todas as ações coordenadas e intencionais, que no fundo são os alicerces dos processos humanos de aprendizagem. Onde o cérebro, para estar mais apto a aquisições complexas, tem necessidade de transferir as funções motoras mais simples para centros automáticos; daí a repercussão dos problemas posturais em todas as funções da aprendizagem, sejam psicomotoras ou psicolinguísticas.

Desde que nós humanos adotamos a postura ereta bípede, temos sido desafiados pela força de gravidade a manter o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. Quando permanecemos parados, não permanecemos sem movimento – nós oscilamos. Somente quando a habilidade de controlar a postura ereta se deteriora, como nos idosos e em certas patologias, por exemplo, distúrbios do sistema vestibular, derrame e portadores de mal de Parkinson, é que se percebe o quão difícil e crucial esta tarefa é (DUARTE, 2000). Um recente exemplo do esforço para entender o controle postural é o estudo da adaptação à microgravidade realizado pela tripulação de uma missão espacial da NASA (RESCHKE, *et al.*, 1998 e MERGNER & ROSEMEIER, 1998).

Quando solicitados a permanecer parados, os seres humanos não permanecem sem movimento - eles oscilam. Esta oscilação é usualmente registrada por uma plataforma de força, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar esta oscilação é o centro de pressão (COP). Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da projeção do centro de gravidade (COG) sobre a superfície de suporte; o COG indica a posição global do corpo. O deslocamento do COP em curtos intervalos de tempo (menos que um minuto) durante a postura quieta tem sido modelado com sucesso como um processo de *random walk*, interpretando a realização do sistema de controle postural como um processo estocástico em vez de determinístico (COLLINS & DE LUCA, 1993, 1994, 1995b).

Processos de correlação de longo alcance apresentam flutuações de períodos bastante longos como também flutuações de períodos curtos, com a dependência entre dados maior do que a esperada para dados independentes. Este fenômeno tem sido observado em áreas bastante diversas da natureza. Sobre sistemas biológicos e especificamente humanos, tem sido observados os intervalos das passadas do andar humano (HAUSDORFF *et al.*, 1995), cognição humana (GILDEN *et al.*, 1995), intervalos entre movimentos rítmicos de batida (CHEN *et al.*, 1997), variabilidade do batimento cardíaco (PENG *et al.*, 1993b, 1995) e em certas seqüências de DNA (PENG *et al.*, 1993a, 1994).

Lesões e mesmo perda da vida devido a quedas são um freqüente problema para os idosos (PANZER *et al.*, 1995). A manutenção do equilíbrio

durante a postura ereta é uma tarefa complexa desempenhada pelo sistema de controle postural que integra informações do receptor visual, vestibular e somatossensorial, em conjunto com as propriedades passivas do sistema músculo-esquelético. Não obstante, a postura ereta por longos períodos é uma tarefa comum na vida diária. Por exemplo, permanecemos em pé numa fila, ou enquanto conversando com alguém e é comum trabalharmos em pé. Esta forma de postura ereta é caracterizada por repetidas mudanças da posição do corpo, as quais são auto-induzidas e realizadas quase que inconscientemente. Mesmo quando alguém é solicitado a permanecer o mais imóvel possível, seu corpo move continuamente para contrabalançar as pequenas perturbações que agem sobre o corpo.

O sistema de controle postural deve ser capaz de regular o equilíbrio em situações instáveis e ainda permitir a rápida iniciação do movimento. Talvez, a mais óbvia tarefa realizada pelo sistema de controle postural é a manutenção da postura ereta bípede, mas este sistema também atua durante o movimento do andar, por exemplo. Logo, a tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção horizontal do centro de gravidade (COG) do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura (DUARTE, 2000).

Para a regulação do equilíbrio, o sistema necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Para tanto, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano. As propriedades passivas do sistema músculo-esquelético, principalmente a rigidez das estruturas biológicas, também desempenham um importante papel na manutenção do equilíbrio. O controle do equilíbrio postural em uma pessoa é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis em função destes dois fatores anteriores e das condições da pessoa (DUARTE, 2000).

A manutenção do equilíbrio corporal do ser humano é um problema dinâmico e, sua regulação depende da combinação de informações sensoriais obtidas dos sistemas vestibular, proprioceptivo e visual; em situações que produzam alterações na função de um destes sistemas, pode ocorrer comprometimento do equilíbrio (PRIETO, 1996).

Atividades motoras mais específicas e complexas que requerem maior demanda do controle postural, no qual uma variável associada ao equilíbrio postural, o centro de pressão (COP) é mostrada como feedback visual ou auditivo, têm sido aplicadas em avaliação e reabilitação do equilíbrio postural com diferentes graus de sucesso. O mesmo autor, em colaboração com outros pesquisadores, avaliou o rendimento do sistema de controle postural de adultos em uma tarefa dinâmica utilizando-se do recurso de feedback visual do equilíbrio (DANION *et al.*, 1999).

O presente estudo espera contribuir com todos os profissionais da área da saúde, para que por meio da aplicação dos testes de avaliação da coordenação corporal e da estabilidade postural em crianças com deficiência auditiva (D.A.) e não portadores de deficiências, seja possível descrever o perfil destas crianças, para analisar as intervenções adotadas e reavaliá-las periodicamente; acompanhando o processo de crescimento e desenvolvimento dessas crianças, possibilitando assim uma personalização do atendimento prestado, seja na esfera pedagógica ou terapêutica.

1.2. Problema de Estudo

Os valores encontrados nos testes para estudo da coordenação motora e da estabilidade postural apresentarão diferenças estatísticas significativas entre os grupos de crianças avaliadas?

1.3. Objetivo Geral

Descrever o comportamento da coordenação motora corporal e do equilíbrio estático em portadores de deficiência auditiva e para um grupo de crianças normais na faixa etária de 07 a 10 anos de idade de ambos os gêneros.

1.4. Objetivos Específicos

- Determinar as características dos portadores de deficiência auditiva, e dos indivíduos normais quanto à capacidade de coordenação motora global usando como instrumento o protocolo do teste KTK (teste de coordenação corporal para crianças).
- Identificar o perfil dos grupos controle e experimental quanto ao equilíbrio corporal, na postura ereta estática, utilizando a interpretação dos parâmetros do centro de pressão (COP), através da dinamometria – plataforma de forças.
- Aplicar e acompanhar os testes acima, agrupando-os por gênero e faixa etária em ambos os grupos.
- Comparar os resultados das variáveis de coordenação motora global e equilíbrio corporal em relação a idade e ao gênero, em ambos os grupos.
- Investigar o comportamento da visão e da base de suporte durante a postura ereta nos protocolos testados nos grupos de estudo.
- Utilizar este estudo para indicar parâmetros especialmente para as crianças com deficiência auditiva visto que há carência de trabalhos nesta área do conhecimento.

1.5. Hipóteses do Estudo

Crianças com deficiência auditiva apresentam déficit no desempenho motor e menor equilíbrio corporal, em relação aos indivíduos normais. Logo, observam-se diferenças estatisticamente significativas nos testes de coordenação motora e nos parâmetros estabilométricos em crianças portadoras de deficiência auditiva, quando comparados com crianças normais.

1.6. Relevância do Estudo

LAVINSKG (1990) mencionando as afirmações de outros, autores como QUIRINOS (1968) e RAPIN (1974), entre outros destacam que o estudo da função labiríntica assumiu ainda maior interesse quando novas publicações procuraram demonstrar que a ocorrência de um distúrbio labiríntico pode

determinar uma série de conseqüências sobre o desenvolvimento das aptidões motoras, disso resultando um prejuízo no desenvolvimento das habilidades de aprendizado, repercutindo de maneira significativa sobre a evolução das potencialidades intelectuais, da linguagem, da fala, da escrita e da leitura, e com repercussão negativa sobre todo o aprendizado. Com esta pesquisa, enfim, buscou-se contribuir para o melhor conhecimento das características perceptuais e motoras das crianças estudadas no sentido de aplicar uma terapia mais apropriada e oportuna.

RINE *et al.*, (2004) mencionaram que os exercícios de intervenções destinados a aumentar a integração sensorial nas habilidades do controle postural são efetivos para impedirem o progressivo atraso do desenvolvimento motor em crianças com perda auditiva neurossensorial e com disfunções vestibulares.

BESSA & PEREIRA (2002), destacaram que os movimentos aprendidos durante os primeiros seis anos da infância caracterizam a base para as aprendizagens numa fase posterior. As habilidades motoras que a criança adquire numa fase inicial são aperfeiçoadas na idade adulta. Desta forma, se uma criança for pouco estimulada e/ou apresentar deficiência no desenvolvimento motor durante os primeiros seis anos, esta será refletida em sua vida adulta, na qual os movimentos não serão novos, mas sim, o continuar da aprendizagem anterior.

A coordenação motora é uma estrutura psicomotora básica, concretizada pela maturação motora e neurológica da criança e desenvolvida através da sua estimulação psicomotora. As habilidades de coordenação motora e de equilíbrio devem ser avaliadas e desenvolvidas basicamente na infância (BESSA & PEREIRA, 2002).

Para GORLA (2003), a coordenação motora global é uma conduta motora básica, importante na aquisição de inúmeras habilidades no desenvolvimento dos portadores de necessidades especiais, dentre estas se destacam: minimização das dificuldades na realização das atividades de vida diária; facilitação no acesso da criança à escolarização; aquisição de habilidades motoras relacionadas com o contexto do trabalho e da produtividade, transformando-o em um profissional qualificado na execução de várias funções; e o acesso ao lazer através da participação em diversas

atividades comunitárias, possibilitando o indivíduo com deficiência a inserir-se na sociedade, sendo reconhecido mediante suas capacidades.

RINE *et al.*, (2004), citando HORAK *et al.*, (1988) e RINE *et al.*, (2000) mencionaram que a perda auditiva é freqüentemente diagnosticada precocemente na vida. Embora a intervenção inicialmente se destine ao desenvolvimento das habilidades de comunicação introdutórias, um atraso no desenvolvimento motor tem sido relatado nesta população, e não foram adequadamente registrados. Contrariamente, RINE *et al.*(2000); mencionaram que as crianças com perda auditiva neurosensorial (SNHI), tem apresentado atraso no desenvolvimento motor e um déficit no controle postural. Além disso, foi postulado que estes déficits estariam relacionados aos danos concomitantes nas estruturas vestibulares.

ROSE (1994), menciona que durante o processo evolutivo, o homem conquistou a oportunidade de fazer uso dos membros superiores em outras tarefas que não a locomoção, no momento em que se tornou bípede. Em contrapartida, perdeu a estabilidade própria do animal quadrúpede, que durante a locomoção, utiliza, pelo menos, três apoios no solo. Em resposta a essas mudanças, o sistema nervoso central (SNC) precisou desenvolver um grande e complexo controle das tarefas necessárias para a manutenção segura do homem em pé.

Aparentemente simples, a marcha é o resultado da integração perfeita de vários níveis do SNC com o sistema músculo-esquelético. Para se manter equilibrado na posição de pé e durante a marcha, o SNC deve monitorar continuamente as ações de todos os sistemas envolvidos. A marcha pode ser associada a uma contínua perda e recuperação do equilíbrio (CARNEIRO, 1999).

PERES (2000), menciona que o controle da postura depende basicamente da integração entre a organização sensorial, a coordenação motora dos componentes do sistema neurológico e da biomecânica do sistema músculo-esquelético. As informações recebidas pelo SNC e as reações daí decorrentes, em termos de contrações musculares necessárias dependem da acurácia da entrada e da integração de informação nestes sistemas visando estabilizar a postura ou prevenir uma mudança indesejada. Isto ocorre através da escolha de respostas rápidas correspondentes às modificações ambientais

internas e externas requisitadas. Para WOOLEY & ARMSTRONG (1993) o componente motor do controle postural depende das estratégias de movimento evocadas na musculatura das extremidades e do tronco.

Considerando-se que lesões ao Sistema Sensorial, ao Sistema Nervoso Central e ao Sistema Músculo-Esquelético podem afetar o controle postural, é grande o interesse relativo a este assunto. Diversos campos de pesquisa voltam-se para o estudo do equilíbrio, enfocando tanto indivíduos normais quanto portadores de patologias variadas. Medidas de estabilidade postural são úteis na caracterização de mudanças ligadas à idade, doenças neurológicas e traumas (PERES, 2000).

É obrigatório, portanto, recorrer-se aos métodos de avaliação do equilíbrio a fim de investigar os efeitos da reabilitação e de outras intervenções, em diversos campos, com sujeitos adultos e crianças, portadores ou não de deficiências. Através dos diferentes métodos, a análise do equilíbrio tem sido um importante instrumento ao médico e ao terapeuta para avaliar desordens do SNC (PERES, 2000).

Devido à freqüente falta de sistematização em relação às intervenções aplicadas aos indivíduos com necessidades especiais, e particularmente nas crianças com deficiência auditiva, tanto em relação ao planejamento, como na utilização de estratégias e acompanhamento do desenvolvimento neuropsicomotor; visando descrever o perfil da coordenação motora e do equilíbrio postural na aquisição de capacidades funcionais, justifica-se assim, a realização deste estudo.

Também, observando a necessidade de fornecer parâmetros confiáveis para as equipes multiprofissionais acompanharem as intervenções adotadas em relação à coordenação motora e a estabilidade postural nesta população; e ainda devido, a escassez de publicações nesta área do conhecimento; optamos por realizar esta pesquisa em crianças, o que poderá decorrer em ações preventivas junto à esta população.

1.7. Limitação do Estudo

Uma limitação nos estudos sobre a postura ereta humana é que tarefas com a instrução "permaneça o mais imóvel possível" são restritos a poucos minutos devido à fadiga. Ao contrário, permanecer em pé naturalmente, sem

restrições, não é fadigante e pode ser reproduzido no laboratório por uma tarefa de postura ereta durante na qual permite-se que a pessoa faça qualquer movimento sem restrição alguma, exceto o de permanecer dentro da área da plataforma de força. Esta postura ereta é caracterizada por mudanças repetidas da posição do corpo, que são auto-induzidas, realizadas quase que inconscientemente e geralmente não podem ser associadas a uma fonte externa de perturbação (DUARTE, 2000).

1.8. Glossário

Neste trabalho foram adotados os seguintes *constructos*¹:

Centro de Gravidade (COG): pode ser considerado o ponto de aplicação da força peso; todas as partículas do nosso corpo sofrem atração gravitacional em sentido paralelo; a força resultante destas forças de atração é a força peso e o ponto de aplicação da força peso é o centro de gravidade.

Centro de Massa de um Corpo: é um ponto pelo qual, ao ser o corpo atravessado por um plano, o momento de massa de um lado iguala-se ao momento de massa do outro, de forma que ele não tenda a inclinar-se para nenhum lado.

Centro de Pressão (COP): é o ponto de aplicação do vetor força de reação vertical do solo sobre a superfície dos pés. Reflete a orientação dos segmentos do corpo, bem como o seu movimento para manter o centro de gravidade na superfície plantar dos pés.

Equilíbrio Estático: é a capacidade do indivíduo de se manter numa posição estática dentro do polígono de sustentação. Equilíbrio ortostático é manter-se na posição ereta e estática dentro deste mesmo polígono.

Equilíbrio: refere-se à capacidade do indivíduo de manter o centro de gravidade do corpo dentro do polígono de sustentação.

Normal: conforme à norma ou à regra comum; que serve de regra de modelo; exemplar; habitual.

Polígono de Sustentação: é a área fechada pela linha que passa pela borda externa dos pés quando o indivíduo está de pé.

Postura: descreve todas as amplitudes corporais, determinadas pela posição dos segmentos corporais, em relação à gravidade.

Sistema de Controle Postural: pode ser entendido como ação conjunta de todos os sistemas orgânicos envolvidos na manutenção do indivíduo em equilíbrio, seja parado ou durante qualquer atividade, incluindo respostas às interferências externas.

¹ O termo **constructo** é aqui usado conforme a definição de LAKATOS & MARCONI (1994): (...) *constructo é um conceito consciente e deliberadamente inventado ou adotado com um propósito científico* (...) (LAKATOS & MARCONI, 1994, p. 104).

2. REVISÃO DE LITERATURA

O trabalho está organizado por tópicos de pesquisa. Inicialmente é apresentado um subcapítulo sobre a deficiência auditiva. A seguir o tema sobre coordenação motora global é abordado. Uma breve descrição dos fundamentos gerais sobre postura e equilíbrio, aspectos de neurofisiologia, biomecânica e controle motor são apresentados no subcapítulo três.

2.1. Deficiência Auditiva

2.1.1. A Audição

O sistema auditivo é composto por duas partes: uma parte periférica, formada pelo ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno e outra parte central constituída pelas vias do tronco cerebral e centros auditivos no cérebro. O órgão da audição é composto por ouvido externo e médio, que recolhem o som e o transmitem para o ouvido interno. Quando essas ondas incidem sobre a membrana timpânica, esta vibra. A parte central da membrana timpânica está ligada a três alavancas ósseas, os ossículos auditivos, denominados martelo, bigorna e estribo, que conduzem as vibrações para o ouvido interno. O funcionamento do ouvido médio se processa através do funcionamento sincronizado entre a membrana timpânica e a cadeia ossicular (GUYTON & HALL, 1997; BEVILACQUA & MORET, 2005).

O ouvido interno é formado pela cóclea que se relaciona com a audição, e pelo labirinto (canais semicirculares e vestíbulo) que está associado ao equilíbrio corporal. A cóclea é o órgão sensorial que converte o som em sinais neurais. Esse órgão é composto por tubos espiralados, onde o som ressoa por vibrações com alta intensidade. Nos tubos espiralados existe a membrana basilar, que é uma membrana elástica, onde estão situadas as células ciliadas que convertem a energia vibratória de ressonância em impulsos nervosos. A frequência de cada som é determinada pelo local na membrana basilar. Os sons de alta frequência estimulam a base da cóclea e os de baixa frequência estimulam o ápice da cóclea. As fibras nervosas que conectam as células ciliadas ao cérebro possuem orientação espacial, de forma que para cada local que é estimulado, existe um lugar correspondente, que também é

excitado nas diversas áreas do cérebro (BEVILACQUA & FORMIGONI, 1997).

Os canais semicirculares são em número de três e estão ligados entre si. Semelhante ao interior da cóclea, essa estrutura também possui líquido e com uma diferenciação celular responsável pelo equilíbrio. Ao detectar quais canais foram estimulados, o cérebro percebe em que direção a cabeça se moveu. Além disso, o tempo todo o cérebro recebe informações dos olhos, das articulações, dos músculos posturais e dos pés. A soma de todos esses dados fornece uma noção exata da posição do corpo (BEVILACQUA & MORET, 2005).

Os sinais auditivos chegam ao cérebro pelo nervo vestibulococlear (oitavo par craniano), que termina nos núcleos cocleares do tronco encefálico. A partir daí, os sinais são transmitidos pelo núcleo olivar superior e pelo colículo inferior do tronco encefálico, pelo corpo geniculado medial do tálamo e, finalmente, pelo córtex auditivo, situado na porção média da circunvolução superior do lobo temporal. Os centros auditivos do tronco encefálico determinam a direção de onde vêm os sons e, ao mesmo tempo, determinam o direcionamento da cabeça e dos olhos naquele sentido. O córtex auditivo analisa as características tonais e o significado dos sons (GUYTON & HALL, 1997).

Um dos pré-requisitos para o desenvolvimento normal da linguagem é a integridade anatomofisiológica do sistema auditivo, tanto na porção periférica quanto na central. Nos primeiros anos de vida, devido ao processo maturacional do sistema auditivo nervoso central, a criança deve ter experiências auditivas. É importante a detecção das patologias auditivas o mais precocemente possível a fim de prevenir os efeitos da deficiência auditiva na aquisição e no desenvolvimento da linguagem, e também, no desenvolvimento acadêmico, social, cognitivo e emocional da criança (OLIVEIRA, 2000).

De acordo com RUSSO & SANTOS (1994), existe uma relação entre audição e desenvolvimento da linguagem, que torna o diagnóstico da deficiência auditiva de extrema importância. Sabe-se que, se não houver uma estimulação da linguagem durante os primeiros anos de vida, a linguagem da criança apresentar-se-á de forma defasada. Portanto, prevenir a perda auditiva é uma forma de proteger a criança da falta de estimulação auditiva sobre a função da linguagem.

DOWNS & NORTHERN (1991), apresentam uma definição mais ampla de deficiência auditiva na criança: Conceituando perda auditiva em uma criança qualquer grau de audição que reduza a inteligibilidade de uma mensagem de fala a um grau inadequado que a impeça de interpretar ou de aprender de forma adequada. Com esta definição, reconhecemos que não é só a perda auditiva que pode levar uma criança a apresentar problemas de fala, linguagem e de aprendizagem; outros fatores também interferem de forma muito direta, dentre os quais destacam-se: nível e qualidade da estimulação em casa, inteligência, personalidade, condições sócio-econômicas e de saúde.

De acordo com RUSSO & SANTOS (1994), as deficiências auditivas podem ser classificadas basicamente de duas maneiras: quanto à localização da alteração no ouvido e quanto o grau de comprometimento.

2.1.2. Classificação da Deficiência Auditiva

a) Quanto à Localização da Alteração

A classificação da D.A., quanto ao local em que a lesão está situada pode ser: perda auditiva condutiva, perda auditiva neurosensorial e perda auditiva mista.

Deficiência Auditiva Condutiva

É observada quando há qualquer interferência na transmissão do som do conduto auditivo externo e ouvido médio para o ouvido interno. Para LOPES FILHO (1997), problemas no ouvido externo (meato acústico), ou no ouvido médio (membrana timpânica, cadeia ossicular, janelas redonda ou oval ou tuba auditiva) podem impedir as ondas sonoras de alcançar o ouvido interno, de forma adequada.

Segundo NORTHERN & DOWNS (1991), este tipo de D.A. caracteriza-se por perda auditiva para os sons agudos conduzidos pelo ar, enquanto que os sons levados ao ouvido interno por condução óssea do crânio e do osso temporal são ouvidos normalmente.

Deficiência Auditiva Neurosensorial

A alteração está localizada no ouvido interno, envolvendo o órgão de Corti (lesão sensorial), e/ou nas fibras do nervo auditivo. Segundo LOPES FILHO (1997), o aparelho de transmissão do som encontra-se normal, mas há uma alteração na qualidade do som. Este tipo de perda auditiva é geralmente

irreversível.

Deficiência Auditiva Mista

Neste tipo de perda auditiva, há um componente condutivo associado a um neurossensorial.

Deficiência Auditiva Central

Ocorre quando existe uma lesão no tronco cerebral até as regiões subcorticais e córtex cerebral.

b) Quanto ao Grau de Comprometimento

A partir de estudos realizados em indivíduos com a audição normal, foi possível determinar uma média de valores que indicam uma faixa de normalidade para a audição. Considerando que o nível de audição normal de uma criança varia de 0 a 15 dBNA (nível de audição), as alterações auditivas podem obter a seguinte classificação: Perda auditiva leve, quando o limiar tonal está entre 15 e 30 dBNA; perda auditiva moderada, quando o limiar tonal está entre 31 e 60 dBNA; perda auditiva severa, quando o limiar tonal está entre 61 e 90 dBNA e perda auditiva profunda, maior que 91 dBNA (NORTHERN & DOWNS, 1991).

De acordo com RUSSO & SANTOS (1994), as perdas auditivas que se encontram nos limites entre um grau e outro, são denominadas combinando-se os termos, por exemplo: severa/profunda. A deficiência auditiva pode ser classificada também como bilateral, quando acomete ambos os ouvidos.

Para RUSSO & SANTOS (1994), a deficiência auditiva pode ser classificada conforme o momento em que ocorreu, ou seja, antes, durante ou depois do nascimento. Deficiências auditivas congênitas são aquelas que ocorreram antes ou durante o nascimento, e as deficiências auditivas adquiridas são aquelas que ocorreram após o nascimento.

FONSECA (1995), afirma que há entre a linguagem humana e a motricidade humana uma semelhança funcional a que não são estranhas a evolução e a maturação do cérebro. Citando outros autores (PIAGET, 1973; BRUNER, 1974; SLOBIN, 1971; e LURIA & YUDOVICH, 1971), o mesmo autor destaca que no ser humano, a linguagem parte da ação, passa por ela, mas liberta-se e distancia-se dela progressivamente, como vemos na criança. Na evolução da linguagem, constatamos um progressivo distanciamento das condições concretas nas quais ela é produzida ou compreendida e do

comportamento ou da ação que a acompanha, como vemos na sua hierarquia, desde a linguagem gestual imediata à linguagem falada e dessa à linguagem escrita (FONSECA, 1984).

FONSECA (1995), ainda menciona que assim como a motricidade humana (psicomotricidade) é impossível sem um objetivo, sem um fim, que a define como práxis, também o pensamento verbal é impossível sem a linguagem e os seus dispositivos externos, onde estes foram criados no decurso da história social; por isso a organização funcional do cérebro é um produto do desenvolvimento social.

OLIVEIRA (2000), destaca as várias causas de um problema de audição: pré-natais (rubéola, citomegalovírus, toxoplasmose, exposição da mãe a medicamentos ototóxicos, síndromes associadas à deficiência auditiva); perinatais (anóxia, icterícia, hiperbilirrubinemia) e pós-natais (uso de medicamentos ototóxicos, meningite, caxumba, traumas cranianos).

O diagnóstico preciso da etiologia da deficiência auditiva é de grande valia para definirmos a conduta terapêutica a ser tomada, pois o processo de (re) habilitação da criança difere, conforme a perda auditiva e suas características. RUSSO e SANTOS (1994), destacam que para todos os deficientes auditivos, não importa qual seja o grau de sua dificuldade nem o momento em que a perda ocorreu, o importante é que todo um mundo de informações lhes foi bloqueado, cabendo aos profissionais, a família e a sociedade tentarem, por todos os meios, romper os obstáculos para integrá-los à comunidade e trazê-los para um convívio indiscriminado.

2.2. Coordenação Motora Global

Os trabalhos de KIPHARD & SCHILLING (1970), SCHILLING & KIPHARD (1974) e KIPHARD (1976) sobre o desenvolvimento da coordenação e suas insuficiências nas crianças de idade escolar levaram à elaboração de uma bateria de avaliação da capacidade de coordenação corporal. Na sua concepção atual pretende examinar uma função motora básica, a qual desempenha um papel importante no desenvolvimento motor da criança à medida que a idade avança (SCHILLING & KIPHARD, 1974). Após vários estudos empíricos, usando a análise fatorial exploratória como método estatístico de análise de dados, foi identificado um fator designado por

coordenação corporal que continha os quatro testes atuais da bateria KTK (Körperkoordination Test für Kinder - KTK) (SCHILLING & KIPHARD, 1974). Muitos são os autores que definiram a coordenação motora. Alguns dos mais representativos são apresentados seguidamente em ordem cronológica:

LEGIDO (1972), citado por RIVERA *et al.*, (1993): a considera como a organização das sinergias musculares adaptadas a um fim e cujo resultado é o ajuste progressivo a tarefa.

BERNSTEIN (1975), citado por MEINEL & SCHNABEL (1988): define a coordenação do movimento como a eliminação das ações dos movimentos supérfluos do órgão em atividade, o qual se identifica com a organização do controle do sistema motor.

KIPHARD (1976): coordenação é a integração harmoniosa e na medida do possível econômica para os músculos, nervos e sentidos, com o objetivo de realizar ações cinéticas precisas e equilibradas (motricidade voluntária) e reações rápidas e adaptadas à situação (motricidade reflexa).

RIZZO (1977) citado por CAMERINO (2006), comenta que a coordenação motora não só é um elemento básico em uma gama muito variada de práticas esportivas, como também é elemento útil na vida diária, doméstica e profissional, podendo ser melhorada através do treinamento, mas sempre visando uma aplicação específica.

ALVAREZ (1983): capacidade neuromuscular de ajustar com precisão o solicitado e o pensado, de acordo com a imagem estabelecida pela inteligência motora à necessidade do movimento ao gesto desportivo concreto.

HAHN (1984): é a ação conjunta entre o sistema nervoso central e a musculatura esquelética dentro de um movimento determinado, constituindo a direção de uma seqüência de movimentos. Alguns autores consideraram a coordenação motora como um conjunto de capacidades, o que refletiu sobre as atuais definições.

BLUME (1986), citado por MORINO (1991): a capacidade coordenativa é o pressuposto (as possibilidades) da execução motora de um indivíduo, determinadas principalmente pelos processos de controle do movimento, convertendo o movimento em mais ou menos capaz de executar com êxito certas atividades motoras e desportivas.

MEINEL & SCHNABEL (1988): é o ordenamento, a organização de ações motoras ordenadas em direção um objetivo determinado.

CASTAÑER & CAMERINO (1990), citado por MORA (1995): é a capacidade de regular de forma precisa a intervenção do próprio corpo na execução da ação adequada e necessária segundo a idéia motora pré-estabelecida.

GROSSER *et al.*, (1991): globalmente se entende como coordenação motora a organização de todos os processos parciais de um ato motor em função de um objetivo motor pré-estabelecido. Desta organização, há de se enfatizar como um ajuste entre todas as forças produzidas, tanto internas como externas, considerando todos os graus de liberdade do sistema motor e das modificações existentes na situação.

Após extensa revisão CAMERINO (2006), em consenso com TORRES (2000), acordaram que a definição mais completa é a oferecida por GROSSER *et al.*, com complementação das considerações de: CASTAÑER & CAMERINO. Definindo-a da seguinte maneira: A coordenação motora é um conjunto de capacidades que organizam e regulam de forma precisa todos os processos parciais de uma ação motora em função de um objetivo motor pré-estabelecido. Desta organização, há de se enfatizar como um ajuste entre todas as forças produzidas, tanto internas como externas, considerando todos os graus de liberdade do sistema motor e das modificações existentes na situação.

OLIVEIRA (1999), destaca que através da movimentação e da experimentação, a criança procura seu eixo corporal, vai se adaptando e buscando um equilíbrio cada vez melhor. Conseqüentemente, vai coordenando seus movimentos, se conscientizando de seu corpo, e das suas posturas. Desta forma quanto maior o equilíbrio, mais econômico será a atividade da criança e mais coordenadas serão as suas ações. Portanto, ocorrerá um refinamento das sensações e percepções visuais, auditivas, cinestésicas, táteis e proprioceptivas.

A generalidade da investigação relacionada com o desenvolvimento de habilidades e capacidades motoras tem-se preocupado sobretudo em descrever em termos de sexo e idade as diferenças existentes. Na última década tem-se assistido ao estudo das variáveis biossociais como fatores de influência do desenvolvimento e rendimento motor. Um número reduzido de

estudos tem focado os efeitos do ensino no desenvolvimento de capacidades motoras, sobretudo nas capacidades da área coordenativa. Tem-se dado grande importância sobretudo ao estudo da aptidão física enquanto fatores relacionados com a saúde, analisando-se a influência de programas de treino quanto à intensidade, tipo de exercícios e frequência semanal (LOPES & MAIA, 1997).

Para LOPES & MAIA (1997), relativamente aos efeitos da prática e do ensino no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal, ou outras capacidades da área da coordenação, poucos estudos foram realizados (SHEPHARD & LAVALLÉE, 1993). Os autores verificaram em crianças do 1^o ao 5^o grau (seis a 11 anos) que, após seis meses com uma aula de 50 minutos por semana, o grupo experimental obteve melhores resultados que o grupo de controle no teste de coordenação corporal KTK, indicando que a participação em atividades físicas organizadas durante seis meses em apenas uma vez por semana, tem efeitos positivos no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal.

GORLA (2003), menciona a coordenação motora global como uma conduta motora de base, concretizada pela maturação motora e neurológica da criança e que depende da capacidade de equilíbrio postural para que ela aconteça. A coordenação motora global é constituída por componentes específicos importantíssimos, são eles: a coordenação viso-motora e coordenação motora fina.

A coordenação viso-motora é um aspecto particular da coordenação motora global, que se caracteriza sobre a base de um domínio visual associada a um movimento corporal, que vai facilitar para que ocorra uma melhor harmonia e ajustamento entre os gestos executados. É por meio da visão que este indivíduo recebe boa parte das informações do meio ambiente, auxiliando-o na minimização das possíveis dificuldades existentes quanto à realização de atividades de vida diária (FARIAS, 2002).

A coordenação motora fina é específica dos músculos das mãos, pois esta relacionada ao trabalho manual que vai auxiliar o indivíduo ter acesso inicialmente à escolarização, e mais tarde tornando-o um profissional qualificado na execução de diversas funções. Segundo BRANDÃO (1984), a mão é um dos instrumentos mais úteis para a descoberta do mundo, afirmando

que ela é um instrumento de ação a serviço da inteligência.

Portanto, evidencia-se que a coordenação motora global é fundamental no desenvolvimento não apenas do indivíduo normal como também do portador de deficiência auditiva, uma vez que favorece a inserção do mesmo na sociedade, sendo reconhecido por meio de suas capacidades funcionais.

2.3. Equilíbrio

2.3.1. Noções Gerais

DURWARD (2001), define equilíbrio como o estado de um corpo em que as diversas forças da gravidade formam uma cadeia fechada, anulando-se. A habilidade em manter o centro de massa do corpo sobre sua base de suporte com uma oscilação postural mínima (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1988).

PERES (2000), menciona que os conceitos de equilíbrio e estabilidade postural são muito parecidos, sendo que quando nos referimos ao equilíbrio, utilizamos um termo pertencente à Física, enquanto a idéia de postura remete à resposta fisiológica do corpo diante do fenômeno físico da gravidade. O equilíbrio estático pode ser dividido em três tipos: estável, neutro e instável (JONAS & BARKER, 1996).

Lembramos que a definição de postura não se limita somente ao ortostatismo, mas sim à manutenção da posição da pessoa contra a força da gravidade em diferentes configurações do corpo. A definição de STEINDLER (1955) para uma boa postura, também utilizada pelo Comitê de Postura da Academia Americana de Cirurgia Ortopédica (KNOPLICH, 1979), consiste num alinhamento esquelético refinado, com um arranjo relativo das partes do corpo num estado de equilíbrio que protege contra lesão ou deformidade progressiva suas estruturas de apoio. Este alinhamento resulta da relação entre a gravidade, a tensão da musculatura postural e as estruturas passivas, tais como os ossos e ligamentos.

Postura e equilíbrio são fenômenos diferentes. Postura descreve toda a amplitude corporal, e é determinada pela posição dos segmentos corporais. O equilíbrio tem um conteúdo principalmente mecânico estando relacionado com a capacidade do indivíduo em manter a projeção do centro de gravidade dentro do polígono de sustentação (DO *et al.*, 1997).

Equilíbrio dinâmico é definido como a reorientação do corpo depois de ter perdido o equilíbrio em relação à gravidade (TRAVIS, 1945). Ou ainda, como a habilidade de manter seu próprio equilíbrio enquanto troca-se uma posição equilibrada por outra, ou durante a mudança ao longo de uma série de posições sucessivas (BASS, 1939), tais como nas ações de andar, correr e inclinar-se. Durante estas formas de movimento e locomoção, como ao inclinar-se para tentar alcançar um objeto ou andar sobre terrenos irregulares, todos os reflexos posturais são direcionados para manter o equilíbrio. Em resumo, entendemos por equilíbrio estático aquele relacionado à capacidade de manter-se em determinada posição, enquanto o dinâmico refere-se à capacidade de controlar o equilíbrio ao longo de uma seqüência de mudanças de posição ou postura (PERES, 2000).

A postura ereta não é uma postura estática, trata-se de um evento dinâmico, ou seja, o corpo está continuamente realizando pequenos movimentos, mesmo quando se tenta mantê-lo parado. Assim, a manutenção da postura ereta produz movimentos corporais involuntários, reconhecidos como oscilações posturais, que resultam de mecanismos neuromusculares corretivos atuando para preservar o equilíbrio. A avaliação do equilíbrio é amparada na suposição de que oscilações posturais aumentadas estão associadas a um maior esforço para manter o equilíbrio (HASAN, *et al.*, 1997).

As teorias de controle motor preconizam que a manutenção deste equilíbrio neuro-motor depende da atuação de vários sistemas que se integram por mecanismos de feedback, cujos principais são: Sistema Sensorial (visual, cutâneo, proprioceptivo, também chamado de somatosensorial); Sistema Vestibular, faz com que a pessoa seja informada da necessidade de promover uma reação para manter o controle, ou que se altere uma ação de equilíbrio, durante uma tarefa motora; Sistema Motor, cria o movimento e mantém a postura; Sistema Biomecânico, inclui a estrutura dos ossos e das articulações, onde se dão os movimentos e os músculos que criam os torques de movimento (PERES, 2000).

Pela avaliação do equilíbrio postural, na postura ereta, obtém-se uma medida da eficiência mecânica do sentido cinestésico, do equilíbrio muscular e da coordenação neuromuscular do corpo (LUTTGENS, *et al.*, 1992).

A integridade do sistema de controle postural pode ser avaliada através de testes de posturografia estática ou dinâmica. Desta forma, o equilíbrio postural é geralmente caracterizado por medidas baseadas no deslocamento do COP nas direções AP e ML (PRIETO, 1996).

O desenvolvimento tecnológico da construção de plataformas de força e a grande sofisticação do processamento de sinais levaram ao uso corrente deste instrumento para quantificar a oscilação postural contínua do corpo na postura de pé. Estas têm sido usadas para examinar sujeitos sem deficiência e populações portadoras de limitações diversas devido à doença ou à lesão. SILVA (1997), destacou que o estudo do equilíbrio postural e seu controle têm sido amplamente referidos em diversas áreas: como médica, desportiva e biomecânica. O equilíbrio é quase sempre caracterizado por oscilações corporais, podendo ser aferido por diversos métodos.

A estabilometria tem sido utilizada nas áreas de avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo. A estabilometria tem sido também aplicada em método terapêutico chamado "*Postural Sway Biofeedback*". Devido à possibilidade de amostragem do sinal em tempo real, o indivíduo pode observar, em uma tela de vídeo, o deslocamento do próprio COP, sendo orientado a controlar o equilíbrio. SHUMWAY-COOK *et al.* (1988), relataram efetividade da técnica, após uso no treinamento de equilíbrio de pacientes hemiplégicos.

Movimentos direcionados com o *feedback* visual da posição do COP são um procedimento comum na reabilitação de pacientes com deterioração do equilíbrio postural (HAMMAN *et al.*, 1992; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1988).

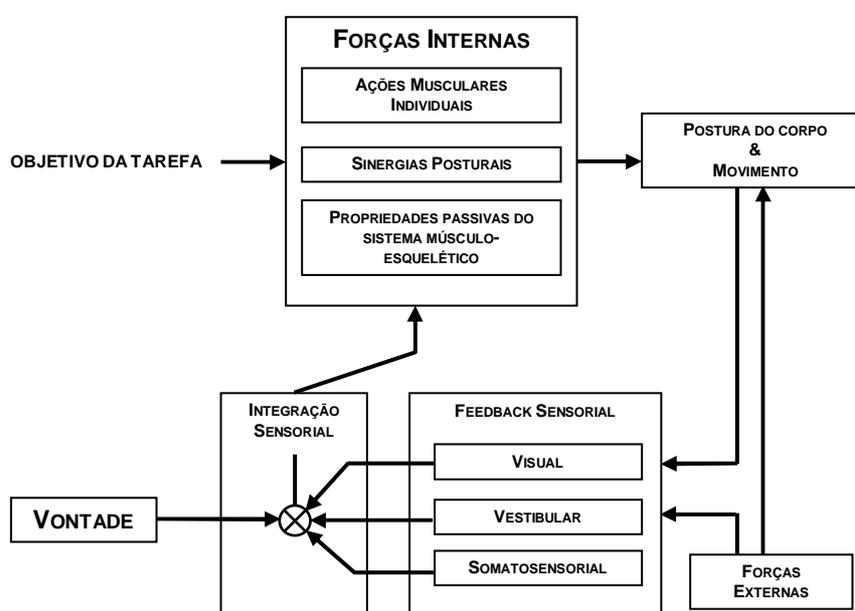
2.3.2. Controle Postural

Sob o ponto de vista de sua aplicação fisiológica, o equilíbrio consiste na resposta biomecânica do sistema músculo-esquelético quando o indivíduo acha-se de pé, sentado, deambulando ou executando algum outro movimento (Medline, THESAURUS, 1998).

O controle do equilíbrio, tanto estático quanto dinâmico é considerado uma habilidade motora fundamental, pois constitui um pré-requisito para iniciar-se qualquer movimento. É interessante, portanto, revisar os principais mecanismos que atuam no desempenho destas funções.

Para o cumprimento da regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Para tanto, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (ROTHWELI, 1994). Um diagrama conceitual deste sistema de controle postural pode ser visto na Figura 1.

Figura 1 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural



Fonte: Adaptado de Duarte 2000.

Os sistemas sensoriais são representados num circuito de *feedback*; a integração sensorial destas diferentes informações pode ser afetada por um desejo consciente (vontade) de colocar um menor ou maior ganho em uma das fontes sensoriais, por exemplo. Mecanismos de *feedforward*, como, por exemplo, ajustes posturais antecipatórios, são representados por sinergias posturais. Outras sinergias posturais possíveis são as estratégias de controle postural, as quais são geralmente afetadas pelo circuito de *feedback* (DUARTE, 2000).

A principal função do sistema de controle postural é a manutenção do centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte através da integração das informações dos sistemas sensoriais e ação dos músculos para minimizar as oscilações (BARAÚNA, 1997; PRIETO, 1996).

A manutenção do equilíbrio estático humano na postura ereta é uma habilidade motora dinâmica que requer, integridade das vias aferentes na transmissão de informações que, posteriormente integradas no SNC, voltam pelas vias eferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitacionais (PRIETO, 1996).

O mesmo autor menciona que a tarefa do sistema de controle postural é, essencialmente, manter uma série de contrações musculares que produzem momentos de força sobre as articulações para contrapor a ação da gravidade. Esta manutenção do equilíbrio é uma tarefa complexa, requerendo maturação do sistema de controle postural.

A regulação do equilíbrio na posição ortostática é uma tarefa complexa que envolve vários sistemas. O SNC recebe as informações sensoriais dos sistemas vestibular, visual e proprioceptivo, fazendo então as alterações necessárias para manutenção do equilíbrio (ERA, 1996).

a) Sistemas Sensoriais

Não faz parte do escopo deste trabalho realizar uma revisão sobre os sistemas visual, vestibular e somatossensorial no corpo humano. A intenção é identificar estas estruturas e seu papel no controle postural (KANDEL *et al.*, 1991; ROTHWELL, 1994). O sistema visual fornece informações sobre a posição e movimento de um objeto no espaço (exterocepção) e a posição e movimento dos membros relativo ao ambiente e ao resto do corpo (propriocepção visual) por meio dos olhos. É o sistema sensorial que o corpo mais confia nas tarefas de manutenção da postura e de movimento (LATASH, 1997) mas, seu papel na manutenção da postura ereta quieta é bastante reduzido. Entre os *feedbacks* dos três sistemas sensoriais, os reflexos gerados pelo *feedback* visual são os mais lentos. Desde o clássico trabalho de *Romberg*, diversos estudos têm mostrado um aumento da oscilação do corpo em função da ausência de informação visual. No entanto, é conhecido que as pessoas podem apresentar um maior ou menor grau de dependência da

informação visual para o controle postural (COLLINS & DE LUCA, 1995a; CRÉMIEUX & MESURE, 1994).

A visão participa por meio do sistema oculomotor, em conjunto com o sistema vestibular, influenciando principalmente motoneurônios da musculatura do pescoço, provocando movimentos associados da cabeça com os desvios ópticos. O sistema visual fornece informações sobre o ambiente, para integração com os demais sistemas (GUYTON & HALL, 1997).

O sistema sensitivo processa os sinais proprioceptivos provenientes de receptores especializados localizados nos músculos, tendões, estruturas periarticulares e pele, informando a posição articular, o comprimento do músculo e o grau de contração muscular. Estas informações são integradas na medula espinhal e no tronco cerebral, retomando aos motoneurônios localizados no corno anterior da medula para regulação do sistema pela contração da musculatura esquelética de tronco e membros inferiores. Sensações de pressão provenientes da planta dos pés podem informar se o peso está igualmente distribuído entre os dois pés e se o peso está mais para frente ou para trás (GUYTON & HALL, 1997).

O sistema somatossensorial fornece informações sobre a posição do corpo no espaço relativo à superfície de suporte, informações da posição e velocidade relativa entre os segmentos do corpo e informações sobre as pressões agindo na interface segmento/base de suporte. O sistema de *feedback* somatossensorial é o mais efetivo para perturbações rápidas. Evidências clínicas sugerem que com o envelhecimento, este mecanismo de *feedback* torna-se mais importante na escolha das estratégias posturais (WOOLACOTT & SHUMWAY-COOK, 1990). Os sensores deste sistema compreendem proprioceptores musculares (Órgão Tendinoso de Golgi e fusos musculares) e articulares e mecanoreceptores cutâneos.

O sistema vestibular é um dos mais antigos na escala filogenética, e seu funcionamento basicamente não depende da participação do córtex cerebral. O sistema apresenta como entrada os receptores do labirinto, que funcionam como transdutores de posição e aceleração e, como saída, faz interface com motoneurônios, principalmente da musculatura da região cervical, para regulação da posição da cabeça (BERNI *et al.*, 1998, GUYTON & HALL, 1997; KANDEL, 1991).

O sistema vestibular fornece informações sobre a posição e movimento da cabeça em respeito à força da gravidade e forças inerciais. O sistema vestibular tem dois tipos de receptores que sentem diferentes aspectos da orientação e movimento da cabeça. Os receptores que detectam acelerações angulares são os canais semicirculares preenchidos com fluido. Certas regiões destes canais têm células sensoriais ciliares. Quando a cabeça roda, a inércia do fluido move estas células ciliares e causa a liberação de um neurotransmissor. Os canais semicirculares são particularmente efetivos na detecção de rápidas acelerações. Os receptores que detectam acelerações lineares são o utrículo e a sáculo. Na parede interna destas estruturas há uma região chamada mácula com células ciliares. Estas células projetam-se em uma membrana gelatinosa, o otólito. O movimento linear desta membrana gelatinosa provoca uma inclinação das células ciliares causando a liberação de um neurotransmissor (DUARTE, 2000).

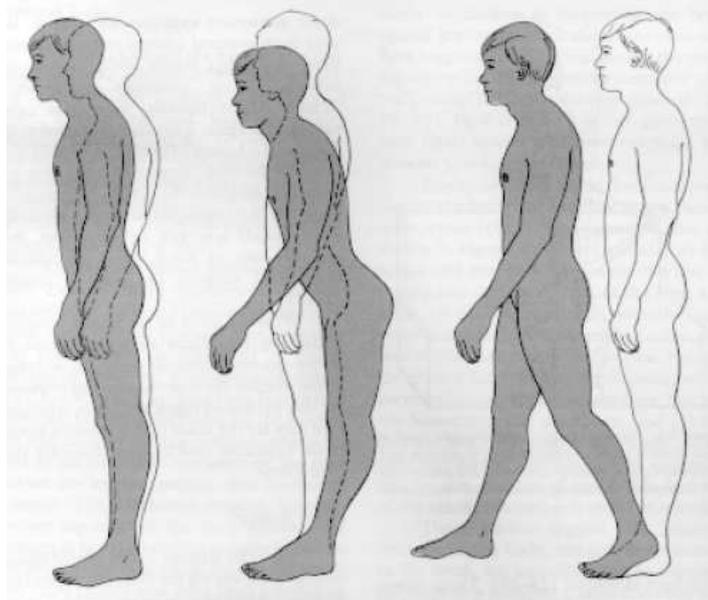
A estabilidade postural depende da habilidade do SNC em integrar estas informações sensoriais dos diferentes sistemas, selecionando a melhor estratégia para regulação (KUO, 1995; WOOLEY *et al.*, 1993). Estímulos periféricos originados do labirinto, da visão e de somatorreceptores alcançam o SNC e são integrados, principalmente, ao nível do cerebelo, que emite estímulos de resposta para o tronco cerebral e córtex motor, os quais desencadeiam uma série de respostas, envolvendo a contração muscular e a movimentação ocular para regulação do equilíbrio (OLIVEIRA, 1996).

b) Sinergias Posturais

Estratégias de manutenção do equilíbrio

Tem sido reportado que durante a manutenção da postura ereta em resposta a perturbações ou durante deslocamentos voluntários do centro de gravidade, as estratégias de movimento e padrões de atividade muscular podem ser organizados em estratégia do quadril, do tornozelo e do passo (NASHNER & MCCOLLUM, 1985), como na Figura 2. Durante a tarefa de manutenção da postura ereta em situação normal, são observados padrões de movimento articular que envolvem uma combinação destas diferentes estratégias ao mesmo tempo. Apesar deste fator, o entendimento do processo de controle postural através destas estratégias é interessante e útil, por decompor movimentos complexos em estruturas mais simples.

Figura 2- Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo.



Fonte: Shummway-Cook & Woollacott, 1995.

A mecânica da postura ereta semi-estática pode ser modelada por um pêndulo invertido onde os torques no tornozelo e no quadril e as forças horizontais na interface pés-solo atuam na restauração do equilíbrio. Para a manutenção deste equilíbrio instável, o objetivo primário é manter a projeção do centro de gravidade (COG) sobre a superfície de suporte, conhecida como linha de gravidade (GL, *gravity line*), dentro dos limites de estabilidade (LOS, *limits of stability*) definidos pelos pés. Para a realização desta tarefa, o sistema de controle postural utiliza a variável COP para controlar a posição do COG (DUARTE, 2000).

O mesmo princípio, utilizado na manutenção da marcha de executar movimentos com gasto mínimo de energia e da maneira mais segura para o organismo, é também adotado pelo sistema de controle do equilíbrio. Baseado neste princípio, o SNC adota estratégias de controle que envolve principalmente as articulações do quadril e do tornozelo e fibras musculares de contração rápida (BARAÚNA, 1997; HAGEMAN, 1995).

Ajustes postural antecipatório

Os ajustes posturais antecipatórios (APA) são ações pré-programadas, dessa forma são ajustes superestimados ou subestimados mas que buscam

prever a magnitude da perturbação, necessariamente iniciados voluntariamente e desencadeados centralmente (LATASH, 1997). São funções dos APA (MASSION, 1998): minimizar as perturbações posturais, em termos de equilíbrio ou de orientação postural; a preparação postural para o movimento, como indicado pelo deslocamento do COG antes de um movimento da perna para início da marcha; ajudar a realização do movimento em termos de velocidade ou força, e desenvolver momentos de inércia que se opõem aos momentos intersegmentares, que podem criar instabilidades ao movimento.

c) Centro de Gravidade e Centro de Pressão

Para DUARTE (2000), durante a postura ereta bípede quieta em pessoas normais, ainda que os limites de estabilidade (LOS) definam uma base de estabilidade da ordem de algumas centenas de centímetros quadrados, as áreas cobertas pela linha da gravidade (GL) e pelo deslocamento do centro de pressão (COP) são cerca de cem vezes menores. Esta grande diferença evidencia que o corpo humano procura o estado de menor oscilação possível, o que apresenta duas vantagens diretas. A primeira é que, mantendo-se o corpo o mais próximo da vertical, menores torques restaurativos são necessários, o que implica em menor gasto energético.

A segunda vantagem é que, mantendo-se a projeção do centro de gravidade (COG) longe dos limites de estabilidade (LOS), a recuperação do equilíbrio após uma perturbação é mais eficaz. Os LOS reais são menores que os definidos pela superfície delimitada pelos pés porque o corpo humano é incapacitado de gerar certos níveis de torque necessários para restaurar o equilíbrio numa região próxima dos LOS para grandes velocidades de oscilação do corpo (PAI & PATTON, 1997). Essa vantagem apontada indicaria para uma outra teoria de controle do equilíbrio postural: o sistema de controle postural controlaria a distância do centro de pressão (COP) ao LOS, de modo a maximizar o tempo para o contato do COP com o LOS (SLOBOUNOV *et al.*, 1997).

O LOS na direção ântero-posterior é assimétrico em relação à articulação do tornozelo: é maior na parte anterior dos pés do que na parte posterior; o corpo humano durante a postura ereta quieta alinha-se na vertical com uma inclinação média de 4° para frente fazendo com que a posição horizontal média do COG esteja a cerca de 5 cm a frente do tornozelo. A

máxima capacidade de oscilação do corpo também é influenciada por esta simetria na direção ântero-posterior: quando exploravam o LOS, as pessoas deslocam-se em média duas vezes mais para frente do que para trás em relação à posição média de equilíbrio (DANION *et al.*, 1999).

DUARTE (2000), comenta que o centro de pressão (COP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte, e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade. Há uma certa confusão com a utilização das grandezas COG e COP no estudo do controle postural (WINTER, 1990; KING & ZATSIORSKY, 1997). O centro de gravidade (COG) é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, se move como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto e é um conceito análogo ao centro de massa. Ele pode ser calculado a partir da média ponderada dos COG de cada segmento do corpo em uma dada posição (instante). A posição do COG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos (GOLDSTEIN, 1980; WINTER, 1990).

O COP também é uma medida de deslocamento e é dependente do COG. Ele expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo em uma plataforma de força. Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao chão (WINTER, 1990). Por conseguinte, a oscilação do COG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo, e a grandeza COP é na verdade a resposta neuromuscular ao balanço do COG. As diferenças entre o COG e o COP são devidas a efeitos dinâmicos e quanto menor as frequências de oscilação do corpo, menores serão as características dinâmicas na posição de equilíbrio.

Quanto à maturação do sistema de controle do equilíbrio em crianças, SAKAGUCHI *et al.*, (1994) afirmaram que, embora apenas fragmentos das bases neurofisiológicas sobre o desenvolvimento do controle do equilíbrio em crianças sejam conhecidos, as evidências disponíveis sugerem que o sistema vestibular inicia suas funções logo após o nascimento, mas que as principais mudanças no desenvolvimento do controle neural do equilíbrio e da marcha

ocorrem nos primeiros 5 a 7 anos de vida. Na puberdade, a criança passa por várias alterações hormonais sendo que aproximadamente aos 11 anos de idade, está em fase de transição de uma evolução egocêntrica da performance para uma mais externa, quando a performance motora passa a ser mais influenciada por estímulo externo (GLICK, 1984).

OLIVIER *et al.*, (2004), encontraram resultados mostrando que: as magnitudes do COP, diminuíram não monotonicamente com a idade, com um máximo aos 8 anos de idade, considerando que a velocidade do COP diminuiu linearmente dos 6 aos 10 anos de idade, e que com o passar do tempo, ambos os parâmetros diminuíram e estabilizaram, semelhantemente para todas as idades do grupo, sugerindo que os processos relacionados à manutenção de uma ótima estabilidade postural estão pelo menos maduros aos 6 anos de idade.

O desenvolvimento do controle do equilíbrio em humanos durante a vida tem produzido interesse significativo. Mais especificamente, o período de 6 a 10 anos de idade, o qual forneceu várias observações. Crianças até 10 anos de idade são menos eficientes do que os adultos no controle do equilíbrio estático ou dinâmico. Porém, a melhora do controle postural durante a infância é caracterizada por um decréscimo na magnitude e na frequência do balanço postural. Além disso, vários estudos informaram uma taxa não linear da melhora do controle do equilíbrio estático caracterizada por mudanças nas estratégias do controle postural que acontecem por volta dos 7 a 8 anos de idade. Realmente, é por volta da idade de 7 a 8 anos que as estratégias de controle de equilíbrio de um adulto começam a surgir, caracterizadas pela coordenação da cabeça com o tronco. Esta melhora não monótona tem sido explicada através de duas principais mudanças no desenvolvimento: um refinamento da localização e do nível de atividade do músculo; e uma mudança na estratégia ou modo do controle do balanço (OLIVIER *et al.*, 2004).

Outro tema importante que merece ser discutido é o esquema corporal, porque ele está intimamente associado ao equilíbrio. Ele é descrito como a percepção espacial periférica do nosso corpo, esquematicamente consciente, estruturada e moldada plasticamente, constituída a partir da informação sensorial prévia e atual (RODRIGUES, 1997).

A maturação do esquema corporal é um tema controverso. Alguns autores relatam que a criança de um ano de idade já o apresenta aperfeiçoado e completo (BARAÚNA, 1997). Entretanto RODRIGUES (1997), afirma que são as experiências e as relações da criança com o seu meio, que a conduzem à sua elaboração com a forma que o conhecemos no adulto, ressaltando que ele se estabelece por volta dos 12 anos de idade, embora seja uma fonte de construção e reconstrução que acompanha a experiência existencial do indivíduo. Portanto, o grau de maturação do esquema corporal é um fator que pode influenciar no equilíbrio das crianças.

Vários outros fatores podem influenciar a estabilidade postural. Disfunções de uma ou mais partes do sistema de controle como, por exemplo: intoxicação, mal de Parkinson e fadiga muscular, afetam diretamente o equilíbrio.

Pesquisas têm mostrado que fatores como idade, sexo, altura, peso, tamanho do pé, motivação e concentração podem também produzir alterações mas, há controvérsias na literatura em relação a estes fatores.

BAKER *et al.*, (1998), pesquisaram o equilíbrio estático em crianças com idade de 1 a 12 anos e, segundo seus resultados, concluem que a idade, altura, peso e tamanho do pé estão significativamente correlacionados com o equilíbrio postural.

ALLUM *et al.*, (1998) e ERA *et al.*, (1996) mencionaram que as alterações fisiológicas que acontecem com a idade são de natureza diversa. A diminuição da propriocepção dos membros inferiores; a deficiência dos sistemas visual e vestibular; e a habilidade de resposta através do sistema neuromotor, pela redução da velocidade de condução nervosa e pela diminuição de fibras musculares de contração rápida.

PANZER *et al.*, (1995) e HANGEMAN *et al.*, (1995) monitorando o COP, constataram que com os olhos fechados houve aumento do deslocamento do centro de pressão, no eixo antero-posterior, sem aumento correspondente do deslocamento do COG. No primeiro estudo observaram mais movimento médio lateral em mulheres do que em homens não associando maior instabilidade nas mulheres; já no outro estudo não detectaram diferença significativa entre os gêneros.

2.3.3. Métodos de Mensuração do Equilíbrio

MURRAY (1975) classifica os métodos de avaliação da postura ortostática em três grupos: a) mensuração do movimento do centro de pressão, b) mensuração da atividade muscular responsável pela manutenção da postural e c) mensuração do deslocamento do segmento corporal durante a posição ortostática.

Segundo DUARTE (2000), uma grande variedade de modelos e métodos matemáticos tem sido empregados para analisar os dados estabilográficos (para uma revisão, ver PRIETO *et al.*, 1993; HUFSCHEMIDT *et al.*, 1980; WINTER *et al.*, 1990). Dentre estes métodos, podemos destacar:

1. Parâmetros de estatística simples (MURRAY *et al.*, 1975; PAULUS *et al.*, 1984);
2. Variações e áreas de migração do COP (HASAN *et al.*, 1990; RIACH & STARKES, 1993; STARKES *et al.*, 1992; SLOBOUNOV & NEWELL, 1994);
3. Velocidade de migração do COP (HASAN *et al.*, 1990; STARKES *et al.*, 1992; RIACH & STARKES, 1994);
4. Comprimento do caminho viajado pelo COP (NORRE *et al.*, 1987a, b);
5. Funções de transferência (PEETERS *et al.*, 1985);
6. Características espectrais (YONEDA & TOKUMASU, 1986; WILLIAMS *et al.*, 1997);
7. Análises de autocorrelação e autoregressão (BRÄUER AND SEIDEL, 1981; TAKATA *et al.*, 1983a, b; TOKUMASU *et al.*, 1983);
8. Medidas de tempo-até-contato (RICCIO, 1993; SLOBOUNOV *et al.*, 1997);
9. Análise espectral evolucionária (SCHUMANN *et al.*, 1995);
10. Dimensões fractais (FIRSOV & ROSENBLUM, 1990; PRIETO *et al.*, 1992);
11. Análise no plano de fases (RYLEY *et al.*, 1995);
12. Coeficientes de Grassberger-Procaccia para estudo da dimensionalidade de processos caóticos (COLLINS & DE LUCA, 1993, 1994; NEWELL *et al.*, 1993) e
13. Análise de difusão do estabilograma (ROY *et al.*, 1987; COLLINS & DE LUCA, 1995a,b; RILEY *et al.*, 1997, NEWELL *et al.*, 1997; LAUK *et al.*, 1998).

Uma grande variedade de métodos tem sido empregados para analisar

os dados estabilográficos., entretanto, todos são baseados numa idéia comum: que a migração do COP é não estruturada. Em conjunto à trajetória do COP, a trajetória do COG também tem sido utilizada na análise da postura humana. A seguir, são descritas as características destas duas trajetórias.

A medição do COP durante a postura ereta não perturbada, também chamada estabilografia estática, tem sido um objeto de intensa pesquisa nas últimas seis décadas (NASHNER, 1981; WINTER *et al.*, 1990; COLLINS & DE LUCA, 1993).

Comumente em estudos de posturografia estática, os sujeitos são solicitados a ficarem quietos em pé por um período de 20 a 90 s (para uma revisão, ver KAPTEYN *et al.*, 1983 e PRIETO *et al.*, 1993). No entanto, durante atividades da vida diária, as pessoas geralmente não ficam em pé quietas. Prévios estudos sobre postura ereta de longa duração realizados com a instrução "permaneça o mais imóvel possível" pesquisaram principalmente as reações fisiológicas do corpo a esta tarefa (RYS & KONZ, 1994).

Na posturografia dinâmica, uma perturbação é aplicada e a resposta do sujeito a esta perturbação é estudada (JOHANSSON & MAGNUSSON 1991). Uma comparação e aplicações da posturografia estática e dinâmica são discutidas por BALOH *et al.* (1994), FURMAN *et al.* (1993), HORAK (1997). Nem posturografia estática ou dinâmica parecem ser apropriadas para descrever a postura ereta natural, já que a primeira não permite mudanças posturais e a última utiliza perturbações externas conhecidas. Em adição, nenhum dos métodos quantifica as mudanças posturais durante a postura ereta irrestrita. Poucos estudos têm se preocupado com uma análise posturográfica da postura ereta irrestrita (DUARTE, 2000).

Estudos relativos à quantificação dos mecanismos responsáveis pelo equilíbrio, após distúrbios externos, originaram a posturografia dinâmica. Em outras palavras, esta refere-se aos métodos que medem a performance do sistema de controle postural quando este responde a uma perturbação do ambiente. Os agentes externos geradores de desequilíbrio evoluíram desde pequenos empurrões até plataformas que se inclinam ou vibram de maneira programada (OLIVEIRA, 1993; VOORHEES, 1991; MIRKA, 1990).

Ainda que mais de 100 anos se passaram desde que Romberg criou seu teste estático para medir a habilidade de manter a postura ereta, somente

nas últimas décadas a quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal tem sido implementada. O estudo do equilíbrio, através da dinamometria, permite a análise do equilíbrio por meio das componentes da força resultante de reação do solo e pelas coordenadas do ponto de aplicação desta força, calculados a cada instante. Diversos autores, dentre eles (PRIETO, 1996 e MYKEBUST, 1995) concordam que o movimento do COP e a sua variabilidade são medidas de estabilidade freqüentemente utilizadas, apesar de não revelarem a complexidade do sistema de controle postural.

OLIVEIRA (1993), PRIETO (1996) e CARNEIRO (2000), destacam que as técnicas dinamométricas, servem, concomitantemente ao estudo da marcha e do equilíbrio, e baseia-se em registros realizados por plataforma de forças acopladas a um sistema computadorizado. As grandes diferenças entre as técnicas existentes resumem-se ao tipo de transdutor utilizado pela plataforma, que podem ser do tipo piezoelétrico ou *strain-gauges*. Em ambos os sistemas, o sinal mecânico é transformado em sinal elétrico. Ao registrar quantitativamente oscilações posturais, trata-se de mais um método de avaliação do desempenho do sistema de controle postural em ortostatismo, com fins diagnósticos (PERES, 2000).

Com o avanço dos recursos da informática e da eletrônica digital, hoje a estabilometria permite a avaliação do equilíbrio em tempo real com alto grau de precisão e reprodutibilidade. Portanto, embora seja utilizada como método de pesquisa, o caráter aplicativo desta técnica na clínica vem se expandindo em diversas instituições do mundo. Deste modo, esta técnica oferece algumas vantagens, pelo fato de ser padronizada e fornecer valores precisos, sendo excelente para a mensuração do equilíbrio estável em sujeitos de pé (PERES, 2000).

2.3.4. Protocolos de Equilíbrio

Há divergência entre os pesquisadores sobre o tempo de aquisição, que varia de alguns segundos até dois minutos, o tipo de apoio, com um ou com dois pés, a forma como devem ser mantidos os olhos, se fechados ou abertos e a posição dos pés, se restritos ou posicionados naturalmente na plataforma (ERA, 1996).

Apesar de não haver um protocolo definido, sobre a enorme variedade dos protocolos utilizados para os testes de estabilometria, observa-se porém, um consenso sobre os seguintes aspectos do exame: o ambiente deve ser silencioso, o indivíduo deve estar com os pés descalços, os membros superiores devem estar relaxados ao longo do corpo e o indivíduo testado deve permanecer nesta postura durante o tempo de registro dos sinais. Entretanto, outros parâmetros do protocolo são motivo de controvérsias, como:

Quanto à duração do teste a literatura apresenta trabalhos que utilizam valores variando desde poucos segundos a alguns minutos. A literatura descreve trabalhos que utilizam valores variados sobre a duração do intervalo entre os testes, mas, a maioria tem usado um valor médio de pelo menos dois minutos (OLIVEIRA, 1996; PRIETO, 1996). ONDENRICK (1984), usa 15 segundos, justificando que em crianças o tempo não deve ser longo devido à dificuldade de concentração, e BAKER (1998), utiliza 10 segundos em estudo também realizado com crianças.

A literatura apresenta variados tipos de bases de suporte: posicionamento, espaçamento entre os pés e teste com apenas um pé nos exames estabilométricos, sendo os mais comuns: com os pés unidos, normalmente afastados (livre escolha do indivíduo), em ângulo de 30 graus, em ângulo de 45 graus e com apoio simples (um dos pés).

OLIVEIRA (1996), demonstrou que as variações na posição dos pés afetam o resultado dos parâmetros temporais, recomendando que esta variável deva ser controlada quando o objetivo do estudo for analisar o efeito de uma condição ou fator no equilíbrio. UIMONEN *et al.*, (1992) relataram que a padronização da posição dos pés na posturografia não é crucial, desde que os calcanhares sejam mantidos juntos, podendo o indivíduo escolher o melhor ângulo de abertura entre os pés.

Quanto à participação da visão a maioria dos trabalhos da literatura utiliza o protocolo do teste de Romberg, aplicando o exame com o indivíduo com olhos abertos e olhos fechados, avaliando a ação do sistema visual no equilíbrio (OLIVEIRA, 1996; PANZER, 1995; PRIETO, 1996; SAKAGUCHI, 1994).

A estabilometria pode ser realizada com o indivíduo em diversas situações de teste, como por exemplo, com os pés em variadas posições ou

com olhos abertos ou fechados. A seqüência da realização da estabilometria tem sido objeto de estudo. Alguns autores sugerem que esta seqüência precisa ser alterada entre os sujeitos participantes de uma pesquisa, buscando minimizar o efeito de aprendizado pela série, (GOLDIE, 1992) ou, como sugerem outros, a etapa de teste estabilometria deve ser realizada sempre na mesma seqüência, partindo de uma posição mais estável (com ambos os pés, por exemplo) para uma menos estável (apoiando apenas em um pé).

Encontramos na literatura uma extensa variação quanto à freqüência de amostragem de conversão analógico-digital. Entretanto, RIACH *et al.*, (1987) afirmaram que a principal componente de freqüência, tanto em crianças quanto em adultos normais, está concentrada abaixo de 0,8 Hz. Logo, segundo o teorema da amostragem, uma freqüência de pelo menos 50 Hz já seria adequada para a amostragem desse tipo de sinal. A maioria dos trabalhos utiliza filtros do tipo passa baixa com freqüência de corte igual ou inferior a 20 Hz para filtragem do sinal estabilométrico (GOLDIE 1992, RIACH *et al.*, 1987).

No exame estabilométrico podem ser avaliadas as oscilações dos seguintes parâmetros: Centro de Massa, Centro de Gravidade, Força de Reação ao Solo e Centro de Pressão. Destes, o mais utilizado é o centro de pressão (COP). A escolha do método depende dos objetivos da pesquisa. Entretanto, para avaliação estática, a maioria usa as variações do COP tanto em estudos com adultos quanto com crianças. As variações do COP representam a somatória de todas as forças inerciais e voluntárias, como as contrações musculares. Por isso, ela é potencialmente mais sensível para avaliar as diferenças mais sutis que as oscilações do COG (PANZER, 1995).

Os sinais do estabilograma são comumente analisados, excluindo-se os primeiros segundos de dados do teste. Realiza-se este procedimento porque, logo após o indivíduo subir na plataforma de força, ocorre uma acentuada oscilação dos parâmetros monitorados, pois, neste momento, está ocorrendo uma adaptação do indivíduo à nova sua posição. A maioria dos autores despreza os primeiros 5 ou 10 segundos do teste (PRIETO, 1996; PANZER, 1995). A análise é realizada então no tempo restante do teste (os últimos 20 segundos, por exemplo) utilizando software de análise para observação dos parâmetros estabilométricos.

GONÇALVES (1997), menciona que os programas de processamento podem ser de dois tipos, os comerciais, que acompanham o equipamento, ou os desenvolvidos por grupos de pesquisa para atender suas necessidades específicas.

Pensando na padronização da avaliação do equilíbrio estático baseada em plataforma de força, a Sociedade Internacional de Posturografia publicou, em 1981, um artigo sugerindo o uso de duas medidas baseadas no COP, a velocidade média e a distância rms. No entanto (PRIETO *et al.*, 1996), fizeram uma extensa revisão sobre os parâmetros avaliados na posturografia, relatando na discussão do trabalho, que os resultados do seu estudo indicam que são necessários múltiplas medidas para caracterizar adequadamente diferenças, recomendando em estudos similares, o uso dos seguintes parâmetros: velocidade média, uma das distâncias no domínio temporal ou medida de área, como a distância rms; uma das medidas híbridas no domínio temporal; e uma das medidas no domínio frequencial, como a frequência centróide. Ver anexo 06 com as fórmulas para os cálculos dos parâmetros estabilométricos analisados na posturografia.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Delineamento do Estudo

Estudo de caráter analítico do tipo transversal onde as variáveis são todas medidas uma única vez, sem distinção estrutural entre as preditoras e as de desfecho. Os estudos transversais têm grande valor, pois fornecem informações descritivas sobre prevalência (HULLEY, 2003).

PEREIRA (1997), destaca como principais vantagens deste tipo de estudo:

1. Simplicidade e baixo custo;
2. Rapidez e objetividade na coleta, pois os dados referem-se a um único momento e podem ser coletados em curto espaço de tempo;
3. Não é necessário acompanhamento das pessoas envolvidas;
4. Facilidade para obtenção de amostra representativa;
5. Boa opção para descrever as características dos eventos na população;
6. Único estudo possível de se realizar em diversas situações, para obter informações relevantes, em virtude da limitação de tempo e de recursos.

HULLEY (2003), destaca que estes estudos têm grande valor, pois fornecem informações descritivas sobre prevalência; além disso, têm a vantagem de não acarretar os problemas típicos de estudos de acompanhamento, como tempo prolongado, custos e abandono.

PEREIRA (1997), ainda menciona tratar-se de uma boa opção para descrever as características dos eventos de uma população para identificar casos na comunidade e para detectar grupos de alto risco, aos quais pode ser oferecida atenção especial. Entretanto algumas limitações também são mencionadas:

1. Condições de baixa prevalência exigem amostras muito grandes, que levam as dificuldades operacionais, o que não é o caso deste estudo;
2. Possibilidades de erro na classificação, pois os casos podem não ser mais casos no momento da coleta de dados pelo fato da exposição atual não representar a exposição passada;
3. Interpretação dificultada pela presença de fatores de confundimento.

3.2. População de Estudo

Para a OMS (1993), existem cerca de 2.250.000 (dois milhões, duzentos e cinquenta mil) habitantes portadores de deficiência auditiva no Brasil, o que corresponde a 1,5% da população brasileira. É provável que esse número elevado, se deva à rubéola congênita, que ainda não foi erradicada e a surtos de meningite, observados com certa freqüência. Tais fatores são causas comuns de perda auditiva de grau severo a profundo.

No Distrito Federal, 95% dos alunos portadores de necessidades especiais são atendidos nas escolas da rede pública de ensino. De acordo com o Censo Escolar 2003, do total de 9153 alunos, 919 são deficientes auditivos, 27 deficientes visuais, 581 deficientes físicos, 3892 deficientes mentais, 781 deficientes múltiplos, 113 hiperativos, 787 superdotados, 373 portadores de condutas típicas (autismo e síndromes) e 1480 de estimulação precoce (Censo Escolar 2003, Brasília-DF, Correio Braziliense, 2005).

Segundo BULPITT (1983), a população diz respeito a um conjunto de elementos onde, cada um deles, apresenta uma ou mais características em comum.

Este estudo foi constituído por dois grupos, sendo um de portadores da deficiência auditiva com idade cronológica entre 07 e 10 anos de ambos os sexos, estudantes do CEAL-LP, de Brasília- DF; o outro foi formado por indivíduos normais participantes das Oficinas Infantis de Atividades Esportivas da Faculdade de Educação Física da UnB, pertencentes à mesma faixa etária e de ambos os gêneros.

O presente estudo contou com a participação de 40 indivíduos, subdivididos igualmente em dois grupos: grupo controle (GC) formado por crianças normais e o grupo de estudo (GE) constituído por crianças com perda auditiva neurossensorial profunda bilateral. Cada grupo foi constituído de indivíduos dos dois gêneros.

Para o estudo da coordenação motora e do equilíbrio estático, a amostra do GC constou de 10 indivíduos do sexo feminino e 10 do sexo masculino. Já a amostra do GE constou de 12 indivíduos do sexo feminino e 08 do sexo masculino, com idade compreendida entre 07 e 10 anos.

3.3. Seleção da Amostra

Ao se extrair um conjunto de observações de uma população, tomando-se parte desta para a realização do estudo, tem-se a amostra. É a partir da amostra que na prática pode-se fazer inferências para a população (BULPITT, 1983).

A amostragem é o processo pelo qual se obtém uma amostra e deve ser realizada com técnicas adequadas para garantir a representatividade da população. Cada elemento da população deve ter igual chance de participar da amostra com o intuito de evitar viés de seleção (BULPITT, 1983).

A amostra foi selecionada para que fosse possível, fazer inferências sobre as características da coordenação motora global e do equilíbrio postural nos participantes do estudo, e assim proporcionar a elaboração de programas personalizados para os principais déficits dos componentes motores encontrados nos indivíduos tanto no grupo experimental como no grupo controle.

As Instituições participantes do estudo (CEAL-LP e Oficinas Infantis da UnB) receberam uma Declaração de Ciência Institucional (Anexo 1) e as Fichas Informativas (Anexo 2), as quais foram preenchidas pela pesquisadora.

A seleção da amostra deste estudo, para ambos os grupos foi analisada através dos dados cadastrais dos indivíduos interessados em participar da pesquisa por meio da Ficha Informativa e foi realizada pela autora do projeto. Após levantamento inicial foram identificados quais indivíduos poderiam ser aceitos na pesquisa, observando os critérios de inclusão e exclusão para cada um dos grupos do estudo, sendo determinado o número de participantes da pesquisa,

Todos os indivíduos participaram do estudo de forma voluntária e foram informados do objetivo do estudo, dos procedimentos dos protocolos da pesquisa, dos possíveis desconfortos, riscos e benefícios antes de serem autorizados por seus responsáveis que assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3).

3.3.1. Critérios de Inclusão

- Ser portador de deficiência auditiva. (exigência para o grupo experimental)
- Ter idade entre 07 e 10 anos.
- Interesse em participar do estudo e apresentar Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado pelo responsável (Anexo 3).

3.3.2. Critérios de Exclusão

- Portadores de doença cardio-respiratória ou ortopédica, cuja gravidade os tornar incapazes de realizar seguramente os testes propostos pelo protocolo.
- Apresentar comprometimento cognitivo tal, que não compreenda as instruções necessárias para coleta dos dados.
- Estar fora da faixa de idade proposta.
- Não apresentar interesse em participar do estudo.
- Apresentar encurtamento de membros inferiores superior a um centímetro.

3.4. Apreciação pelo Comitê de Ética em Pesquisa

O presente projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (FS) da Universidade de Brasília (UnB) e considerado de conformidade com os aspectos éticos que devem reger a pesquisa que envolve seres humanos (Anexo 7). A solicitação de aprovação atendeu o preconizado pelas normas vigentes, conforme recomendação de suas Resoluções 196/96 e 251/97.

3.5. Elaboração do Instrumento de Coleta de Dados

3.5.1. Teste de Coordenação Corporal KTK

O teste de coordenação corporal para crianças (KTK) surgiu de um trabalho estreitamente conjunto do “Westfälischen Institut für Jugendpsychiatrie und Heilpädagogik Hamm” (Director: Landesmedizinaldirektor Dr. B.

BUNNEKENS) e do “Institut für Ärztl. Päd. Jugendhilfe der Philippe-Universität” (Director: Prof. Dr. H. STUTTE), frente à necessidade de diagnosticar mais sutilmente as deficiências motoras em crianças com lesões cerebrais e/ou desvios comportamentais (GORLA, 2003).

O desenvolvimento do teste ocorreu durante cinco anos de estudo em diversos estágios, e com apoio da Sociedade Alemã de Apoio à Pesquisa. As provas de função motora publicadas por HÜNNEKENS, KIPHARD & KESSELMANN em 1961, foram sendo aprimoradas e alteradas, chegando-se ao Teste-KTK atual, de acordo com os pontos de vista da teoria de testes de SCHILLING (DIEM, citada por HEIDE, 1983).

Este teste evoluiu do teste de OZERETSKY, relativamente à facilidade da sua aplicação, ou seja, envolvendo todos os aspectos característicos de um estado de coordenação corporal, que tem como componentes o equilíbrio, o ritmo, a lateralidade, a velocidade e a agilidade, que se distribuem em quatro provas. O teste de coordenação corporal (KTK) é um teste de rendimento motor. Para cada tarefa estão prescritos exercícios-ensaio, para que a criança possa adaptar-se à tarefa e ao material do teste. Pelo grau crescente das dificuldades em cada tarefa, pretende-se que a criança chegue gradativamente ao seu limite de rendimento.

Como o teste foi construído primeiramente para a determinação da situação de desenvolvimento do domínio corporal de crianças portadoras de deficiências, não pode ter nenhuma instrução exatamente igual, severa e rígida. O avaliador deverá estar em condições de informar tanto verbalmente como pelas suas ações, de modo que a criança compreenda total e completamente a tarefa colocada. Para isto, é dado especial valor à demonstração – e se necessário, com repetição desta – para cada tarefa (GORLA, 2003). Pelo exercício-ensaio pode-se verificar se a criança compreendeu realmente a tarefa. Em alguns casos, a demonstração e instrução do teste precisam ser sub-divididas em partes.

O KTK testa a dimensão de movimento “domínio corporal geral” de acordo com os resultados da análise de fatores, que objetivam forte homogeneidade das tarefas do teste. Ele se presta para a determinação do desenvolvimento desta dimensão de movimento em crianças de 4,5 a 14,5

anos. A aplicação em adolescentes mais velhos é viável, sendo utilizada a referência dos valores normativos para 13/14,5 anos para sua interpretação.

Para crianças emocionalmente instáveis, a instrução é dada de forma diferenciada, de acordo com as circunstâncias, para que elas adquiram confiança, perdendo seus receios ou medos. Com isso, o avaliador do teste terá margem para um certo jogo na comunicação com crianças portadoras de deficiências; o importante é que os conteúdos das informações devem ser dados por completo, mesmo que o avaliador faça isso por etapa, como descrito anteriormente (GORLA, 2003).

Foram utilizados alguns elementos motivacionais objetivando o indivíduo a realizar o teste de coordenação corporal K.T.K, tais como: o incentivo do avaliador, o elogio dado a cada atividade desenvolvida pelo indivíduo independentemente dos resultados obtidos

Os equipamentos e materiais necessários para o teste de coordenação corporal encontram-se disponíveis no Laboratório de Aptidão e Desenvolvimento Motor da Faculdade de Educação Física-UnB e foram utilizados pelos participantes do estudo; onde o teste foi aplicado em ambiente reservado e adequado à prática de atividades físicas, visando a concentração dos indivíduos pertencentes ao grupo da amostra durante a administração e a coleta dos dados.

No caso de perturbações, interferências externas ou internas no local de aplicação, como por exemplo: desvio de atenção da criança por ruídos ou chamadas de fora, não observância parcial das instruções dadas; o avaliador deverá cancelar os pontos da tentativa iniciada e repeti-la quando tiverem sido eliminadas ou contornadas as interferências.

O coeficiente de validade, fidedignidade e objetividade, devem ser levados em consideração quando se pretende realizar uma seleção adequada de uma bateria de testes que irá mensurar uma determinada valência psicomotora, a fim de que posteriormente, a confiabilidade dos resultados do estudo seja expressiva e aceitável. GORLA (1997), menciona que a confiabilidade do teste K.T.K quando realizado individualmente, fica entre 0,65 e 0,85. Porém utilizando o teste inteiro, ou seja aplicando os quatro subtestes, a confiabilidade aumenta para 0,90 fato este, que indica a necessidade de se utilizar a escala total do teste.

A avaliação da capacidade de coordenação corporal foi feita através da Bateria de Testes de coordenação corporal para crianças (KTK - 1974). A Bateria de Testes é constituída por quatro tarefas: Equilíbrio à Retaguarda; Saltos Monopedais; Saltos Laterais; Transposição Lateral. Através do método de correlação teste-reteste numa amostra de 1.228 crianças em idade escolar (SCHILLING & KIPHARD, 1974) foi encontrado um índice de confiabilidade de 0,90.

Procedimentos

Para que esta técnica ocorra com objetividade e eficiência é necessário utilizar instrumentos adequados para registrar as observações no decorrer da aplicação do teste de coordenação corporal K.T.K, são eles: fichas de registro de dados, tabelas de checagem de pontos e escalas de classificação (Anexo 4)

Tarefa 1 – Trave de Equilíbrio

Objetivo: estabilidade do equilíbrio em marcha para trás sobre a trave.

Material: Foram utilizadas três traves de 3 metros de comprimento e 3 cm de altura, com larguras de 6 cm, 4,5cm e 3 cm. Na parte inferior são presos pequenos travessões de 15x1,5x5cm, espaçados de 50 em 50 cm. Com isso, as traves alcançam uma altura total de 5cm. Como superfície de apoio para saída, coloca-se à frente da trave, uma plataforma medindo 25x25x5cm. As três traves de equilíbrio são colocadas paralelamente.

Execução: A tarefa consiste em três passagens válidas em cada uma das traves. O avaliador demonstra a tarefa, no que caminha para frente, equilibrando-se na trave até a plataforma, parando um instante sobre ela com os pés unidos, voltando a seguir, a caminhar para trás (de costas), equilibrando-se, na mesma trave.

Para cada trave, está previsto um exercício-ensaio, no que o indivíduo anda, equilibrando-se, uma vez para frente e uma vez para trás (de costas), conforme demonstrado pelo avaliador. No exercício-ensaio, o indivíduo deve equilibrar-se, andando para trás, em toda a extensão da trave (no caso de tocar o pé no chão, continuar no mesmo ponto), para que possa estimar melhor à distância a ser passada e familiarizar-se mais intensivamente com o processo de equilíbrio.

Se o indivíduo tocar o pé no chão (em qualquer tentativa válida), o mesmo deverá voltar a plataforma de início e fazer a próxima passagem válida (são três tentativas válidas em cada trave). Assim, em cada trave, o indivíduo fará um exercício-ensaio, ou seja, andará uma vez para frente e uma vez para trás; em seguida para medição do rendimento, andará três vezes para trás.

Fórmula verbal: *“Primeiramente vamos treinar um pouco de equilíbrio. Você anda para frente sobre esta trave até a plataforma. Lá você pára um pouquinho com os dois pés juntos. Depois você anda com cuidado para trás, não podendo colocar o pé no chão. Depois de treinarmos isso, você vai novamente para a plataforma e anda para trás; então eu conto quantos passos você consegue dar. Se você colocar o pé no chão, você volta imediatamente para a plataforma e começa outra vez”.*

Avaliação da Tarefa: Conta-se o número de apoios dos pés no andar para trás sobre a trave, do seguinte modo:

O indivíduo está parado, com os dois pés unidos sobre a plataforma. O primeiro apoio do pé para trás ainda não é considerado como ponto. Somente quando o segundo pé deixar a plataforma, é que se inicia o equilíbrio propriamente dito, e o avaliador começa a contar os pontos em voz alta (passos). É avaliado o número de passos, até que um pé toca o chão ou se alcança oito pontos (passos). Se o indivíduo conseguir percorrer toda extensão da trave com menos de oito passos, anota-se também oito pontos.

No equilíbrio para trás são anotados os resultados de três tentativas válidas em cada trave, e somados. Com isso obtém-se para cada trave, uma somatória. Estas somatórias isoladas são somadas para se obter o número total de pontos da tarefa. Desse modo podem ser alcançados por passagem e por trave, oito pontos no máximo. Isto possibilita uma pontuação final de $3 \times 3 \times 8 = 72$.

Planilha da tarefa Trave de Equilíbrio: Anota-se o valor de cada tentativa correspondente a cada trave, fazendo-se a soma horizontal de cada uma. Depois de somar as colunas horizontais faz-se a soma na vertical, obtendo-se dessa forma o valor bruto da tarefa. Após realizar este procedimento, verifica-se na tabela de pontuação, tanto para o sexo masculino quanto para o sexo feminino, na coluna esquerda o valor correspondente ao número do score e

relaciona com a idade do indivíduo. Nesse cruzamento das informações obtém-se o Quociente Motor (QM) da tarefa.

Tarefa 2 – Salto Monopedal

Objetivo: Coordenação dos membros inferiores; energia dinâmica/força.

Material: São usados 12 blocos de espuma, medindo cada um 50cm x 20cm x 5cm.

Execução: tarefa consiste em saltar um ou mais blocos de espuma colocados uns sobre os outros, com uma das pernas.

O avaliador demonstra a tarefa, saltando com uma das pernas por cima de um bloco de espuma colocado transversalmente na direção do salto, com uma distância de impulso de aproximadamente 1,50 m.

A altura inicial a ser contada como passagem válida, baseia-se no resultado do exercício-ensaio, e na idade do indivíduo. Com isso devem ser alcançados mais ou menos os mesmo números de passagens a serem executadas pelos indivíduos nas diferentes faixas etárias. Estão previstos dois exercícios-ensaio para cada perna (direita e esquerda).

Para indivíduos de 5 a 6 anos são solicitados, como exercício-ensaio, duas passagens de 5 saltos, por perna. Sem blocos de espuma (a nível zero). O indivíduo saltando com êxito numa perna, inicia-se a primeira passagem válida, com 5 cm de altura (um bloco). Isto é válido para a perna direita e esquerda separadamente. O indivíduo não consegue passar esta altura saltando numa perna, começa-se a avaliação com nível zero.

A partir de 6 anos, os dois exercícios-ensaio para a perna direita e esquerda, são feitos com um bloco de espuma (altura = 5cm). O indivíduo não conseguindo passar, começa-se como antes, com 0 cm de altura; se ele conseguir, inicia-se a avaliação na altura recomendada para sua idade.

Se na passagem válida na altura recomendada, o indivíduo cometer erros, esta tentativa é anulada. O indivíduo reinicia a primeira passagem com 5 cm (um bloco).

Alturas recomendadas para o início do teste em anos de idade:

5 a 6 anos – 0 cm (nenhum bloco de espuma)

6 a 7 anos – 5 cm (1 bloco de espuma)

7 a 8 anos – 15 cm (3 blocos de espuma)

9 a 10 anos – 25 cm (5 blocos de espuma)

11-14 anos – 35 cm (7 blocos de espuma)

Para saltar os blocos de espumas, o indivíduo precisa de uma distância de mais ou menos 1,50 m para impulsão, que também deverá ser passada em saltos na mesma perna. O avaliador deverá apertar visivelmente os blocos para baixo, ao iniciar a tarefa, a fim de demonstrar ao indivíduo, que não há perigo caso o mesmo venha ter impacto com o material. Após ultrapassar o bloco, o indivíduo precisa dar pelo menos mais dois saltos com a mesma perna, para que a tarefa possa ser aceita com realizada. Estão previstas até três passagens válidas por perna, em cada altura

Fórmula verbal: *“Você começa a saltar daqui, numa perna só; salta por cima do bloco e dá mais dois saltos com a mesma perna. Durante todo o tempo à outra perna não pode tocar o chão nem os blocos, se tocar, conta-se como erro”.*

Avaliação da tarefa: Para cada altura, as passagens são avaliadas da seguinte forma:

Na primeira tentativa válida - 3 pontos

Na segunda tentativa válida - 2 pontos

Na terceira tentativa válida - 1 ponto

Nas alturas iniciais a partir de 5 cm, são dados 3 pontos para cada altura abaixo, quando a primeira passagem tiver êxito.

Como negativo considera-se o toque no chão com a outra perna, o derrubar dos blocos, ou ainda, após ultrapassar o bloco de espuma, tocar os dois pés juntos no chão, por isso pede-se que depois de transpor os blocos de espuma que de mais dois saltos.

Caso o indivíduo erre nas três tentativas válidas numa determinada altura, a continuidade somente será feita se nas duas passagens (alturas) anteriores, houver um total de 5 pontos. Caso contrário, interrompe-se a tarefa. Isto é válido para a perna direita assim como para a perna esquerda. Com os 12 blocos de espuma (altura = 60 cm), podem ser alcançados no máximo 39 pontos por perna, totalizando assim 78 pontos.

Os valores anotados nas respectivas alturas, sendo que, se o indivíduo começar a tarefa com uma altura de 15 cm, por exemplo, nos números anteriores serão anotados os valores de três pontos. As alturas que não forem

ultrapassadas após o término da tarefa deverão ser preenchidas com o valor zero. Somam-se horizontalmente os pontos para a perna direita e esquerda e verticalmente na coluna “soma” da planilha para se obter o resultado do valor bruto da tarefa. Após realizar este procedimento, verifica-se na tabela de pontuação, para o sexo masculino e tabela para o sexo feminino, na coluna esquerda o valor correspondente ao número do score e relaciona com a idade do indivíduo. Nesse cruzamento das informações obtém-se o Quociente Motor da tarefa.

Tarefa 3 – Salto Lateral

Objetivo: Velocidade em saltos alternados.

Material: Uma plataforma de madeira (compensado) de 60 x 50 x 0,8cm, com um sarrafo divisório de 60 x 4 x 2 cm e um Cronômetro.

Execução: A tarefa consiste em saltitar de um lado a outro, com os dois pés ao mesmo tempo, o mais rápido possível, durante 15 segundos.

O avaliador demonstra a tarefa, colocando-se ao lado do sarrafo divisório, saltitando por cima dela de um lado a outro, com os dois pés ao mesmo tempo. Deve ser evitada a passagem alternada dos pés (um depois o outro). Como exercício-ensaio, estão previstos cinco saltitamentos. No entanto não é considerado erro enquanto os dois pés forem passados respectivamente sobre o sarrafo divisório, de um lado a outro.

O indivíduo tocando o sarrafo divisório, saindo da plataforma ou para durante um momento o saltitamento, a tarefa não deve ser interrompida, porém o avaliador deve instruir imediatamente o indivíduo: “Continue! Continue!”. No entanto, se o indivíduo não se comportar de acordo com a instrução dada, a tarefa é interrompida e reiniciada após nova instrução e demonstração. Caso haja interferência por meio de estímulos externos que desvie a atenção do mesmo, não será registrado como tentativa válida, desta forma será reiniciada a tarefa. Não devem ser permitidas mais que duas tentativas não avaliadas. No total, são executadas duas passagens válidas

Fórmula Verbal: *“Você vai ficar com os dois pés juntos, perto do sarrafo divisório e quando eu der o sinal, você vai saltitar de um lado a outro com os dois pés ao mesmo tempo, até que eu diga ‘pare!’. Se você pisar sobre o sarrafo divisório, não pare de saltitar. Continue até que eu mande parar”.*

Avaliação da Tarefa: Anotam o número de saltitamentos dados, em duas passagens de 15 segundos (saltitando para um lado, conta-se 1 (um) ponto; voltando conta-se outro, e assim sucessivamente).

Como resultado final da tarefa, teremos a somatória de saltitamentos das duas passagens válidas. Anotam-se os valores da primeira e Segunda tentativas válidas e em seguida somam-se estes valores na horizontal obtendo-se o valor bruto da tarefa. Após realizar este procedimento, verifica-se na tabela de pontuação, para o sexo masculino e tabela para o sexo feminino, na coluna esquerda o valor correspondente ao número do score e relaciona com a idade do indivíduo. Nesse cruzamento das informações obtém-se o Quociente Motor da Tarefa.

Tarefa 4 – Transferência sobre Plataforma

Objetivo: lateralidade; estruturação espaço-temporal.

Material: São usados para o teste, 2 plataformas de 25 x 25 x 5 cm e um cronômetro. As plataformas são colocadas lado a lado com uma distância entre elas de 5 cm. Na direção de deslocar é necessária uma área livre de 5 a 6 metros.

Execução: A tarefa consiste em se deslocar sobre a plataforma devidamente colocada ao lado da outra sobre a qual o indivíduo se encontra. O tempo de duração será de 20 segundos, e o indivíduo terá duas tentativas para a realização da tarefa.

Primeiramente o avaliador demonstra a tarefa da seguinte maneira: fica em pé sobre a plataforma da direita colocada a sua frente; pega a da esquerda com as duas mãos, e coloca-a de seu lado direito, passando a pisar sobre ela, livrando então a da sua esquerda, e assim sucessivamente (a transferência lateral pode ser feita para a direita ou para a esquerda, de acordo com a preferência do indivíduo, esta direção deve ser mantida nas duas passagens válidas).

O avaliador demonstra que, na execução desta tarefa, trata-se em princípio da velocidade da transferência. Ele também avisa que umas colocações muitas juntas ou muito afastadas da plataforma trazem desvantagens no rendimento a ser mensurado.

Caso surjam interferências externas durante a execução, que desviem a atenção do indivíduo, a tarefa deve ser interrompida, sem considerar o que estava sendo desenvolvido. No caso de haver apoio das mãos, toque de pés no chão, queda ou quando a plataforma for pega apenas com uma das mãos, o avaliador deve instruir o indivíduo a continuar e se necessário, fazer uma rápida correção verbal, sem interromper a tarefa. No entanto, se o indivíduo não se comportar correspondentemente à instrução dada, a tarefa é interrompida e repetida após nova instrução e demonstração. Não devem ser permitidas mais do que duas tentativas falhas. São executadas duas passagens de 20 segundos, devendo ser mantido um intervalo de pelo menos 10 segundos entre elas.

O avaliador conta os pontos em voz alta; ele deve assumir uma posição em relação ao indivíduo (distância não maior que 2 metros), movendo-se na mesma direção escolhida pelo avaliado, com este procedimento assegura-se a transferência lateral das plataformas, evitando-se que seja colocada à frente. Após a demonstração pelo avaliador, segue-se o exercício-ensaio, no que o indivíduo deve transferir de 3 a 5 vezes a plataforma.

Fórmula Verbal: “Você fica em pé sobre esta plataforma, pega a outra com as duas mãos e passa para o outro lado. Depois você vai para esta plataforma, pegando de novo a que ficou livre, passando-a para o outro lado. Eu vou contar em voz alta os pontos. Esforce-se para mudar tantas vezes quanto forem possíveis, porque só isso é que vale. Seus pés não devem tocar o chão. Ao meu sinal, você vai mudando as plataformas o mais depressa que você puder, até que eu diga ‘para!’.

Avaliação da tarefa: Conta-se tanto o número de transferência das plataformas, quanto as do corpo, num tempo de 20 segundos. Conta-se 1 ponto quando a plataforma livre for apoiada do outro lado; 2 pontos quando o indivíduo tiver passado com os dois pés para a plataforma livre, e assim sucessivamente. São somados os pontos de duas passagens válidas.

Anotam-se os valores da primeira e segunda tentativas válidas e em seguida somam-se estes valores na horizontal, obtendo-se o valor bruto da tarefa. Após realizar este procedimento, verifica-se na tabela de pontuação, tanto para o sexo masculino quanto para o sexo feminino, na coluna esquerda o valor correspondente ao número do score e relaciona com a idade do

indivíduo. Nesse cruzamento das informações obtém-se o Quociente Motor da tarefa.

Avaliação geral do Teste de coordenação corporal para criança KTK.

Somam-se os quatro valores de quociente motor e verifica-se na tabela o valor correspondente a pontuação do teste. De posse desse valor, pode-se obter a classificação da coordenação corporal do indivíduo.

3.5.2. Teste do Equilíbrio Estático

A oscilação do corpo durante a postura ereta é usualmente investigada utilizando-se uma plataforma de força, um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar esta oscilação é a posição do centro de pressão (COP), o ponto de aplicação da resultante das forças agindo na superfície de suporte. O deslocamento do COP representa uma somatória das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade. Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da projeção do COG sobre a superfície de suporte; o COG indica a posição global do corpo.

Materiais

A instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais constou de uma plataforma de força, composta de transdutores piezoelétricos, marca *Kistler Inc.* Tipo 2812A1-3, de 40 x 60 cm, instalada ao nível do piso; uma placa conversora analógico-digital (A/D) *Board Analog* Tipo 5606A da *Kistler*; um amplificador de 8 canais Tipo 9865 da mesma marca. Dois programas foram utilizados: um programa do *Bioware* para aquisição e processamento dos sinais e o outro programa em Excel para análise dos parâmetros estabilométricos do estudo, que adiante serão descritos.

O intervalo dos primeiros 6s da série dos dados foi considerado como um período de adaptação, já o intervalo dos últimos 4s foi considerado como um período onde as crianças poderiam apresentar diminuição do tempo de atenção na tarefa solicitada; portanto estes períodos foram desconsiderados na análise dos dados coletados. Deste modo, os dados foram citados como uma série temporal de 15s. Os dados também foram filtrados por um filtro passa baixa *Butterworth* com frequência de corte de 05Hz para remoção de ruídos. Antes da filtragem, a média dos sinais correspondentes aos últimos 15s foram

calculadas e armazenadas para posterior representação de todas as tentativas no estabilograma.

Procedimentos do Estudo

Protocolo Experimental

O registro do centro de pressão (COP) para o estudo do equilíbrio corporal, foi realizado com apoio dos dois pés sobre a plataforma de forças, nas seguintes modalidades: pés naturalmente posicionados e olhos abertos, pés naturalmente posicionados e olhos fechados, pés unidos e olhos abertos e pés unidos e olhos fechados, nesta seqüência, seguindo uma ordem crescente de dificuldade. A figura 5 ilustra um dos protocolos realizados cujo detalhamento encontra-se no anexo 6.

Figura 3 – Ilustração do protocolo experimental de equilíbrio, pés juntos e olhos abertos (JA).



Fonte: Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UnB, 2004.

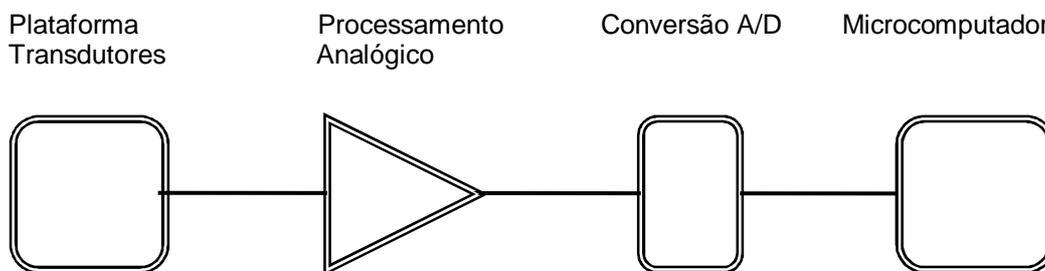
Durante a aquisição dos sinais ambiente de teste estava silencioso. O indivíduo realizou o teste descalço, estáticos, próximos ao centro da plataforma, com os membros superiores relaxados ao longo do corpo, com a cabeça ereta e direcionadas para um referencial fixado à parede, distante dois metros à sua frente (OLIVEIRA, 1993; PRIETO, 1996).

A aquisição foi feita durante 25s, por três tentativas para cada modalidade, para obtenção de um valor médio. Entre duas etapas (isto é, ao final de cada três tentativas) o indivíduo descansava sentado, por dois minutos. Todos os dados eram armazenados para posterior processamento.

Processamento e Análise dos Sinais

A plataforma utilizada é acoplada a um sistema computadorizado, que permite a aquisição e o processamento digital dos sinais. A figura 6 mostra em diagrama de blocos, o esquema genérico de aquisição e processamento utilizados.

Figura 4 - Diagrama de blocos contendo os passos de aquisição e processamento do sinal.

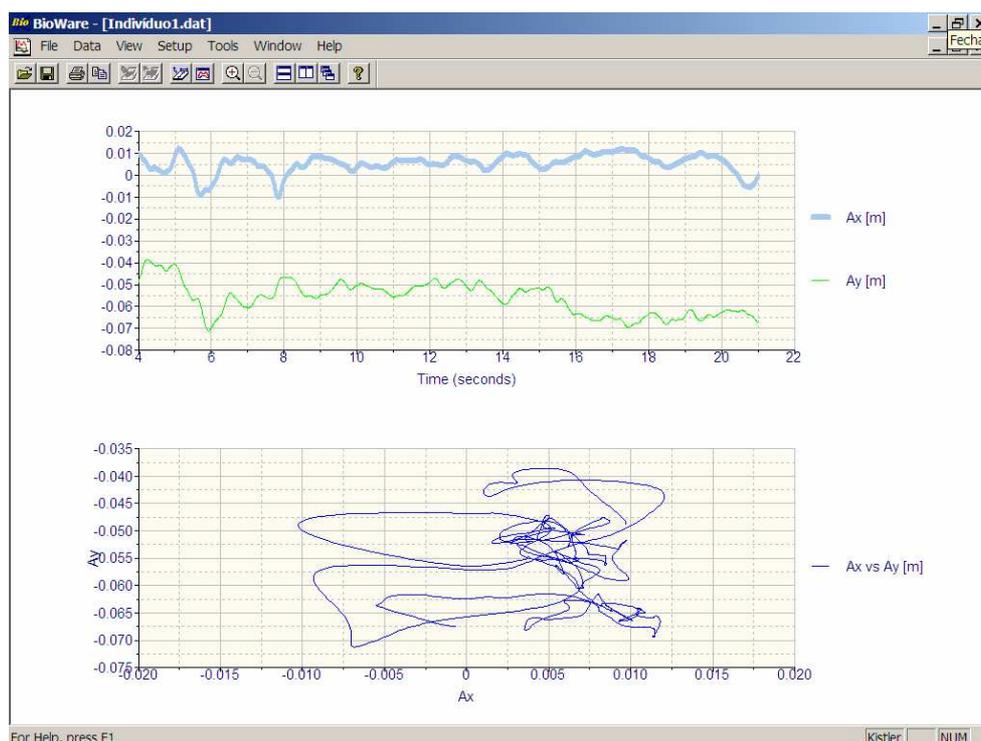


Fonte: Autor da pesquisa, UnB 2005

Para aquisição e processamento dos sinais da plataforma de forças, foram utilizados dois conjuntos de programas: um software do *Bioware* para aquisição e processamento dos sinais e o outro programa em *Excel* para análise estatística.

O programa *Bioware* utilizado contém dispositivos que permitem ao usuário ajustar o conversor A/D, definir parâmetros básicos, como frequência de amostragem e tempo de aquisição. Também, possibilita a visualização gráfica do estabilograma, das coordenadas do COP no teste de equilíbrio, logo após o término da aquisição. O estabilograma refere-se a curva, em forma aproximada de elipse, que descreve a trajetória planar do COP, no intervalo de tempo do teste. Possui ainda, um recurso de salvamento rápido, que otimiza o tempo de aquisição. A frequência de amostragem foi de 100Hz. A figura 7 mostra um estabilograma: o mapeamento do COP ântero-posterior (AP) versus o COP médio-lateral (ML) representativo durante a postura ereta quieta.

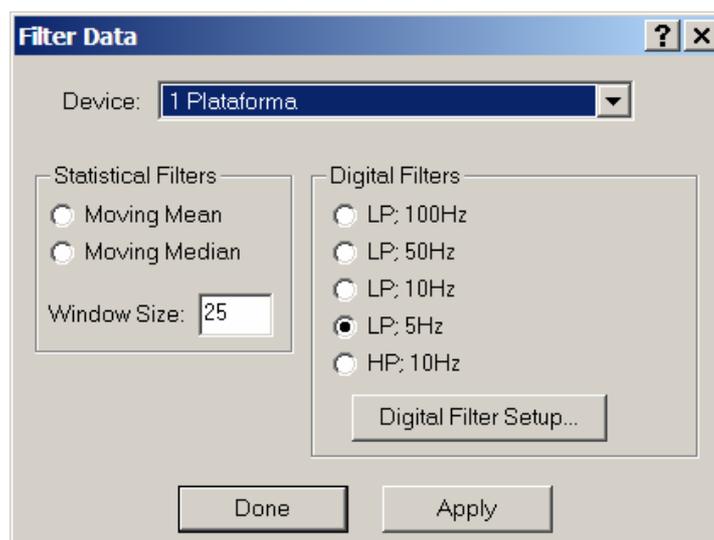
Figura 5 – Estabilograma.



Fonte: Software Bioware Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UnB, 2005.

No software de processamento dos sinais de equilíbrio, o usuário pode selecionar a parte dos dados que serão analisados e a frequência de corte do filtro. Também, é possível escolher os parâmetros estabilométricos que deverão ser calculados.

Figura 6 – Filtro passa-baixa.



Fonte: Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UnB, 2005.

Um dos objetivos deste estudo foi fornecer uma caracterização detalhada dos deslocamentos do centro de pressão (COP). Neste sentido, foram selecionados os seguintes parâmetros utilizados em estabilografia: a raiz quadrada das médias quadráticas (RDIST); a velocidade média do deslocamento do COP (MVELO); a área de balanço do estabilograma (AREA-SW) e a frequência média do deslocamento do COP (MFREQ). A velocidade do deslocamento do COP foi determinada dividindo-se a excursão total do COP pelo período total dos dados. A área do estabilograma (a curva do deslocamento do COP na direção AP versus o deslocamento do COP na direção ML) foi calculada usando-se o método de área da elipse, os eixos principais da elipse foram determinados pela análise de componentes principais (OLIVEIRA *et al.*, 1993). Parâmetros no domínio de frequências têm sido usados na literatura para ganhar um melhor entendimento das características temporais da estabilidade postural (WILLIAMS *et al.*, 1997). Neste estudo, a frequência média do COP foi calculada a partir da densidade de potência espectral do deslocamento do COP. A medida do desvio padrão (SD) dos dados (MURRAY *et al.*, 1975) também foi utilizada.

Em relação às medidas de balanço para descrever o comportamento postural dos participantes, sabe-se que a variação do COP (i.e., magnitude) é uma medida global que permite calcular o desempenho da postura global (i.e., estabilidade). A velocidade do COP (i.e., frequência) foi sugerida para representar a quantidade de atividade exigida para manter a estabilidade, fornecendo uma aproximação mais funcional da postura (OLIVIER *et al.*, 2004).

Posteriormente, o programa em *Excel* organizou todos os dados em tabelas, de acordo com as comparações desejadas, de forma a permitir o uso de planilhas eletrônicas comerciais para análise estatística.

3.6. Análise Estatística dos Dados

Para a análise dos dados foi utilizados a estatística descritiva com média e desvio-padrão, e uma estatística de inferência ANOVA (análise de variância) e o teste Kruskal-Wallis.

ANOVA

Uma ANOVA (*Analysis of Variance*), algumas vezes chamada de teste F é uma generalização do teste t. Enquanto o teste t verifica a diferença entre as médias de dois grupos, uma ANOVA testa a diferença entre as médias de dois ou mais grupos.

Hipóteses:

H₀) Não existe diferença entre os tratamentos (as médias das populações são todas iguais);

H₁) Existe diferença entre os tratamentos (as médias das populações não são iguais);

Se a análise de variância nos levar a hipótese nula, conclui-se que: as diferenças observadas entre as médias amostrais são devidas a variações aleatórias na amostra. No caso de rejeição da hipótese nula, entende-se que as diferenças entre as médias amostrais são demasiadamente grandes para serem devidas à chance.

Abaixo segue um exemplo de uma ANOVA tradicional.

Tabela 1- Tabela de análise de variância ANOVA. Brasília, 2006.

Fontes de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrados médios	F
Entre tratamentos	SS _{Tratamentos}	a-1	QM _{Tratamentos}	$\frac{QM_{Tratamentos}}{QM_{Erro}}$
Erro (dentro dos tratamentos)	SS _{Erro}	N-a	QM _{Erro}	
Total	SS _T	N-1		

Onde:

SS_{Tratamentos}= soma de quadrados entre tratamentos =

$$\sum \frac{(\sum x)^2}{a} - \frac{(\sum x_T)^2}{N};$$

SS_{Erro}= soma de quadrados do erro = SS_T - SS_{Tratamentos};

$$SS_T = \text{soma de quadrados total} = \sum x^2 - \frac{(\sum x_T)^2}{N};$$

a= número de tratamentos;

N = número de observações;

$QM_{\text{Tratamentos}} = SS_{\text{Tratamentos}} / (a-1)$;

$QM_{\text{Erro}} = SS_{\text{Erro}} / (N-a)$;

Valor crítico F = quantil de uma distribuição F com $(a-1)$ graus de liberdade no numerador e $(N-a)$ graus de liberdade no denominador, a um nível de significância pré-estabelecido (normalmente 0,05). Se o valor de F calculado for maior que o valor F tabelado, então se rejeita a hipótese nula.

Teste De Kruskal Wallis

O teste não paramétrico de Kruskal Wallis pode ser aplicado em situações onde as suposições de normalidade da ANOVA não se aplicam. O teste de Kruskal Wallis nada mais é que um teste de Wilcoxon onde se deseja testar a igualdade entre médias de mais de dois grupos.

Em resumo, o teste pode ser descrito como:

Tabela 2 – Tabela de análise de variância Kruskal Wallis. Brasília, 2006.

H_0 :	$\mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_k$
H_1 :	$\mu_i \neq \mu_j$
Estatística do Teste:	$H = \frac{12}{n(n+1)} \sum_{i=1}^k \frac{R_i^2}{n_i} - 3(n+1)$
Nível de Significância:	α , normalmente 0.05.
Região Crítica:	$H > \text{CHIPPF}(\alpha, k-1)$ onde CHIPPF é o quantil de uma distribuição qui-quadrado.

4. RESULTADOS

A amostra selecionada para estudo foi formada por 40 indivíduos alocados em dois grupos denominados grupo de estudo (GE) e grupo controle (GC). Cada grupo foi constituído por 20 pessoas. A média de idade verificada em cada grupo estudado foi de 8,88 anos para o GE e 9,34 anos para o GC (tabela 3).

Tabela 3 – Distribuição dos indivíduos por grupo, gênero e média de idade. Brasília, 2006.

Variáveis	Grupos de Estudo	
	Grupo de Estudo	Grupo Controle
Nº de Indivíduos	20	20
Gênero Masculino	8	10
Gênero Feminino	12	10
Idade (anos)	8,88 ± 1,22	9,34 ± 1,00

Todos os testes estatísticos comparativos realizados neste estudo, utilizaram o teste ANOVA e o teste Kruskal Wallis e os valores de p (probabilidade das médias serem iguais) serão marcados com * quando for constatada diferença significativa entre os grupos ($p < 0,05$) e com ** quando a diferença for altamente significativa ($p < 0,01$).

4.1. Coordenação Motora

4.1.1. Comparação dos testes de coordenação motora entre gênero masculino e feminino do GC

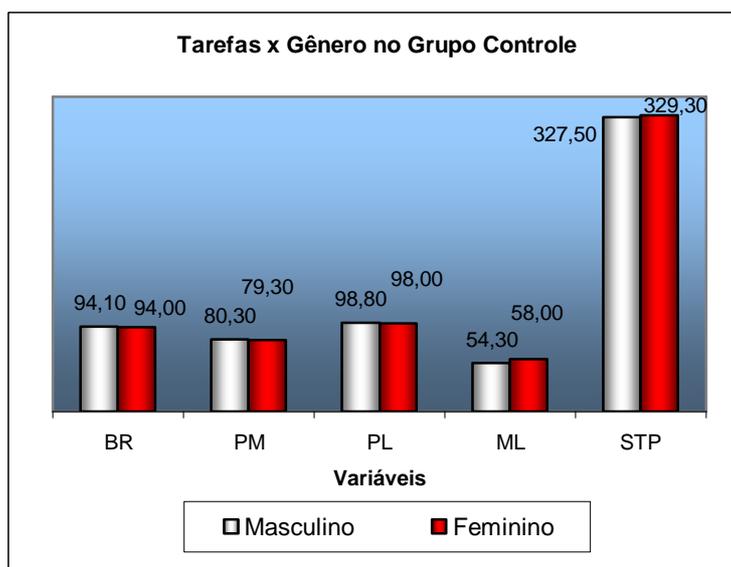
Com relação aos resultados dos testes de coordenação motora observou-se que não existem diferenças entre os gêneros do GC. Dados que podem ser observados na tabela 4 e no gráfico 1.

Tabela 4 – Valores de p de comparações entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Controle, (n= 20). Brasília, 2006.

Teste	Grupo Controle				
	BR	PM	PL	ML	STP
Anova	0,9856	0,7129	0,8708	0,1101	0,8391
Kruskal Wallis	0,9697	0,8786	0,5963	0,1097	0,8205

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$). BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos. BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Gráfico 1 – Valores médios das tarefas entre os gêneros do Grupo Controle. Brasília, 2006.



Legenda: BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

4.1.2. Comparação dos testes de coordenação motora entre gênero masculino e feminino do GE

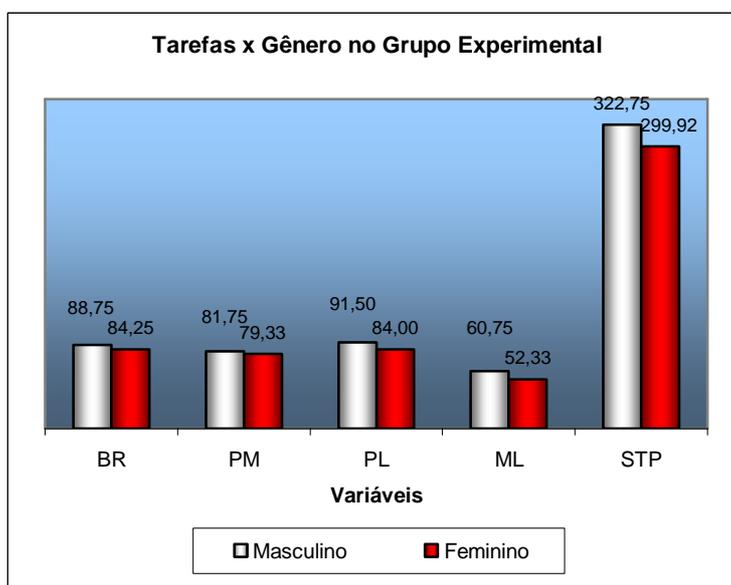
Com relação aos resultados dos testes de coordenação motora verificou-se que não existem diferenças entre os gêneros do GE. Dados que podem ser observados na tabela 5 e no gráfico 2.

Tabela 5 – Valores de p de comparações entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.

Teste	Grupo Experimental				
	BR	PM	PL	ML	STP
Anova	0,5033	0,5010	0,4275	0,0225*	0,1703
Kruskal Wallis	0,6429	0,8756	0,7868	0,0336*	0,4402

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$). BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Gráfico 2 – Valores médios das tarefas entre os gêneros do Grupo Experimental. Brasília, 2006.



Legenda: BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Inicialmente verificamos que existe diferença significativa entre os gêneros masculino e feminino na tarefa ML do GE, entretanto quando analisamos o STP (somatório total dos pontos das tarefas), confirmamos que não houve diferença significativa entre os gêneros no teste KTK. Logo, consideramos a amostra como um único grupo.

4.1.3. Comparação dos testes de coordenação motora entre GC e GE para gênero masculino e feminino

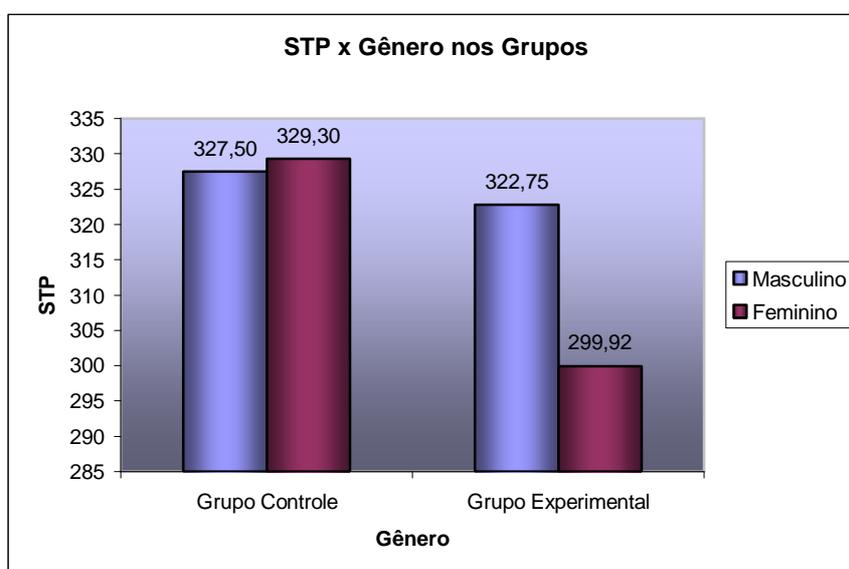
Em relação à média dos resultados dos testes de coordenação motora, considerando os gêneros (masculino e feminino) e comparando-se os grupos estudados, verifica-se que existem diferenças significativas na tarefa PL e no STP entre o GC e o GE segundo os critérios do teste Anova. Já pelo teste Kruskal Wallis, evidencia-se uma diferença altamente significava entre os grupos estudados (tabela 6 e gráfico 3).

Tabela 6 – Valores de p de comparações dos gêneros masculino e feminino nas tarefas entre o Grupo Controle e Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.

Grupo Controle x Grupo Experimental					
Teste	BR	PM	PL	ML	STP
Anova	0,0609	0,8169	0,0304*	0,8385	0,0400*
Kruskal Wallis	0,0958	0,5854	0,0090**	0,6449	0,0094**

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$). Brasília, 2006. BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Gráfico 3 – Valores médios do STP (Somatório Total de Pontos) entre os Grupos Controle e Experimental para o gênero masculino e feminino. Brasília, 2006.



4.1.4. Comparação dos testes de coordenação motora entre as faixas etárias no GC.

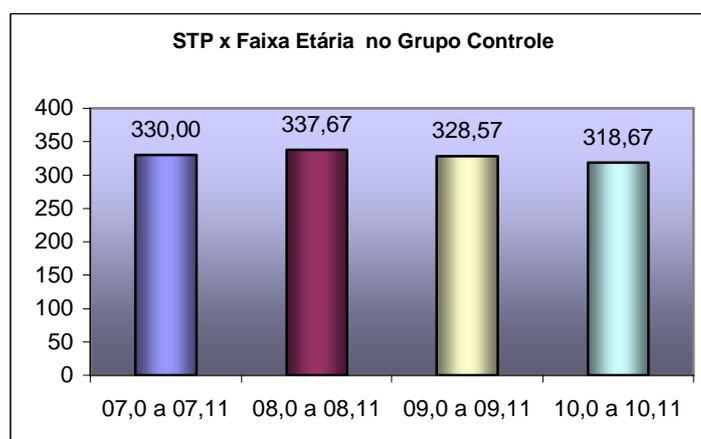
Conforme observamos, existem diferenças significativas entre as faixas etárias na tarefa PM no GC segundo o teste Anova. Já pelo teste Kruskal Wallis observamos que não há diferença entre as faixas etárias estudadas. Ao analisarmos a tarefa ML para o GC, constatamos que existem diferenças altamente significativas entre as faixas etárias pelo teste Anova. No teste de Kruskal Wallis a diferença torna-se significativa. Entretanto ao analisarmos o STP (somatório total dos pontos das tarefas) nas faixas etárias deste estudo, verificamos que a diferença não é significativa (tabela 7 e gráfico 4).

Tabela 7 – Valores de p de comparações entre as faixas etárias do Grupo Controle, (n= 20). Brasília, 2006.

Teste	Grupo Controle				
	BR	PM	PL	ML	STP
Anova	0,6568	0,0408*	0,4176	0,0162**	0,5191
Kruskal Wallis	0,5796	0,1162	0,4607	0,0260*	0,7033

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$). BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Gráfico 4 – Valores do STP (Somatório Total de Pontos) entre as faixas etárias do Grupo Controle. Brasília, 2006.



4.1.5. Comparação dos testes de coordenação motora entre as faixas etárias no GE.

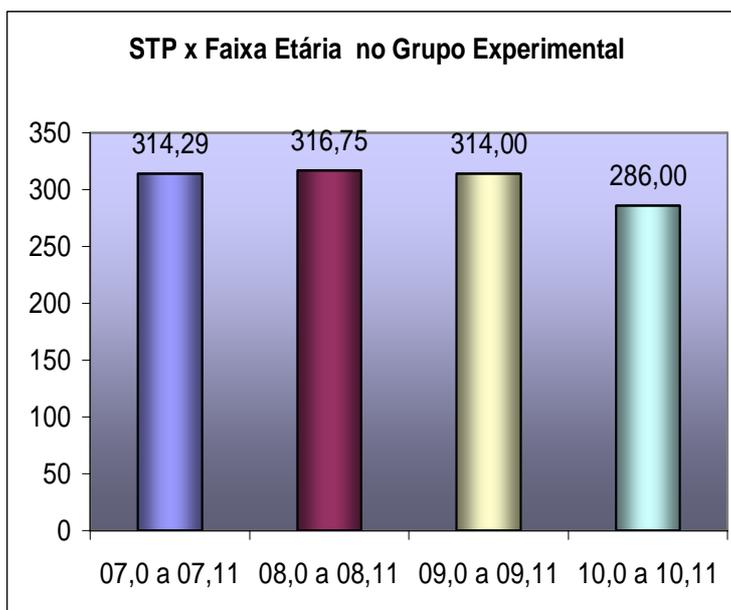
Quando se observam as faixas etárias no GE, constata-se que existem diferenças altamente significativas entre as faixas etárias na tarefa ML. Entretanto, conforme observamos também no GC, ao analisarmos o STP (somatório total dos pontos) das tarefas constatamos que não houve diferença significativa nas faixas etárias (tabela 8 e gráfico 5).

Tabela 8 – Valores de p de comparações entre as faixas etárias do Grupo Experimental, (n= 20). Brasília, 2006.

Teste	Grupo Experimental				
	BR	PM	PL	ML	STP
Anova	0,5684	0,2472	0,8490	0,0020**	0,5933
Kruskal Wallis	0,4198	0,0647	0,8276	0,0064**	0,5275

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$). BR: Balançar de Ré; PM: Pulo Monopedal; PL: Pulo de Lado; ML: Mudar de Lado; STP: Somatório Total de Pontos.

Gráfico 5 – Valores do STP (Somatório Total de Pontos) entre as faixas etárias do Grupo Experimental. Brasília, 2006.



4.1.6. Classificação final do teste de coordenação motora (KTK) nos grupos estudados GC e GE.

O GC apresentou uma classificação final no teste KTK correspondente a 100% normal, dentro de uma escala de 5 cinco níveis (com variação: alto-bom-normal-regular-baixo), onde o nível normal corresponde em média a 50% do desempenho motor esperado com MQ (soma dos testes) variando de 86 a 115. No GE observamos a seguinte classificação final no teste KTK: 5% regular, 85% normal e 10% bom. (gráficos 6 e 7).

Gráfico 6 – Classificação em percentual do teste KTK do Grupo Controle. Brasília, 2006.

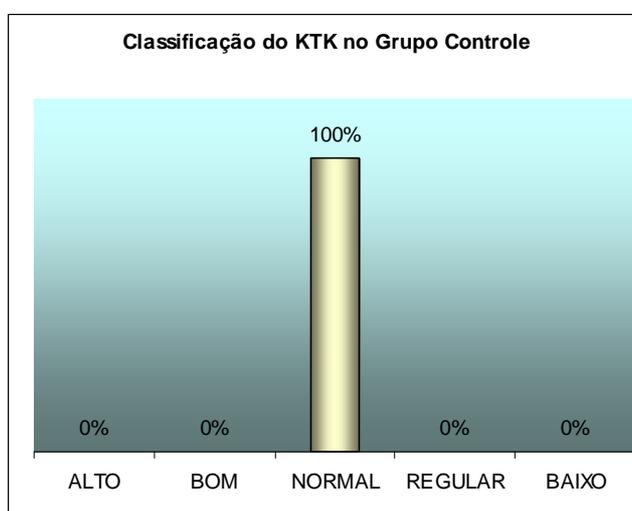
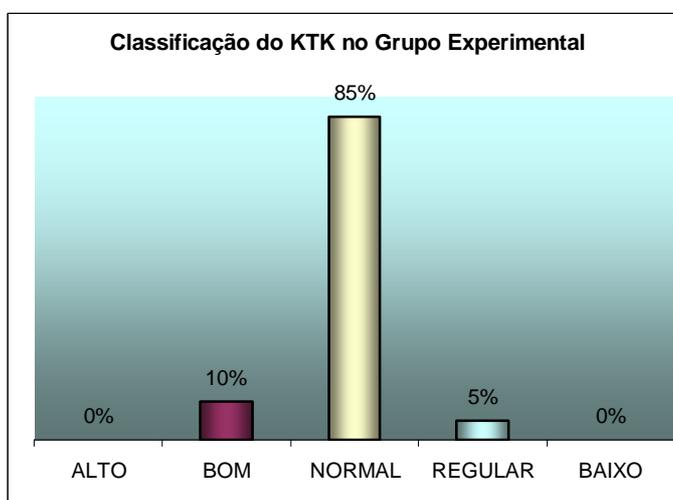


Gráfico 7 – Classificação em percentual do teste KTK do Grupo Experimental. Brasília, 2006.



4.2. Equilíbrio

Para cada indivíduo foram registrados quatro estabilogramas, um para cada um dos seguintes protocolos: pés naturalmente posicionados olhos abertos (NA), pés naturalmente posicionados olhos fechados (NF), pés juntos olhos abertos (JA), pés juntos olhos fechados (JF). De cada estabilograma foram extraídos 18 parâmetros, sendo 12 deles temporais; 2 espaciais e 4 híbridos.

Foi realizado um teste de forma simplificada, seguindo sugestão de PIETRO *et al.*, (1994), onde foram selecionados 4 (quatro) parâmetros, a saber: RDIST [mm], MVELO [mm/s], AREA-SW [mm²] e MFREQ [Hz]. Apesar de ser recomendado o cálculo da frequência centróide pelo mesmo autor, neste estudo não foi adotado este parâmetro.

Com o objetivo de melhor agrupar os dados, realizamos testes preliminares para saber se podíamos agrupar os dados de sujeitos de diferentes gêneros. Os resultados estão listados nas tabelas 9 e 10, onde se observa que não existem diferenças entre gêneros intragrupos GC e GE. Isto nos permitiu agrupar gêneros diferentes em cada grupo.

4.2.1. Comparação dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do GC.

Tabela 9 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Controle (n= 20), Brasília, 2006.

Parâmetros	Grupo Controle							
	Anova				Kruskal Wallis			
	NA	NF	JA	JF	NA	NF	JA	JF
RDIST [mm]	0,2653	0,6126	0,7002	0,9406	0,3642	0,5966	0,2899	0,2899
MVELO [mm/s]	0,2162	0,4964	0,3843	0,3277	0,4495	0,1986	0,1988	0,4057
AREA-SW [mm ²]	0,4481	0,4881	0,5779	0,8292	0,8205	0,8798	0,2899	0,3258
MFREQ [Hz]	0,1702	0,4380	0,2522	0,2076	0,3642	0,1986	0,1506	0,3642

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$).

A seguir, como ilustração as figuras 8, 9, 10 e 11 mostram exemplos dos sinais estabilométricos adquiridos neste estudo, na comparação entre os gêneros masculino e feminino no GC em relação às médias encontradas para cada um dos parâmetros estudados.

Gráfico 8 – Valores médios do parâmetro RDIST [mm] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.

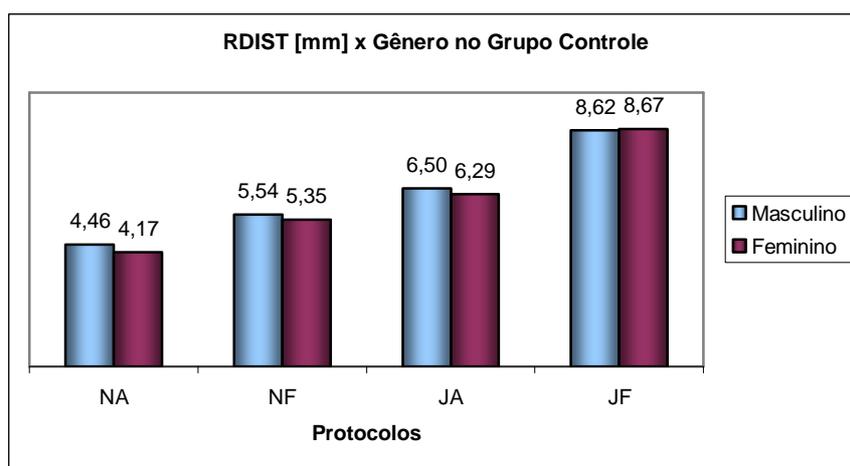


Gráfico 9 – Valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.

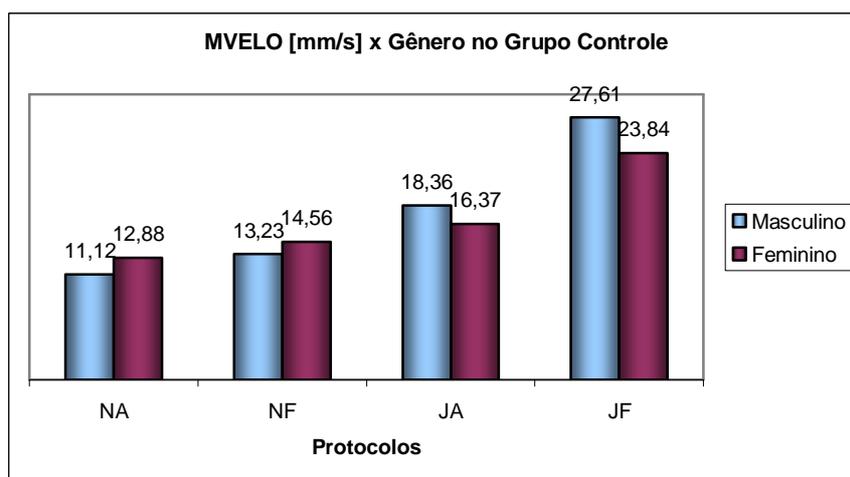


Gráfico 10 – Valores médios do parâmetro AREA-SW [mm²] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.

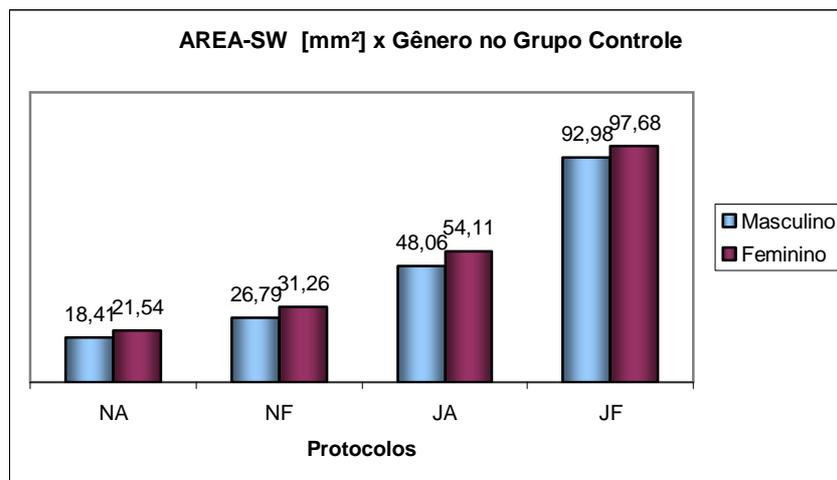
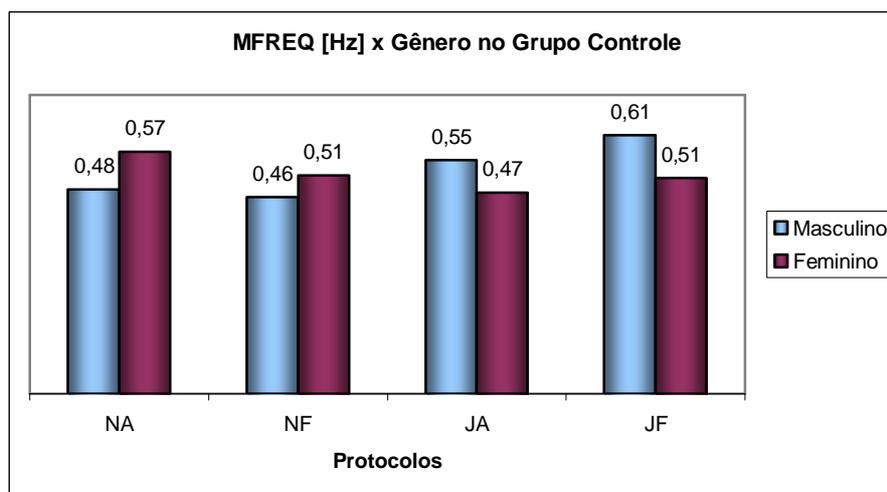


Gráfico 11 – Valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] em relação ao gênero masculino e feminino do GC. Brasília, 2006.



4.2.2. Comparação dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do GE.

Tabela 10 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos entre os gêneros masculino e feminino do Grupo Experimental (n= 20), Brasília, 2006.

Parâmetros	Grupo Experimental							
	Anova				Kruskal Wallis			
	NA	NF	JA	JF	NA	NF	JA	JF
RDIST [mm]	0,7658	0,6465	0,5685	0,0523	0,8774	0,5371	0,3545	0,0760
MVELO [mm/s]	0,5117	0,7314	0,1367	0,1506	0,4404	1,0000	0,1427	0,2801
AREA-SW [mm ²]	0,7180	0,4045	0,1793	0,1865	0,8774	0,5371	0,2472	0,3159
MFREQ [Hz]	0,5419	0,9453	0,1822	0,5295	0,5371	0,5371	0,3159	0,3961

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$).

Os gráficos 12, 13, 14 e 15 mostram exemplos de sinais estabilométricos adquiridos neste estudo para comparação entre os gêneros masculino e feminino no GE em relação às médias encontradas para cada um dos parâmetros estudados.

Gráfico 12 – Valores médios do parâmetro RDIST [mm] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.

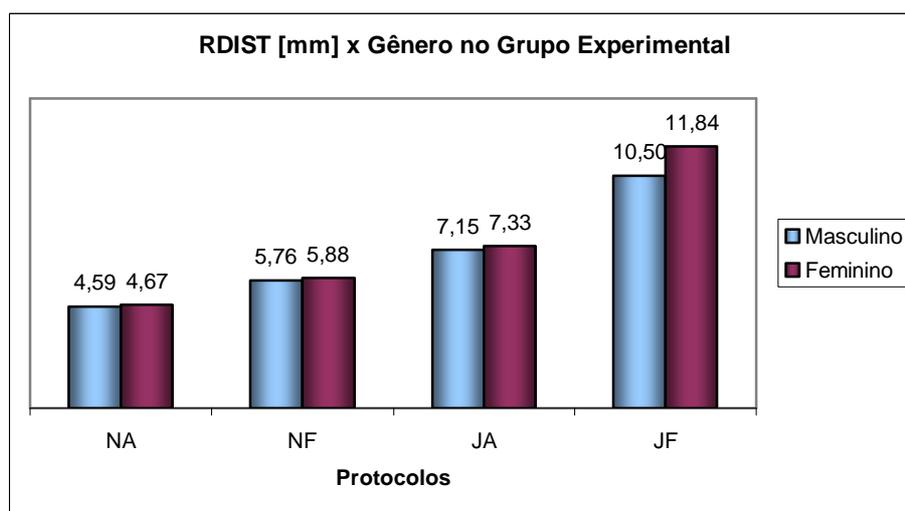


Gráfico 13 – Valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.

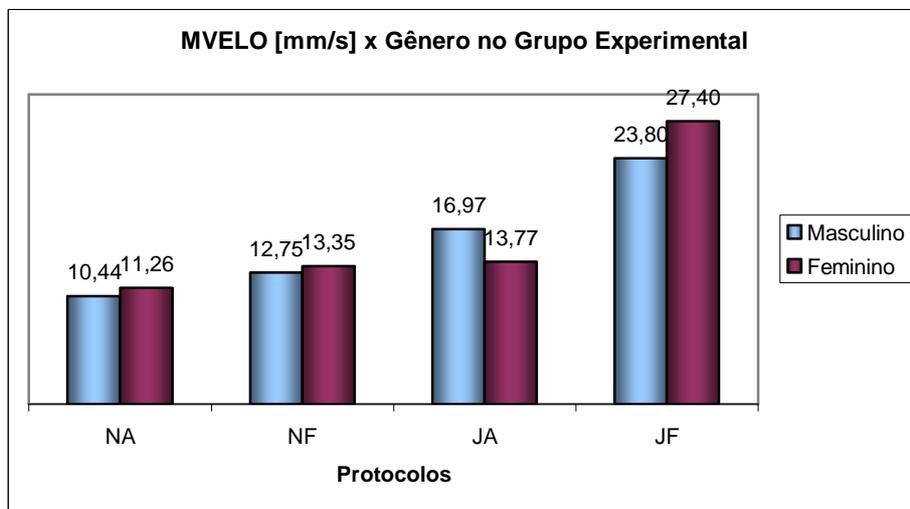


Gráfico 14 – Valores médios do parâmetro AREA-SW [mm²] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.

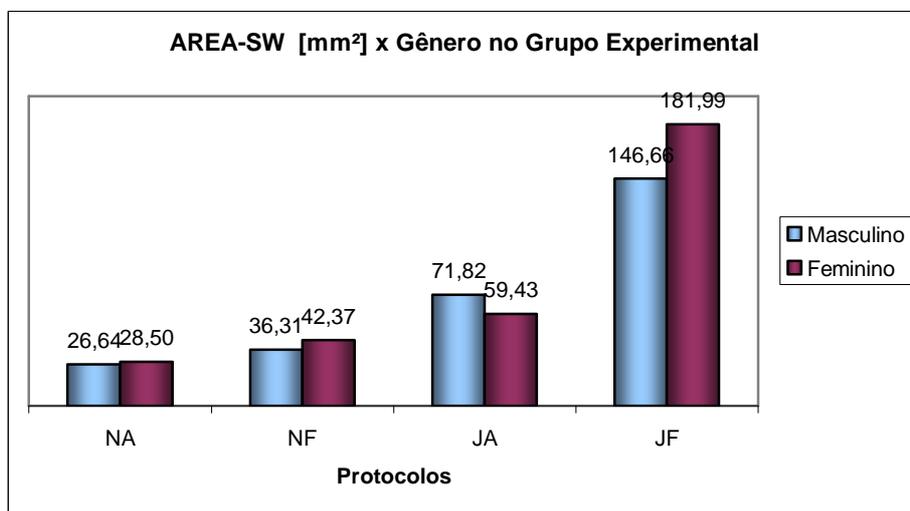
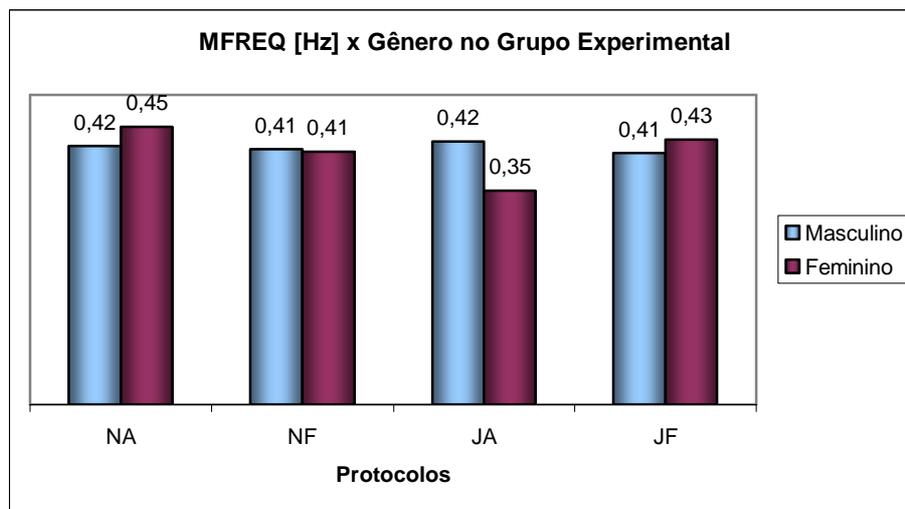


Gráfico 15 – Valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] em relação ao gênero masculino e feminino do GE. Brasília, 2006.



Deste modo, para sabermos se existem diferenças entre o GC e o GE, nos vários protocolos (NA, NF, JA, JF), analisando o comportamento dos parâmetros estabilométricos, realizamos os testes comparativos Anova e Kruskal Wallis cujos resultados de p estão na tabela 11.

4.2.3. Comparação dos valores dos parâmetros estabilométricos entre GC e GE.

Tabela 11 – Valores de p da comparação dos parâmetros de equilíbrio entre GC (n= 20) e GE (n=20). Brasília, 2006.

Parâmetros	Anova				Kruskal Wallis			
	NA	NF	JA	JF	NA	NF	JA	JF
RDIST [mm]	0,0859	0,1003	0,0091**	<,0001**	0,0659	0,0326*	0,0032**	<,0001**
MVELO [mm/s]	0,1886	0,4729	0,2769	0,8285	0,1167	0,4819	0,3720	0,9784
AREA-SW [mm ²]	0,0235*	0,0434*	0,0275*	0,0003**	0,0248*	0,0326*	0,0349*	0,0012**
MFREQ [Hz]	0,0240*	0,0670	0,0111**	0,0021**	0,0304*	0,1167	0,0041**	0,0009**

Legenda: JA/JF=pés juntos, olhos abertos/fechados; NA/NF=pés naturalmente posicionados, olhos abertos/fechados.

Os gráficos 16, 17, 18 e 19 mostram exemplos dos sinais estabilométricos adquiridos neste estudo na comparação entre os grupos GC e

GE em relação às médias encontradas para cada um dos parâmetros estudados.

Gráfico 16 – Comparação dos valores médios do parâmetro RDIST [mm] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.

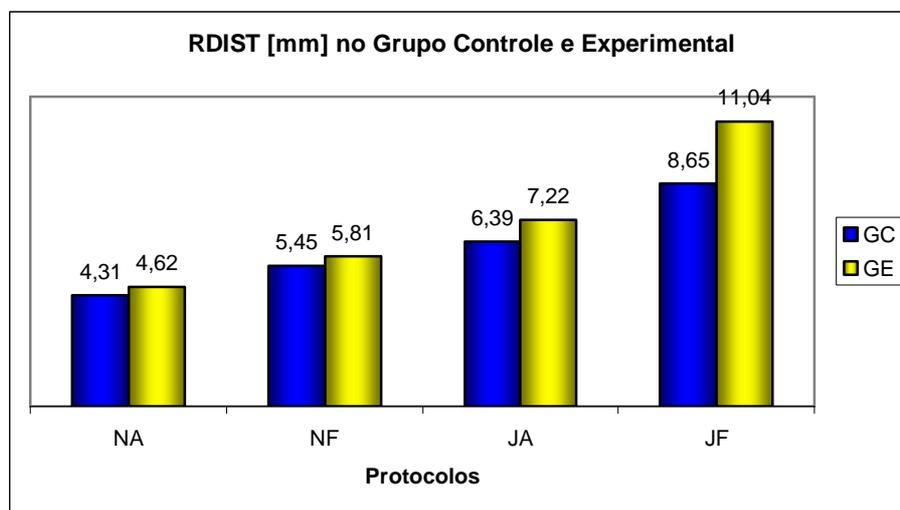


Gráfico 17 – Comparação dos valores médios do parâmetro MVELO [mm/s] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.

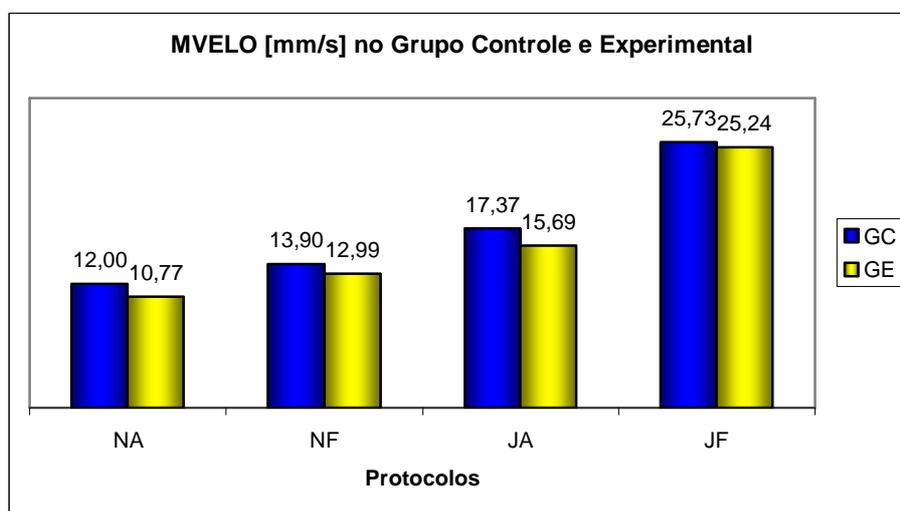


Gráfico 18 – Comparação dos valores médios do parâmetro AREA-SW [mm²] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.

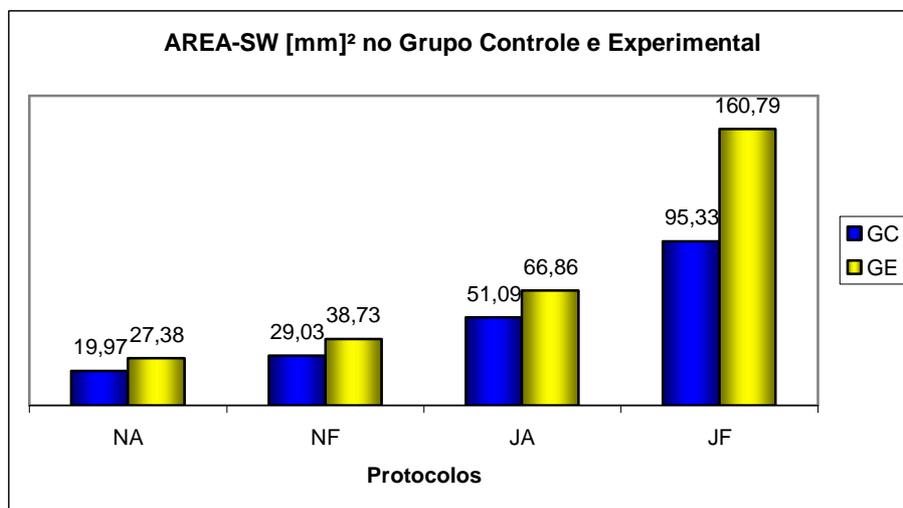
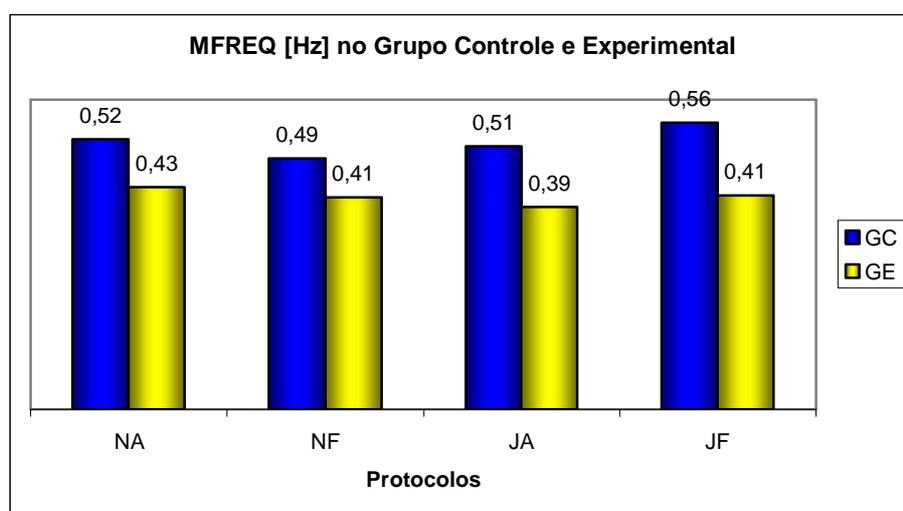


Gráfico 19 – Comparação dos valores médios do parâmetro MFREQ [Hz] entre os grupos GC e GE. Brasília, 2006.



Observam-se as diferenças altamente significativas entre os grupos analisados em relação às variáveis RDIST e MFREQ nos protocolos JA e JF (gráficos 16 e 18).

Constatam-se as diferenças significativas entre os grupos do estudo em relação à variável AREA-SW em todos os protocolos (gráfico 18).

Verificam-se as diferenças significativas entre os grupos estudados em relação à variável MFREQ no protocolo NA. Entretanto, constatou-se que no

protocolo NF não houve diferenças significativas, fato não esperado uma vez que com os olhos fechados, esperam-se médias maiores, ou menor equilíbrio.

4.2.4. Comparação entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão nos grupos GC e GE.

A seguir foram realizados dois tipos de comparações, para saber se houve diferenças entre os protocolos avaliados dentro dos grupos de estudo. Para avaliarmos o fator posição dos pés, realizamos os cruzamentos NAXJA e NFXJF, mantendo-se fixo o fator visão. Para avaliarmos o fator visão, realizamos os cruzamentos JAXJF e NAXNF, mantendo-se fixo o fator posição dos pés. Os resultados destes cruzamentos no GC encontram-se listados na tabela 12.

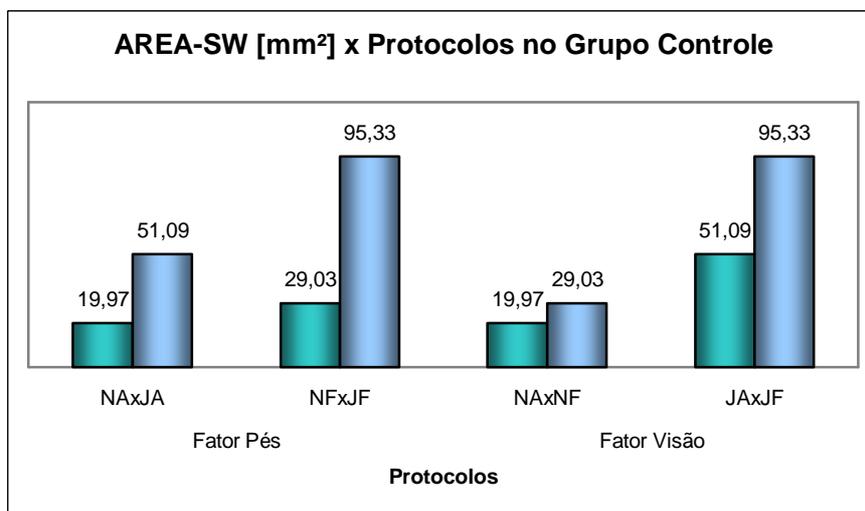
Tabela 12 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Controle (n= 20), analisando os fatores posição dos pés e visão. Brasília, 2006.

Parâmetros	GRUPO CONTROLE							
	Anova				Kruskal Wallis			
	FATOR PÉS		FATOR VISÃO		FATOR PÉS		FATOR VISÃO	
	NAXJA	NFXJF	NAXNF	JAXJF	NAXJA	NFXJF	NAXNF	JAXJF
RDIST [mm]	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**
MVELO [mm/s]	0,0002**	<,0001**	0,1147	0,0005**	0,0002**	<,0001**	0,1850	0,0005**
AREA-SW [mm ²]	<,0001**	<,0001**	0,0190**	0,0005**	<,0001**	<,0001**	0,0119**	0,0012**
MFREQ [Hz]	0,7637	0,1794	0,4199	0,3699	0,5338	0,2133	0,3577	0,2036

Legenda: NA/NF = pés naturalmente posicionados, olhos abertos/fechados; JA/JF = pés juntos, olhos abertos/fechados. * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$).

Encontramos diferenças altamente significativas, nas variáveis RDIST e AREA-SW em relação aos fatores posição dos pés e visão no GC. Observam-se também diferenças altamente significativas na variável MVELO nos protocolos NAXJA, NFXJF em relação à posição dos pés e em JAXJF quanto à visão. Somente no protocolo NAXNF não houve diferenças significativas. A título de ilustração temos o gráfico 20, o qual apresentam os valores médios do parâmetro AREA-SW do GC.

Gráfico 20 – Valores das médias da Área de Balanço (AREA-SW) nas comparações entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão, do GC. Brasília, 2006.



A seguir foram realizadas as comparações dos protocolos para estudo dos fatores posição dos pés e visão no GE. Os resultados estão listados na tabela 13.

Tabela 13 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Experimental (n= 20), analisando os fatores posição dos pés e visão. Brasília, 2006.

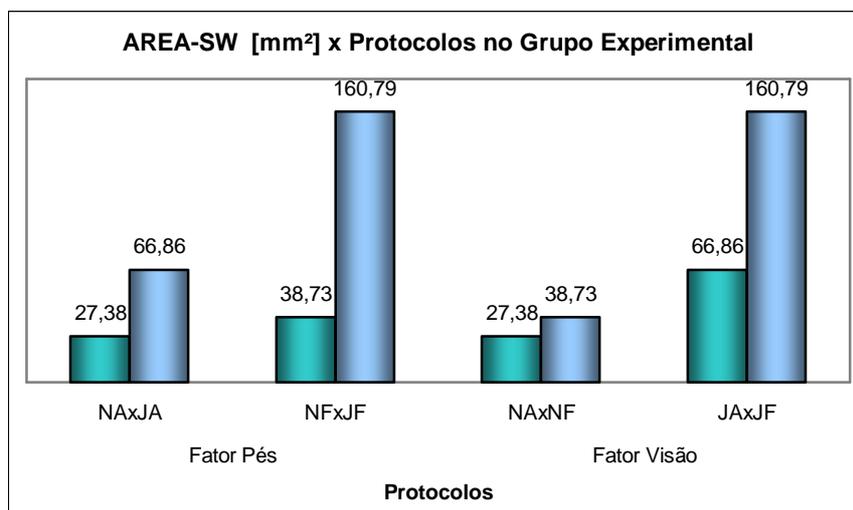
Parâmetros	GRUPO EXPERIMENTAL							
	Anova				Kruskal Wallis			
	FATOR PÉS		FATOR VISÃO		FATOR PÉS		FATOR VISÃO	
	NAXJA	NFXJF	NAXNF	JAXJF	NAXJA	NFXJF	NAXNF	JAXJF
RDIST [mm]	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**	<,0001**
MVELO [mm/s]	0,0002*	<,0001**	0,0356*	<,0001**	0,0003**	<,0001**	0,0425*	<,0001**
AREA-SW [mm²]	<,0001**	<,0001**	0,0105*	<,0001**	<,0001**	<,0001**	0,0068**	<,0001**
MFREQ [Hz]	0,3179	0,8999	0,5689	0,5105	0,0989	0,7660	0,5518	0,2134

Legenda: NA/NF = pés naturalmente posicionados, olhos abertos/fechados; JA/JF = pés juntos, olhos abertos/fechados. * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$).

Encontramos diferenças significativas, nas variáveis RDIST, MVELO e AREA-SW no GE em relação os fatores posição dos pés e visão. Da mesma forma que ocorreu no GC, a variável MFREQ não apresentou diferenças significativas nos protocolos do GE (tabela 13). A título de ilustração temos o

gráfico 21, o qual apresentam os valores médios do parâmetro AREA-SW do GE.

Gráfico 21 – Valores das médias da Área de Balanço (AREA-SW) nas comparações entre os protocolos para análise dos fatores posição dos pés e visão, do GE. Brasília, 2006.



4.2.5. Comparação dos parâmetros estabilométricos entre as faixas etárias do GC.

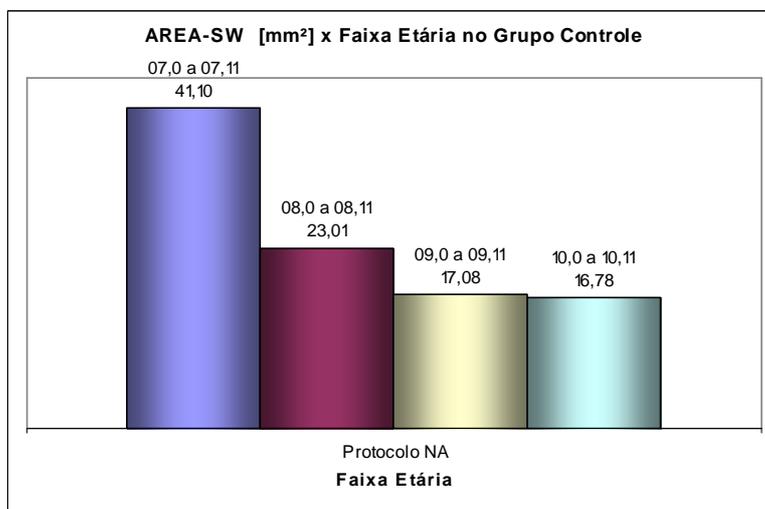
Segundo o teste Anova, o GC apresentou diferenças altamente significativas no protocolo NA para as variáveis RDIST e AREA-SW nas faixas etárias estudadas. Entretanto, no teste Kruskal Wallis o grupo apresentou diferença significativa neste protocolo, apenas para a variável AREA-SW, conforme podemos observar na tabela 14 e gráfico 22.

Tabela 14 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Controle (n= 20), entre as faixas etárias. Brasília, 2006.

Parâmetros	Anova				Kruskal Wallis			
	07 a 07.11	08 a 08.11	09 a 09.11	10 a 10.11	07 a 07.11	08 a 08.11	09 a 09.11	10 a 10.11
RDIST [mm]	0,0016**	0,1487	0,0985	0,7135	0,2936	0,2528	0,4055	0,7233
MVELO [mm/s]	0,1997	0,6759	0,8424	0,8326	0,3557	0,5717	0,8973	0,9101
AREA-SW [mm ²]	0,0024**	0,0299*	0,1145	0,7853	0,0311*	0,1599	0,2151	0,6436
MFREQ [Hz]	0,1810	0,9982	0,5711	0,3340	0,2599	0,9734	0,3525	0,2443

Legenda: * = diferença significativa ($p \leq 0,05$); ** = diferença altamente significativa ($p \leq 0,01$).

Gráfico 22 – Valores das médias da AREA-SW [mm²] entre as faixas etárias do protocolo NA (pés naturalmente posicionados olhos abertos) do GC. Brasília, 2006.



Como o teste de Kruskal Wallis pode ser utilizado onde as suposições de normalidade da Anova não se aplicam, podemos afirmar que não houve diferenças entre as faixas etárias do GC.

4.2.6. Comparação dos parâmetros estabilométricos entre as faixas etárias do GE.

Verificamos, através dos testes Anova e Kruskal Wallis, que não houve diferenças significativas entre as faixas etárias do GE para os protocolos analisados (tabela 15).

Tabela 15 – Valores de p de comparações dos parâmetros estabilométricos do Grupo Experimental (n= 20), entre as faixas etárias. Brasília, 2006.

Parâmetros	Anova				Kruskal Wallis			
	07 a 07.11	08 a 08.11	09 a 09.11	10 a 10.11	07 a 07.11	08 a 08.11	09 a 09.11	10 a 10.11
RDIST [mm]	0,9774	0,1101	0,0783	0,1759	0,9962	0,2224	0,2946	0,1351
MVELO [mm/s]	0,3998	0,1695	0,7332	0,6783	0,6741	0,2376	0,7930	0,5857
AREA-SW [mm ²]	0,8090	0,2368	0,8529	0,8875	0,9653	0,4295	0,7000	0,9499
MFREQ [Hz]	0,4264	0,2716	0,4296	0,3789	0,7962	0,1212	0,3594	0,4723

Legenda: * = diferença significativa (p≤ 0,05); ** = diferença altamente significativa (p≤ 0,01).

5. DISCUSSÃO

Neste estudo procurou-se estabelecer critérios que favorecessem a análise dos dados, minimizando vieses de aferição e seleção (PEREIRA, 1997). Desta maneira apenas a pesquisadora foi responsável pela aquisição dos dados da estabilidade postural; a mesma ofereceu treinamento aos responsáveis pelas mensurações da coordenação motora (alunos do curso de Graduação em Educação Física da UnB). Ainda, no intuito de minimizar possíveis vieses, as crianças, em especial as com deficiência auditiva contaram com a participação de seus professores habituais para esclarecimentos dos protocolos testados.

Outro aspecto, a ser destacado refere-se ao fato que foram adotados critérios de inclusão rigorosos na seleção da amostra para este estudo. Para que a amostra se tornasse mais homogênea, limitamos a idade, o tipo de perda auditiva, a frequência e o tipo da prática de atividade física sistematizada oferecida nas Instituições antes da coleta de dados.

LAVINSKG (1990), destacou que o estudo da função labiríntica assumiu ainda maior interesse quando novas publicações procuraram demonstrar que a ocorrência de um distúrbio labiríntico pode determinar uma série de conseqüências sobre o desenvolvimento das aptidões motoras, disso resultando um prejuízo no desenvolvimento das habilidades de aprendizado. Com esta pesquisa buscou-se contribuir para o melhor conhecimento das características perceptuais e motoras das crianças estudadas no sentido de estabelecer ações preventivas, aplicando uma terapia mais apropriada e oportuna.

O padrão de desenvolvimento da capacidade de rendimento corporal foi assumido por SCHILLING & KIPHARD (1974) como aumentando linearmente com a idade e de uma forma paralela para ambos os sexos, tendo o sexo feminino relativamente ao sexo masculino um resultado superior em 16 pontos aos 6,6 anos e em 10 pontos aos 10,6 anos. Estes resultados devem, no entanto, ser considerados com reservas, já que o método de estudo transversal usado pelos autores, não é o mais adequado para este tipo de análise.

WILLIMCZIK (1980), num estudo longitudinal (6,7 aos 10,7 anos), verificou que os resultados contradiziam o padrão de desenvolvimento assumido por SCHILLING & KIPHARD (1974) em dois aspectos. Primeiro, não foram encontradas diferenças significativas entre os sexos nos cinco momentos de avaliação e, segundo foi encontrada uma interação significativa entre o tempo e o sexo. Assim, tem que ser assumido um padrão de desenvolvimento específico de cada sexo e não um padrão de desenvolvimento invariante. Esta especificidade foi demonstrada pelo fato dos rapazes que tinham resultados inferiores às meninas aos 6,6 anos, obterem resultados melhores do que estas aos 8,6 anos. Nosso estudo também utilizou o método transversal, como em SCHILLING & KIPHARD (1974) mas, contrariamente ao estudo deles não encontramos diferenças significativas entre os gêneros do grupo controle e do grupo de estudo quando analisamos o resultado final do teste, logo os resultados do presente estudo são corroborados pelos obtidos em WILLIMCZIK (1980).

Na tabela 7 e no gráfico 4 observam-se diferenças significativas entre as faixas etárias na tarefa pulo monopedal do grupo controle no teste Anova. Já pelo teste Kruskal Wallis observamos que não há diferenças entre as faixas etárias.

Pelo teste Anova existem diferenças altamente significativas entre as faixas etárias na tarefa mudar de lado do grupo controle. No teste de Kruskal Wallis essas diferenças também são confirmadas, mostrando-se significativas. Mas ao analisarmos o STP (somatório total dos pontos das tarefas), constatamos que estas diferenças não se apresentam significativas (tabela 7).

Inicialmente verificam-se diferenças altamente significativas nas faixas etárias somente na tarefa mudar de lado do grupo experimental, que é confirmada pelo teste de Kruskal Wallis. Mas assim como ocorre no grupo controle, ao analisarmos o STP (somatório total dos pontos das tarefas), constatamos que não há diferenças significativas em relação às faixas etárias estudadas (tabela 8 e gráfico 5).

No estudo de BESSA & PEREIRA (2002) foi verificado que as meninas apresentaram melhor desempenho na execução de atividades que desenvolvem a coordenação motora, ao contrário dos meninos que costumam ser mais hábeis nas atividades de equilíbrio. Os autores ressaltaram que é

importante respeitar as diferenças entre meninos e meninas. Cada um apresenta um ritmo diferente no desenvolvimento psicomotor: os meninos desenvolvem o equilíbrio e a coordenação motora bem mais cedo e rápido do que as meninas, que são menos hábeis nesses tipos de habilidades. Porém as meninas são mais habilidosas em atividades que exploram a coordenação motora fina, o que foi defendido em seus estudos mais recentes pelo autor (SCHWARTZMAM 2001). Vale salientar que nesse estudo comparativo, observou-se que os meninos apresentaram melhor habilidade na execução dos testes de equilíbrio e as meninas, nos testes de coordenação motora, tanto grossa quanto fina. Cabe ressaltar, que o ambiente com o qual a criança mantém relacionamentos tem importância fundamental no desenvolvimento destas habilidades, alterando portanto estes resultados encontrados.

Foi observado que não houve diferenças significativas entre os gêneros masculino e feminino do grupo controle (tabela 4 e gráfico 1). Inicialmente verificamos que existem diferenças significativas entre os gêneros na tarefa mudar de lado do grupo experimental, mas ao analisarmos o STP (somatório total dos pontos das tarefas), confirmamos que não houve diferenças significativas em relação aos gêneros masculino e feminino no teste KTK (tabela 5 e gráfico 2). Provavelmente isto ocorra devido às experiências motoras anteriores destas crianças em relação ao tipo de tarefa, fato este que pode ter afetado o desempenho motor na tarefa mudar de lado.

Na tabela 6 e no gráfico 3 encontramos diferenças significativas na tarefa pulo de lado e no somatório total dos pontos das tarefas em relação ao gênero masculino e feminino entre grupo controle e grupo experimental segundo os critérios do teste Anova. Pelo teste Kruskal Wallis, evidencia-se uma acentuação dessas diferenças, apresentando-se altamente significativas. Assim, constatou-se que as crianças com deficiência auditiva apresentaram valores médios de desempenho motor inferiores aos encontrados em crianças normais da mesma faixa etária e gênero. Logo, confirmamos a hipótese deste estudo.

As crianças do grupo controle apresentaram uma classificação final normal no teste de coordenação motora (KTK), dentro de uma escala de 5 cinco níveis (baixo, regular, normal, bom e alto), onde o nível normal corresponde em média a 50% do desempenho motor esperado com MQ (soma

dos testes) variando de 86 a 115 pontos (gráfico 6). No grupo experimental observamos a seguinte classificação final no teste KTK: 5% regular, 85% normal e 10% bom. (gráfico 7).

Relativamente ao desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal em grupos de rendimento inicial distinto, WILLIMCZIK (1980) verificou que as diferenças obtidas no início da idade escolar (6,7 anos) não foram atenuadas, mas ainda aumentaram no fim do período de observação (até 10,7 anos), pondo em causa o postulado de que a escola oferece a todos as mesmas possibilidades de desenvolvimento.

LOPES & MAIA, (1997) citando ZAICHKOWSKY, ZAICHKOWSKY & MARTINEK (1978) estudaram o efeito de uma aula por semana no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal. Constataram em crianças do 1º ao 5º grau (6 a 11 anos) que, após seis meses, o grupo experimental obteve melhor prestação nas provas da bateria KTK do que o grupo controle. Estes resultados indicam que a participação em atividades físicas organizadas durante seis meses e apenas uma vez por semana, têm efeitos positivos no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal.

WILLIMCZIK (1980), num estudo longitudinal em crianças (N = 399) de idade escolar (6,7 a 10,7 anos de idade), constatou um crescimento linear da prestação no teste KTK entre os 6,7 e os 10,7 anos de idade. A justificativa para aquele aumento linear não está apenas no crescimento e maturação. Muito provavelmente as aulas de educação física também contribuíram para que tal acontecesse. Assim sendo, confirma-se, uma vez mais, que as aulas de educação física têm uma determinada importância no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal.

Na análise que fez à estabilidade, através do método de auto-correlação, dos resultados da bateria KTK, WILLIMCZIK (1980) encontrou valores de auto-correlação bastante elevados 0,80 a 0,82, entre um momento e o momento imediatamente seguinte, 0,82 a 0,63, entre o primeiro momento e os quatro momentos subseqüentes (6,7 aos 10,7 anos, com avaliações ano a ano), o que é de esperar em observações próximas. LOPES & MAIA (1997), referem que as características antropométricas são mais estáveis do que as características de rendimento motor condicionalmente determinadas e estas, por sua vez, são mais estáveis do que as características de rendimento motor

determinadas pela coordenação. WILLIMCZIK (1980) também refere, baseado nos resultados da análise fatorial exploratória, que o construto unidimensional da bateria se mantém estável ao longo dos quatro anos de observações.

Logo, constata-se a importância e a confiabilidade da bateria do teste de coordenação motora KTK para realização de estudos longitudinais, no acompanhamento de crianças especialmente com deficiência auditiva em diferentes momentos, a fim de no contexto da motricidade humana, identificar as reais carências dessas crianças para que, então, a motricidade seja desenvolvida como uma manifestação do comportamento, para se alcançar o aumento da qualidade de vida desses sujeitos.

NASHNER (1993), assinala a importância médico-legal da posturografia computadorizada, por se constituir em um teste objetivo de avaliação funcional do equilíbrio corporal que pode ser usado para comparação intra e interindividuais (CHIARI *et al.*, 2002). Os nossos achados indicam claramente o valor clínico da posturografia computadorizada, confirmando a opinião de vários pesquisadores, como FERNANDES, *et al.*, (1994) citando LEDIN & ODKVIST (1993), entre outros.

Cerca de metade das quedas em idosos ocorrem durante o andar, tarefa em que a manutenção do equilíbrio dinâmico é crítica. Quedas refletem a incapacidade do sistema de controle postural recuperar-se de uma perturbação isto é, manter a projeção do centro de gravidade dentro dos limites de estabilidade. Em situações cotidianas que colocam em risco o equilíbrio e que podem provocar quedas, devemos ser capazes de manter o equilíbrio em diferentes posições da base de suporte e às vezes próximo aos limites de estabilidade. Em vista disso, diferentes autores têm apontado a pouca significância da posturografia estática (nenhuma perturbação e manutenção do equilíbrio longe dos limites de estabilidade) para resolver o problema de quedas em seres humanos (JOHANSSON & MAGNUSSON, 1991 e BALOH *et al.*, 1994). Recomendamos o uso da posturografia estática como instrumento diagnóstico para identificar o comportamento do centro de pressão em pacientes com alterações no controle postural; mas se o objetivo for o treinamento do equilíbrio postural sugerimos a utilização da posturografia dinâmica, observando-se as particularidades dos diversos métodos encontrados na literatura e os avanços tecnológicos destes instrumentos nas últimas décadas.

Um dos objetivos deste estudo foi descrever o comportamento do centro de pressão, quanto ao equilíbrio estático em crianças com deficiência auditiva e comparar os valores médios encontrados com os das crianças normais. Para este fim utilizamos a estabilometria, em quatro modalidades de protocolos onde avaliamos também o fator base de suporte e a visão. Os parâmetros usados foram escolhidos dentre a enorme quantidade de medidas, descritas na literatura, e usualmente utilizadas para avaliação do equilíbrio estático (PRIETO, 1996).

SANTANA (1999), menciona que a literatura sobre as diferenças de equilíbrio estático entre variáveis como sexo e faixa etária não é clara, existindo autores que dizem que não há diferença (BAKER, 1998 e HAGEMAN *et al.*, 1995) e outros afirmando o contrário (FIGURA *et al.*, 1991 e RIACH, 1987). Para esclarecer como os nossos dados se apresentaram em relação a esta questão, fizemos testes quanto ao comportamento da variável sexo, dentro de cada um dos dois grupos. Os resultados dispostos na tabela 9 e 10, mostraram que não há diferenças significativas entre gênero masculino e feminino no grupo controle e no grupo experimental.

SANTANA (1999), também destaca que outra questão, geralmente obscura na literatura, refere-se à questão da faixa etária. Seria possível, em termos de equilíbrio estático, agrupar crianças das diversas faixas etárias estudadas? Os resultados desses testes para as crianças dos grupos estudados foram realizados e os seguintes resultados foram encontrados:

Nas comparações entre as faixas etárias do grupo controle segundo o teste Anova, os resultados mostraram diferenças altamente significativas no protocolo NA para os parâmetros RDIST e AREA-SW. No teste Kruskal Wallis, o grupo controle apresentou diferenças significativas neste mesmo protocolo para o parâmetro AREA-SW (tabela 14 e gráfico 22). Outro fator que pode estar relacionado a esse resultado é o esquema corporal. De acordo com RODRIGUES (1997), crianças de 9 e 10 anos ainda não apresentam seu esquema corporal totalmente elaborado. É possível investigar, sobre a possibilidade de uma criança de 10 anos possuir um esquema corporal mais maduro e, portanto, diferenciado de uma de 7 anos. Já nas comparações entre as faixas etárias do grupo experimental, verificamos segundo os testes Anova e Kruskal Wallis, que não houve diferenças significativas entre as faixas etárias

do grupo experimental (tabela 15).

Relativo ao desenvolvimento ontogênico do equilíbrio estático, os resultados de RIVAL *et al.*, (2004), mostraram uma diminuição na variação e na velocidade que ilustram uma melhora da estabilidade postural com a idade. Especificamente, estes resultados mostraram que as crianças mais jovens empregaram uma velocidade alta o que os leva a fazer correções grandes e rápidas principalmente do COP. Ao redor dos 8 anos de idade, aconteceu um período crítico no qual as crianças pareciam ter algumas dificuldades para minimizar a magnitude e/ou dos deslocamento do COP para gastar muito tempo próximo à média do COP, considerando que a quantidade de atividade requerida diminuía como ilustrado pelo aumento da magnitude e a diminuição da velocidade. Estes resultados estão de acordo com os encontrados num estudo prévio, onde a magnitude aumenta dramaticamente por volta dos 7 a 8 anos de idade. Finalmente, as crianças mais velhas reduziram ambas a magnitude e a velocidade dos deslocamentos do COP diminuindo a magnitude das excursões máximas do COP e/ou aumentando o tempo gastado próximo à média do COP. Este padrão pode ser interpretado como uma mudança de uma velocidade para uma estratégia de precisão, e então para uma combinação destes dois modelos. Esses resultados estão conforme estudos prévios que acharam este padrão de melhora do equilíbrio estático entre 6 e 10 anos de idade.

Para nosso conhecimento, a pergunta de como o controle postural evolui com o passar do tempo em crianças de 6, 8 e 10 anos de idade não tem sido investigada. RIVAL *et al.*, (2004) em seu estudo buscou responder a esta pergunta analisando as modificações de momento-para-momento do equilíbrio estático, os resultados mostraram que ambas as medidas de balanço, magnitude e velocidade, usados para descrever os comportamentos da postura dos participantes diminuiram (de 1 a 5 s e para 1 a 3 s, respectivamente) e então, permaneceram constantes com o passar do tempo. Como mostrado pela ausência de interação da Idade x Tempo para ambos a variação e a velocidade, todos os grupos de idade estabilizaram a velocidade de deslocamento do COP dentro de 2 s, mas precisaram de uma maior quantidade de tempo para diminuir a magnitude dos deslocamentos do COP (i.e., dentro de 4 s). Estes resultados também sugeriram que um ótimo nível de

equilíbrio estático não é alcançado instantaneamente. Requer bastante quantidade de tempo (ao redor 5 s) a ser alcançado e parece ser mantido durante pelo menos 5 s. Além disso, uma vez que as crianças estabilizaram as suas posturas em um ótimo nível de acordo com suas idades, elas foram capazes de manter aquele nível por uma certa duração (i.e., 5s) sugerindo que os processos que estão abaixo da manutenção de um ótimo nível de estabilidade postural estão maduros desde pelo menos 6 anos de idade.

Outra questão a ser investigada no estudo foi: Qual dos grupos estudados apresentou melhor desempenho no equilíbrio estático. Então avaliamos as médias dos parâmetros estabilométricos nos grupos que participaram dos testes comparativos que estão mostradas nos gráficos 16, 17, 18 e 19. Para PIETRO *et al.*, (1996), frequência média (MFREQ) assim como velocidade média (MVELO) estão diretamente relacionadas com a quantidade de atividade regulatória do sistema de controle postural usadas para manter o equilíbrio estático. Já outros parâmetros, como excursão total, raio médio e medidas de áreas, registram a eficiência do sistema de controle, segundo uma correlação positiva.

Nas comparações dos parâmetros estabilométricos (RDIST, MVELO, AREA-SW e MFREQ) constatamos as diferenças altamente significativas entre o grupo controle e grupo experimental em relação aos parâmetros RDIST e MFREQ nos protocolos JA e JF.

A tabela 11 e o gráfico 18 mostram as diferenças significativas em relação ao parâmetro AREA-SW em todos os protocolos. Da análise dessas tabelas, pode se concluir que o parâmetro AREA-SW foi o mais sensível para detectar diferenças entre crianças com deficiência auditiva e normais. Constatamos que esse é o único parâmetro que ressalta, simultaneamente, diferenças em todas as comparações realizadas.

Existem diferenças significativas em relação ao parâmetro MFREQ no protocolo NA. Entretanto, constatou-se que no protocolo NF não houve diferenças significativas, fato não esperado uma vez que com os olhos fechados esperam-se médias maiores, ou menor equilíbrio. Verifica-se que os protocolos experimentais foram sempre executados numa ordem fixa: NA; NF, JA, JF. Nesta seqüência, o protocolo com os olhos fechados, poderia estar sendo favorecido por um tipo “aprendizado” ou maior “intimidade” com o

método, fato este que pode ser associado a uma falha metodológica que foi comentado anteriormente por GOLDIE, 1992. Entretanto, acreditamos que a posição dos pés (naturalmente posicionados) freqüentemente utilizada em nosso cotidiano, poderá alterar os mecanismos de controle postural, apresentando talvez uma resposta adaptativa neste tipo de teste.

Foi verificado que as crianças com deficiência auditiva, na faixa etária estudada e de ambos os sexos, apresentaram maiores valores médios nos parâmetros analisados. Isto mostra que crianças com deficiência auditiva avaliadas apresentaram menor equilíbrio estático, quando comparadas às normais de mesma idade e gênero. Estes achados colaboram com RINE *et al.* (2004), onde as crianças com perda auditiva neurosensorial conseguiram valores abaixo dos normais para a efetividade sensorial, razão ($p \leq 0.05$). Estes resultados apóiam a idéia de que crianças com perda auditiva neurosensorial e com uma simultânea disfunção vestibular tem um déficit de organização sensorial que justificam a realização das intervenções.

Presume-se que uma estabilidade postural diminuída, ou um equilíbrio precário, levem a uma área aumentada da trajetória do centro de pressão. Como a plataforma de força mede também a aceleração do centro de pressão (COP), um aumento da mesma pode indicar um déficit no controle postural ou a adoção de uma estratégia de controle postural diferente (PERES, 2000).

Segundo HORAK *et al.* (1988), CROWE *et al.* (1988) e SPIELHOLZ *et al.* (2001), as crianças com perda auditiva e com disfunções vestibulares simultaneamente, apresentam déficits na organização sensorial que podem ser mensurados por meio da posturografia para condições de testes sensoriais (SCT). Estes estudos relataram que o período crítico do desenvolvimento do controle postural está entre 4 e 6 anos de idade. WOOLLACOTT *et al.*, (1987) e SHUMWAY-COOK *et al.*, (1990), sugeriram que as intervenções para registrar e acompanhar os déficits motores nesta população deveriam ser proporcionadas antes desta idade.

Contrariamente, encontramos estudos que relatam a eficácia das intervenções na reabilitação em adultos com disfunções vestibulares por meio da fisioterapia. HERDMAN *et al.* (1995), HORAK *et al.* (1992), e KREBS *et al.* (1993), já estudos semelhantes de intervenções com crianças não são achados. Realmente ainda constatamos uma escassez de publicações que

usando a estabilometria, avaliam o equilíbrio postural em crianças com perda auditiva. Assim, a discussão que será realizada neste capítulo, terá que levar em consideração resultados de trabalhos com protocolos apenas parecidos com os nossos.

Para RINE *et al.* (2004), os resultados sugerem que as crianças com perda auditiva neurossensorial e disfunções vestibulares simultâneas, participantes de intervenções com exercícios, melhoraram a organização sensorial do controle postural e pararam o progressivo atraso no desenvolvimento motor. A identificação do déficit na organização sensorial na pré-intervenção melhora ou aumenta os valores encontrados nas intervenções relacionados ao sistema somatosensorial e a visão, sugerindo que esta melhora contribui para um aumento no nível do desenvolvimento motor, fato este também constatado por GAWRON *et al.*, (2004).

As investigações das intervenções para melhorar os déficits de equilíbrio em crianças com perda auditiva foram mínimas e inconclusivas. EFFGEN (1981), tem estudado os efeitos do apoio unipodal na postura sendo a estabilidade postural mensurada em crianças com 7 a 11 anos de idade com perda auditiva onde não foi encontrada nenhuma melhora. LEWIS *et al.*, (1985), informaram que a participação do equilíbrio e do programa de consciência do corpo resultou na melhora das habilidades de equilíbrio em crianças 6 a 8 anos de idade com perda auditiva. Porém, a função vestibular e os mecanismos de controle postural não eram testados.

Nos estudos prévios de intervenções EFFGEN (1981), os quais averiguaram uma falta de melhora nas habilidades motoras em crianças com perda auditiva acompanhadas com intervenções documentadas. Os dados apresentados demonstraram uma tendência ao aperfeiçoamento do desenvolvimento motor em crianças participantes de intervenções com exercícios, e um contínuo declínio nos grupos placebo. Estes resultados indicam que os progressos naturais no atraso do desenvolvimento foram revertidos, quando acompanhados por intervenções com exercícios.

Resultados divergentes informados podem ser explicados, pelo menos em parte, pela falta de prova inclusiva da função vestibular e do controle postural nos estudos prévios de EFFGEN (1981) e LEWIS *et al.* (1985), logo, limitando a intervenção à prática do equilíbrio. Além disso, a natureza da perda

auditiva não foi informada, e se as crianças nestes mesmos estudos estavam além do período crítico do desenvolvimento do equilíbrio. É possível que a idade na ocasião das intervenções tenham afetado os resultados. Além disso, o déficit da organização sensorial identificado em crianças com perda auditiva neurossensorial e com déficit vestibular simultâneo, evidência uma relação entre os déficits motores e as disfunções vestibulares sugerindo que as intervenções deveriam focalizar a melhora da efetividade da visão e do sistema somatossensorial. Uma das limitações do nosso estudo, refere-se à falta de teste da função vestibular que não foi avaliada na amostra estudada. Mas, quanto ao tipo de perda auditiva todas as crianças estudadas foram classificadas como do tipo neurossensorial profunda bilateral.

Encontramos diferenças altamente significativas, nos parâmetros RDIST e AREA-SW em relação aos fatores posição dos pés e visão no grupo controle. Observam-se também diferenças altamente significativas no parâmetro MVELO nos protocolos NAXJA, NFXJF em relação à posição dos pés e em JAXJF quanto à visão. Já no protocolo NAXNF não houve diferenças significativas (tabela 12 e gráfico 20).

SANTANA (1999), destaca que quando o fator visão é realmente importante, este deveria produzir diferenças nas mensurações de outros parâmetros, principalmente de parâmetros como velocidade que como frequência média, que medem o mesmo tipo de características do controle postural. Neste estudo observamos as diferenças altamente significativas para o parâmetro velocidade em todas as comparações realizadas, com exceção do protocolo NAXNF que pode estar relacionado a um posicionamento mais próximo das atividades que desempenhamos no nosso cotidiano.

FERNANDES *et al.*, (1994), citando LEDIN & ODKVIST (1993) e NASHNER (1993), comenta que a posturografia computadorizada permite identificar o tipo de disfunção do sistema de equilíbrio corporal. A disfunção somatossensorial é diagnosticada pelo aumento da oscilação corporal com os olhos fechados em comparação com o que ocorre com os olhos abertos. As disfunções vestibulares, as somatossensoriais e o comprometimento do sistema nervoso periférico ou central também podem alterar o alinhamento do centro de gravidade ou a estratégia da movimentação corporal para manter o equilíbrio, o que pode ser avaliado à posturografia dinâmica computadorizada.

Atividades motoras mais específicas e complexas, que requerem maior demanda do controle postural onde uma variável associada ao equilíbrio postural, geralmente o centro de pressão, é fornecida como *feedback* visual em tempo real, têm sido aplicadas em treinamento e reabilitação do equilíbrio postural com diferentes graus de sucesso (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1988; HAMMAN *et al.*, 1992; LEE *et al.*, 1996; NICHOLS, 1997).

De maneira similar, o papel do *feedback* visual durante a tarefa de manutenção da postura ereta em diferentes posições médias de equilíbrio em relação à base de apoio foi investigada (HIRVONEN *et al.*, 1997). O mapeamento do equilíbrio em diferentes posições da base de estabilidade pode ser útil para avaliar a performance do sistema de controle postural em controlar o equilíbrio em situações extremas que o corpo humano possa cair. SCHIEPPATI *et al.*, (1994) fizeram tal mapeamento para a direção AP em sujeitos normais e idosos patológicos e avaliaram o papel da informação visual durante esta tarefa. Estes autores observaram maior oscilação quando o centro de pressão estava perto dos limites de estabilidade e concluíram que esta maior oscilação não indicava maior instabilidade mas uma exploração intencional da base de estabilidade para a manutenção da postura naquela posição.

Um aumento na variabilidade (desvio padrão) e frequência média do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta para ambas as direções com os olhos fechados tem sido reportado na literatura (DIENER & DICHGANS 1988, COLLINS & DE LUCA 1995a).

Encontramos diferenças significativas, nos parâmetros RDIST, MVELO e AREA-SW no grupo experimental em relação aos fatores posição dos pés e visão (tabela 13 e gráfico 21). Da mesma forma que ocorreu no grupo controle, o parâmetro MFREQ não apresentou diferenças significativas quanto à posição dos pés e a visão no grupo experimental.

Diversos trabalhos revelam grandes diferenças entre a posição dos pés em posição normal e outras posições como por exemplo, com os pés juntos (UIMONEN, 1992). Logo, deve-se lembrar que acontece uma diminuição da base de suporte na posição com os dois pés juntos. Sabe-se que na maioria das atividades funcionais do cotidiano, raramente utilizamos posições diferentes da de pés em posição normal; logo, pode-se considerar a

possibilidade do Sistema Nervoso Central utilizar mecanismos diferenciados para o controle do equilíbrio em situações inusitadas ou menos freqüentes.

Acreditamos que os protocolos experimentais foram adequadamente escolhidos. Alguns autores levantam a hipótese de que os sistemas de controle postural têm fortes características não estacionárias e, neste sentido, parâmetros como o da dimensão fractal, talvez pudessem melhor ressaltar as diferenças entre as crianças dos grupos de estudo. Mas, PRIETO *et al.*, (1996), encontraram redundância entre dimensão fractal e freqüência média. É importante sublinhar que a dimensão fractal é um parâmetro que se insere no grupo de parâmetros que chamamos de centro de pressão. Achados conflitantes como esses, somente reforçam a necessidade de novas investigações sobre o controle postural.

A manutenção do equilíbrio é executada pelo sistema de controle postural o qual integra informações de diferentes fontes com diferentes latências e respostas em freqüência e controla um sistema mecânico com múltiplos graus de liberdade com atuadores altamente redundantes, vários músculos atravessando a mesma articulação. Vários estudos foram mencionados por DUARTE, 2000: Perturbações fisiológicas, como por exemplo respiração e batimento cardíaco, o qual também apresenta correlações de longo alcance (GOLDBERGER & WEST, 1987), continuamente perturbam o equilíbrio. Cada uma destas características pode ser responsável pelo processo de correlação de longo alcance (PER BAK & WIESENFELD, 1987; WEISSMAN, 1988). Neste cenário, é improvável que um único fator neurológico ou fisiológico possa ser identificado como a fonte do comportamento fractal. É mais provável que este comportamento seja o resultado de um sistema não linear complexo envolvendo um número de diferentes sistemas em diferentes escalas de tempo e comprimento no corpo humano.

6. CONCLUSÕES

Nesta investigação da coordenação motora com uso do teste KTK e análise da estabilidade postural utilizando-se posturografia no grupo de estudo, comparado com o grupo controle em relação aos resultados do presente estudo e os achados descritos na literatura, podem-se apresentar as seguintes conclusões:

1. Constata-se que crianças com deficiência auditiva apresentaram valores médios de desempenho motor inferiores aos encontrados em crianças normais da mesma faixa etária e gêneros. Foram encontradas diferenças significativas na tarefa pulo de lado e no somatório total dos pontos das tarefas em relação ao gênero masculino e feminino entre os grupos controle e experimental.
2. As crianças portadoras de deficiência auditiva apresentaram menor equilíbrio estático, quando comparadas às normais de mesma idade e gênero. Estes resultados apóiam a idéia de que estas crianças têm um déficit de organização sensorial. Nas comparações do parâmetro estabilométrico área de balanço, constatamos as diferenças significativas em todos os protocolos entre o grupo controle e o grupo de estudo. Logo, o parâmetro AREA-SW (área de balanço) foi o mais sensível para detectar diferenças entre crianças com deficiência auditiva e as normais.
3. Não foram encontradas diferenças significativas entre os gêneros masculino e feminino em cada um dos grupos separadamente quanto à capacidade de coordenação motora e quanto ao equilíbrio corporal.
4. Ao analisarmos o somatório total de pontos do teste KTK, constatamos que não houve diferenças significativas em relação às faixas etárias estudadas dos grupos controle e de estudo.
5. Os resultados mostraram diferenças altamente significativas no protocolo NA (pés naturalmente posicionados, olhos abertos) para os parâmetros RDIST (raiz quadrada das médias quadráticas) e AREA-SW (área de balanço) principalmente em crianças na faixa etária de 7 anos do grupo controle.

6. Encontramos diferenças altamente significativas, nos parâmetros RDIST (raiz quadrada das médias quadráticas) e AREA-SW (área de balanço) em relação aos fatores posição dos pés e visão no grupo controle. Verificamos diferenças significativas, nos parâmetros RDIST (raiz quadrada das médias quadráticas), MVELO (velocidade média) e AREA-SW (área de balanço) do grupo de estudo em relação aos fatores posição dos pés e visão.

7. SUGESTÕES

A preocupação em estudar os resultados obtidos por meio da aplicação do exame de posturografia computadorizada objetivando estudar a estabilidade postural, na população de crianças com perda auditiva, vem de encontro à necessidade de um aprofundamento no conhecimento das propriedades do teste e dos mecanismos de controle postural, os quais ainda necessitam de maior clareza. Tal necessidade tem incentivado a realização de várias pesquisas nesta área.

No Brasil, poucos estudos foram realizados com o registro das posturografias na população de crianças com perda auditiva. Vale ressaltar que a necessidade de contarmos com novos e eficazes métodos de avaliação do equilíbrio corporal é óbvia, visando favorecer a adequada identificação diagnóstica dos déficits de equilíbrio corporal, o seguimento de sua evolução clínica e os resultados do tratamento efetuado; neste sentido pudemos observar que a posturografia computadorizada constitui um procedimento semiológico simples e eficiente, introduzindo novas possibilidades para o estudo do equilíbrio corporal.

Outra aplicação interessante dos estudos sobre controle postural está envolvida com os idosos. O declínio da capacidade de controle do equilíbrio é um problema muito sério e comum em idosos, com graves efeitos sobre sua qualidade de vida e um elevado custo social à sociedade. Infelizmente, lesões e fatalidades devido a quedas por causa do debilitado controle postural acometem grande parcela dos idosos.

O diagnóstico de possíveis deteriorações do controle postural de indivíduos pode ser detectado por meio da avaliação do rendimento do sistema de controle postural. Como método de avaliação do sistema de controle postural podemos utilizar o estudo do rendimento de movimentos do corpo inteiro de adultos utilizando-se da relação entre velocidade e acurácia do movimento para descrever a performance de movimentos do corpo inteiro. Este paradigma experimental é especialmente atrativo para se estudar o controle postural em seres humanos pois avalia o rendimento do controle do centro de pressão durante a postura ereta numa situação dinâmica onde o movimento do centro de pressão aproxima-se dos limites de estabilidade do

indivíduo.

Tal paradigma também seria atrativo para o treinamento do controle postural, pois apresenta a capacidade de recrutar e avaliar seletivamente diferentes estratégias de equilíbrio, como as estratégias do quadril e do tornozelo. Este fato é vantajoso para reabilitação postural dado que estudos indicam que idosos apresentam uma maior diminuição da capacidade de desenvolver a estratégia do tornozelo do que a estratégia do quadril (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Outras possibilidades seriam fornecer como feedback visual o centro de gravidade ou os ângulos articulares (do tornozelo e quadril) em vez do centro de pressão. Estes diferentes tipos de feedback podem ser mais vantajosos para a avaliação de estratégias de manutenção postural e para seu treinamento porque o centro de gravidade indica realmente o movimento global do corpo e porque os ângulos articulares são uma medida direta destas estratégias.

Com relação aos parâmetros a serem utilizados para a análise clínica dos registros das posturografias computadorizadas, faz-se necessário não se levar em consideração apenas a reprodutibilidade.

O uso combinado do registro da posturografia estática e dinâmica torna-se bastante importante no processo de avaliação da estabilidade postural. Ambos os tipos de avaliações fornecem informações específicas.

Com os avanços tecnológicos dos equipamentos utilizados para o registro da estabilidade postural e com os diferentes parâmetros de resposta, a possibilidade de aplicação clínica da posturografia computadorizada não deve ser afastada uma vez que a compreensão dos seus achados está diretamente relacionada à análise e interpretação dos mecanismos de controle postural. Além disso, as informações específicas sobre o uso clínico e/ou em pesquisas bem como o método utilizado nesse estudo para obtenção dos registros da estabilidade postural por meio da posturografia podem ser úteis como referência para o estabelecimento de padrão de referência para estudos posteriores.

O registro das posturografias é simples e rápido, porém deve ser utilizado no estabelecimento de dados normativos para pesquisar, em diferentes faixas etárias, para um melhor conhecimento das suas características e aplicabilidade e ainda, um aprimoramento das técnicas,

padronização dos procedimentos para coleta de dados e dos critérios de análise, uma vez que esta requer uma interpretação bastante cuidadosa.

É importante que sejam realizados novos estudos, com amostras maiores, para que se possam criar parâmetros para reabilitação postural em indivíduos com perda auditiva associados ou não à presença de disfunções vestibulares ou ainda em outras populações. Num futuro próximo, serão investigados algumas destas idéias para estas populações.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALLUM, J. H. J. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. "Gait and Posture", nº. 8, pp 214-242, 1998.
- ALVAREZ, C. La preparación física del fútbol basada en el atletismo. Madrid. Editorial Gymnos. 1983.
- BAKER, C. P., NEWSTEAD, A. H., MOSSEBERG, K. A. Reability of static standing balance in nondisabled children: comparasion of two methodos of measurement. Pediatric rehabilitation, v. 2, n. 1, p. 15-20, jan. 1998.
- BALOH, R. W., FIFE, T. D., ZWERLING, L., SCOTCH, T., JACOBSON, K., BILL, T., BEYKIRCH, K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. J. American Geriatrics Society, 42, 405-412, 1994.
- BARAÚNA, M. A. Estudo comparativo entre a avaliação do equilíbrio estático de indivíduos amputados de coxa e não amputados. Prova complementar de doutoramento apresentada ao Conselho Científico da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa, 1997.
- BESSA, M. F. S; PEREIRA, J. S. Equilíbrio e coordenação motora em pré-escolares: um estudo comparativo. Rev. Bras. Ciên. e Mov., v. 10 n. 4, p. 57-62, out. 2002.
- BEVILACQUA, M. C. Conceitos básicos sobre a audição e deficiência auditiva (Brochura). Bauru: Hospital de Pesquisa e Reabilitação de Lesões Lábio-Palatais, Universidade de São Paulo, 1998.
- BEVILACQUA, M. C. e FORMIGONI, G. M. P. Audiologia Educacional: uma opção terapêutica para a criança deficiente auditiva. Carapicuíba, Pró-fono, 1997.
- BRANDÃO, S. Desenvolvimento Psicomotor da Mão. Rio de Janeiro, Enelivros, 1984.
- BRÄUER, D., SEIDEL, H. The autoregressive structure of postural sway. In Morecki, A., Fidelius, K., Kedzior, K., and Wit, A. (Eds.), *Biomechanics VII-A*, 1550-1560. Baltimore, MD: University Park Press, 1981.

BULPITT, C. J., Recruitment of subjects. In: Bulpitt CJ: Randomised controlled trials. The Hague: Martinus Nijhoff Publishers, 39-43, 1983.

CAMINERO, F. L. Marco teórico sobre la coordinación motriz. Revista Digital, Buenos Aires, Año 10, nº 93, 2006.

CARNEIRO, M. A. Estudo do equilíbrio estático e da marcha em idosos com prótese de quadril tipo charnley. Tese de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, 1999.

CASTAÑER, M. y CAMERINO, O. La Educación Física en la Enseñanza Primaria. Barcelona. Editorial INDE, 1990.

CHEN, Y., DING, M., KELSO, J. A. S. Long memory processes ($1/f\alpha$ type) in human coordination. Phys. Rev. Let., 79, 4501-4504, 1997.

CHIARI, L. ROCCHI, L. CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. Clinical Biomechanics, 17, 666–677, 2002.

COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: A random walk analysis of center-of-pressure trajectories. Experimental Brain Research, 95, 308-318, 1993.

COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J. Random walk during quiet standing. Physical Review Letters, 73, 764-767, 1994.

COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. Experimental Brain Research, 103, 151-163, 1995.

COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J. Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system. Chaos, 5, 57-63, 1995.

CRÉMIEUX, J., MESURE, S. Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man. Percept Mot Skills, 78, 67-74, 1994.

CROWE, T. K., HORAK, F. B. Motor proficiency associated with vestibular deficits in children with hearing impairments, Phys. Ther. 68 1493-1499, 1988.

DANION, F., DUARTE, M., GROSJEAN, M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. Neuroscience Letters, 277, 131-133, 1999.

DIENER, H. C. DICHGANS, J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. Progress in Brain Research, 76, 253-262, 1988.

DO, M. C., NOILLOT, P., BOUISSET, S. Is balance or posture at the end of a voluntary movement programmed. Neurosci Letters, v. 130, p. 9-11, 1991. Apud: SILVA, L. A. I. Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural. Rio de Janeiro,. 101 p. Dissertação (Mestrado) – UFRJ, 1997.

DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. Tese apresentada à Universidade de São Paulo para concurso de livre docência na area de Biomecânica, 2000.

DUARTE, M., ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. Neuroscience Letters, 283, 173-176, 2000.

DUARTE, M., ZATSIORSKY, V. M. Stabilographic Analysis of Prolonged Unconstrained Standing. Ergonomics. IN PRESS, 2000.

DURWARD, B. R. Movimento Funcional Humano: mensuração e análise. 1ª ed. Editora Manole, São Paulo, 2001.

EFFGEN, S. K. Effect of an exercise program on the static balance of deaf children, Phys. Ther. 61 873- 877, 1981.

ERA, P. Postural Balance and Its Sensory-Motor Correlates in 75 year-Old Men and Women: A Cross-National Comparative Study. Journal of Gerontology, vol NA nº. 2, pp 52-63, 1996.

FARIAS, J. L. C. O perfil de um grupo de alunos portadores de deficiência mental moderada quanto a coordenação motora global. Trabalho apresentado a Universidade de Brasília como requisito à obtenção do título de especialista em Educ. Fís. Especial. 2000.

FERNANDES, J. C. R., CAOVILO, H. H., GANANÇA, M. M. O equitest em pacientes vertiginosos. RBM. Otorrinolaringologia, vol.1, nº 2, 113-124, setembro, 1994.

FIGURA, F., CAMA, G., CAPRANICA, L. Assessment of static balance in children. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, v. 31, n. 2, p. 235-242, june 1991.

FIRSOV, V. I., ROSENBUM, M.G. Chaotic dynamics of the upright human posture control. In Proceedings of First World Congress on Biomechanics. La Jolla, CA, 1990.

FONSECA, V. Manual de Observação psicomotora: significação psiconeurológica dos fatores psicomotores. Porto Alegre. Artes Médicas. p.371, 1995.

FURMAN, J. M. R., BALOH, R. W., BARIN, K., HAIN, T. C., HERDMAN, S., KONRAD, H. R., PARKER, S. W. Assessment: Posturography, Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology, Neurology, 43, 1261-1264, 1993.

GALLAHUE, D. L. Apontamentos extraídos do curso de desenvolvimento motor - Maringá – UEM, 1998.

GAWRON, W., PÓSPIECH, L., ORENDORZ-FRACZKOWSKA, K. An evaluation of postural stability and the effects of middle-ear drainage on vestibulo-spinal reflexes of children with chronic otitis media with effusion. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology 68, 1175-1179, 2004.

GLICK, J. A. An experimental analysis of subject-object relationships in perception. In: KAPLAN W. (ed) HEINZ W., Clark University Press, Worcester, Massachusetts. 1996. Apud: ODENRICK, P., SANDSTEDT, P. Development of postural sway in the normal child. Human Neurobiol., v. 3. p. 241-244, 1984.

GOLDIE, P. A., EVANS, O. M., BACH, T. M. Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. Arch Phys Med Rehabil, v. 73, n. 4, p. 348-354, apr. 1992.

GONÇALVES, C. A. Software for Gait Curve Processing. Third International Symp. on Comp. Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, 7-10, may, Barcelona, 1997.

GORLA, J. I., RODRIGUES, J. L., ARAÚJO, P. F. Motor coordination of individuals with intellectual disability: evaluation and intervention. Revista digital, Buenos Aires, Ano 9, nº 63, agosto, 2003.

GORLA, José Irineu. Educação Física Especial: Testes. Rolândia – PR, Editora Physical, 1997.

- GROSSER, M. El movimiento deportivo. Barcelona. Editorial Martínez Roca, 1991.
- GUYTON, C. A. Fisiología Humana. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1988.
- GUYTON, C. A., HALL, J. E. Tratado de Fisiología Médica. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
- HAGEMAN, P. A. Age and Gender Effects on Postural Control Measures. Arch Phys Med Rehabil, vol. 76, pp 961-965, october, 1995.
- HAHN, E. Entrenamiento con niños. Barcelona. Editorial Martínez Roca, 1998.
- HAMMAN, R. G., MEKJAVIC, I., MALLINSON, A. I.; LONGRIDGE, N. S. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. Arch. Phys. Med. Rehabil., 73, 738-744, 1992.
- HASAN, S. S., LICHTENSTEIN, M. J., SHIAVI, R. G. Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. J. Biomechanics, 23, 783-789, 1990.
- HASAN, S. S., ROBIN, D. W., SHIAVI, R. G. Drugs and postural sway. IEEE. Eng. Med. & Biol. Magazine, v. 11, n. 4. p. 35-41. 1992. Apud: SILVA, L. A. I. Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural. Rio de Janeiro,. 101 p. Dissertação (Mestrado) – UFRJ, 1997.
- HAUSDORFF, J. M., PENG, C. K., LADIN, Z., WEI, J. Y., GOLDBERGER, A. L. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. J. Appl., Physiol., 78, 349-358, 1995.
- HENDERSON, S.E. & SUGDEN, D.A. Movement assessment battery for children. London: Psychological Corporation, 1992.
- HENDERSON, S. E. Clumsiness or developmental coordination disorder: a neglected handicap. Current Paediatrics, 2, p. 158-162, 1992.
- HERDMAN, S. J., CLENDANIAL, R. A., MATTOX, D. E., HOLLIDAY, M. J. Vestibular adaptation exercises and recovery: acute stage after acoustic neuroma resection, Otolaryngol Head Neck Surg. 113 77-87, 1995.
- HIRVONEN, T. P., AALTO, H., PYYKKÖ, I. Stability limits for visual feedback posturography in vestibular rehabilitation. Acta Otolaryngol., S529, 104-107, 1997.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. Gait & Posture, 6, 76–84. HUFSCHMIDT, A., DICHGANS, J., MAURITZ, K. H., HUFSCHMIDT, M. (1980) Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological application. Arch. Psychiat. Nervenkr., 228, 135-150, 1997.

HORAK, F. B., JONES-RYCEWICZ, C., BLACK, F. O., SHUMWAY-COOK, A. Effects of vestibular rehabilitation on dizziness and imbalance, Otolaryngol. Head Neck Surg. 106 175- 180, 1992.

HORAK, F. B., SHUMWAY-COOK, A., CROWE, T. K., BLACK, F. O. Vestibular function and motor proficiency of children with impaired hearing or with learning disability and motor impairments, Dev. Med. Child Neurol. 30 64-79, 1988.

HULLEY, S. B. Delineando a pesquisa clínica: uma abordagem epidemiológica. 2ª ed., Porto Alegre, Artmed, 2003.

JOHANSSON, R., MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 18, 413-437, 1991.

KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M. Principles of neural science. Appleton & Lange, East Norwalk, Connecticut, 3a ed, 1991.

KAPTEYN, T. S., BLES, W., NJIOKIKTIEN, C. H. J., KODDE, L., MASSEN, C. H., MOL, J. M. F. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. Agressologie, 24, 321-326, 1983.

KIPHARD, E. J. & SCHILLING, V. F. Körper-koordinations-test für Kinder -KTK, Beltz Test GmbH, Weinheim, 1974.

KIPHARD, E. J. Insuficiencias de movimiento y de coordinación en la edad de la escuela primaria. Buenos Aires. Editorial Kapelusz, 1976.

KIRBY, R., PRICE, N. A., MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. J. Biomechanics, v. 20, n. 4, p. 423-427. Apud: OLIVEIRA, L. F. Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes. Rio de Janeiro,. 151 p. Tese (Doutorado) – UFRJ, 1996.

KREBS, D. E., GILL-BODY, K. M., RILEY, P. O., PARKER, S. W., Double-blind, placebo-controlled trial of rehabilitation for bilateral vestibular hypofunction: preliminary report, Otolaryngol. Head Neck Surg. 109 (1993) 735-741. 1148, 1993.

- KREBS, R. J. Teorias dos Sistemas Ecológicos: Um paradigma para o desenvolvimento Infantil - Santa Maria:Universidade federal de Santa Maria, Centro de Educação Física e Desportos, 1997.
- KUO, A. D. An optimal control model for analysing human postural balance. IEEE Transactions on biomedical engineering, v. 42 n. 1, p. 87-101, jan. 1995.
- LAKATOS, E. M. & MARCONI, M. A. Fundamentos de Metodologia Científica. Editora Atlas, ea. Ed. 1994.
- LATASH, M. L. Neurophysiological basis of human movement. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 1997.
- LAUK, M., CHOW, C. C., PAVLIK, A. E., COLLINS, J. J. Human balance out of equilibrium: nonequilibrium statistical mechanics in posture control. Physical Review Letters, 80, 413-416, 1998.
- LAVINSKG, L., Estudo da função labiríntica em crianças com hipoacusia severa e profunda. Rev. HCPA, 10: 14-26, 1990.
- LEE, M. Y., WONG, M. K.; TANG, F. T. Clinical evaluation of a new biofeedback standing balance training device. J. Medical Engineering & Technology, 20, 60-66, 1996.
- LEGIDO, J. C.; SEGOVIA, J. C. y BALLESTEROS, J. M. Valoración de la Condición Física por medio de tests. Madrid. Ediciones Pedagógicas, 1995.
- LEWIS, S., HIGHAM, L., CHERRY, D. B. Development of an exercise program to improve the static and dynamic balance of profoundly hearing impaired children, Am. Ann. Deaf 130 278-283, 1985.
- LOPES, O.C. Temas de Otorrinolaringologia. Vol IV, São Paulo, Manole, 1980.
- LUTTGENS, K., DEUTSCH, H. HAMILTON, N. Kinesiology: scientific basis of human motion. 8 ed. Debuque: WLB communication, 1992. Apud: SILVA, L. A. I. Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural. Rio de Janeiro,. 101 p. Dissertação (Mestrado) – UFRJ, 1997.
- MAIA, J. A. R.; LOPES, V. P. Efeitos do ensino no desenvolvimento da capacidade de coordenação corporal em crianças de oito anos de idade. Rev. Paul. Educ. Fís. 11(1): 40-48, jan/jun, 1997.
- MANNO, R. Fundamentos del entrenamiento deportivo. Barcelona. Editorial Paidotribo, 1994.

MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. Neuroscience Behav Rev, 22, 465-472, 1998.

MEINEL, K. y SCHNABEL, G. Teoría del movimiento. Motricidad deportiva. Buenos Aires. Editorial Stadium, 1988.

MERGNER, T. ROSEMEIER, T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions-a conceptual model. Brain Research Reviews 28 118–135., 1998.

MIRKA, A., BLACK, F. O., Clinical application of dynamic posturography for evaluating sensory integration and vestibular dysfunction. Neurological clinics, v. 8, n.2, p. 351-359. 1990. Apud: OLIVEIRA, L. F . Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes. Rio de Janeiro,. 151 p. Tese (Doutorado) – UFRJ, 1996.

MORA, J. (coordinador). Teoría del entrenamiento y acondicionamiento físico. Cádiz. Edita COPLEF Andalucía, 1995.

MORINO, C. La capacidad coordinativa en deportes de equipo. Revista de E.F. Renovación de teoría y práctica, 18, 2-9, 1991.

MURRAY, M. P., SEIREG, A., SEPIC, S. B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. J. Bone and Joint Surgery, 57, 510-516, 1975.

MYKLEBUST, J. B. Evaluation of Nonlinear Dynamics in Postural Steadiness Time Series. A Biomedical Engineering, vol 23, pp 711-719, 1995.

NASHNER, L. M., MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. Behav. Br. Sc., 8, 135-172, 1985.

NEWELL, K. M., VAN EMMERIK, R. E. A., LEE, D., SPRAGUE, R. L. On postural stability and variability. Gait & Posture, 4, 225-230, 1993.

NICHOLS, D. S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. Physical Therapy, 77, 553-558, 1997.

NORRE, M., FORREZ, G., BECKERS, A. Posturographic findings in two common peripheral vestibular disorders. J. Otolaryngology, 16, 340-344, 1987.

NORRE, M., FORREZ, G., BECKERS, A. Posturography measuring instability in vestibular dysfunction in the elderly. Age & Aging, 16, 89-93, 1987.

NORTHERN, J. L., DOWNS, M. Hearing in children. 4th ed. Baltimore, The Williams and Wilkins Co., 1991.

ODENRICK, P., SANDSTEDT, P. Development of postural sway in the normal child. Human Neurobiol., v. 3. p. 241-244, 1984.

OLIVEIRA, E. R. C. Percepção da fala uma análise das habilidades auditivas proposta pelo método aurioral. Monografia de conclusão do curso de especialização em linguagem. Goiânia, 2000.

OLIVEIRA, G. C. Psicomotricidade: Educação e Reeducação Num Enfoque Psicopedagógico. Petrópolis, Editora Vozes, 3^a Edição, 1999.

OLIVEIRA, L. F. Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes. Rio de Janeiro,. 151 p. Tese (Doutorado) – UFRJ, 1996.

OLIVEIRA, L. F. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. RBE, vol. 9, pp 37-55, nº 1, 1993.

PAI, YI-C., PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. J. Biomechanics, 4, 347-354, 1997.

PANZER, V. P., BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing changes associated with aging. Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 151-157, 1995.

PAULUS, W. M., STRAUBE, A., BRANDT, T. Visual stabilization of posture. Brain, 107, 1143-1163. Paulus, W. M., Straube, A., Brandt, T. H. (1987) Visual postural performance after loss of somatosensory and vestibular function. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 50, 1542-1545, 1984.

PEETERS, H. P. M., CABERG, C. H., MOL, J. M. F. Evaluation of biomechanical models in posturography. Medical & Biological Engineering and Computing, 23, 469-473, 1985.

PENG, C.-K., BULDYREV, S. V., HAVLIN, S., SIMONS, M., STANLEY, H. E., GOLDBERGER, A. L. Mosaic organization of DNA nucleotides. Phys. Rev. E, 49, 1685-1689, 1994.

PENG, C.-K., MIETUS, J., HAUSDORFF, J. M., HAVLIN, S., STANLEY, H. E., GOLDBERGER, A. L. Long- range anticorrelations and non-gaussian behavior of the hearbeat. Phys. Rev. Let., 70, 1343-1346, 1993.

PEREIRA, M. G. Epidemiologia: teoria e prática. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

PEREIRA, V. R., SOBRAL, F & SILVA, M. J. C. Privação ambiental e insuficiências no controlo motor e aprendizagem. Pesquisa inédita. Material não publicado, cedido pelo primeiro autor. Coimbra, Universidade de Coimbra, Portugal, 1997.

PERES, M. S. Dança e ganho de equilíbrio de tronco em portadores de lesão medular: Um estudo preliminar. Dissertação (Mestrado), UnB, Brasília, 2000. 98 f.

PRIETO, T. E., MYKLEBUST, J. B., MYKLEBUST, B. M. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1, 26-34, 1993.

PRIETO, T. E., MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G. Measures of Postural Steadiness: Differences Between Healthy Young Elderly Adults. IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 43, pp 956-996, nº 9, september, 1996.

RASO, L. Educação Física de base: relato de uma experiência. Universidade Federal de Minas Gerais, 1994.

REDONDO, M. C. & LOPES FILHO, O. C. Testes básicos de avaliação auditiva. In: LOPES FILHO, O. C. Tratado de fonoaudiologia. São Paulo, Roca, 1997.

RESCHKE, M. F. BLOOMBERG, J. J. HARM, D. L. PALOSKI, W.H. LAYNE, C. MCDONALD, V. Posture, locomotion, spatial orientation, and motion sickness as a function of space flight. Brain Research Reviews 28, 102–117, 1998.

RIACH, C. L. HAYES, K. C. Maturation of postural sway in young children. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 29, p. 650-658, 1987.

RIACH, C. L., STARKES, J. L. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. Gait & Posture, 1, 105-111, 1993.

RICCIO, G. E. Information in movement variability about the qualitative dynamics of posture and orientation. In Newell, K. and Corcos, D. (Eds.), Variability and Motor Control, 317-358. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1993.

RILEY, P. O., BENDA, B. J., GILL-BODY, K. M., KREBS, D. E. Phase plane analysis of stability in quiet standing. J. Rehabilitation Research Development, 32, 227–235, 1995.

RINE, R. M., BRASWELL, J., FISHER, D., SHAFFER, M. Improvement of motor development and postural control following intervention in children with sensorineural loss and vestibular impairment. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, v. 68, 1141-1148, 2004.

RINE, R. M., CORNWALL, G., GAN, K., LOCASCIO, C., O'HARE, T., ROBINSON, M. R. Evidence of progressive delay of motor development in children with sensorineural hearing loss and concurrent vestibular dysfunction, Percept. Mot. Skills v.90, p.1101-1112, 2000.

RINE, R. M., LINDBLAD, S., DONOVAN, P., VERGARA, K., GOSTIN, J., MATTSON, K. Balance and motor skills in young children with sensorineural hearing impairment: a preliminary study, Pediatr. Phys. Ther. v.8, p.55-61, 1996.

RINE, R. M., RUBISH, K., FEENEY, C. Measurement of sensory system effectiveness and maturational changes in postural control in young children, Pediatr. Phys. Ther. v.10, p.16-22, 1998.

RINE, R. M., SPIELHOLZ, N. I., BUCHMAN, C. Postural control in children with sensorineural hearing loss and vestibular hypofunction: deficits in sensory system effectiveness and vestibulospinal function. In: J. Duysens, B. C. M. Smits-Engelsman, H. Kingma (eds.), Control of Posture and Gait, pp. 40-45, 2001.

RIVAL, C. CEYTE, H. OLIVIER, I. Developmental Changes Of Static Standing Balance In Children. Neuroscience Letters 376 133–136, 2005.

RIVERA, E.; TRIGUEROS, C. y TORRES, J. Coordinación y equilibrio. Concepto y actividades para su desarrollo. Granada. Imprenta Rosillo's, 1993.

RODRIGUES, D. A. Corpo – espaço – movimento. Estudo da relação entre a representação espacial do corpo e o controle da manipulação e da locomoção em crianças com paralisia cerebral. Lisboa, 1987. Universidade Técnica de Lisboa. Apud: BARAÚNA, M. A. Avaliação da funcionalidade, do esquema corporal, da postura e da marcha em amputado. Lisboa, 1997. 378p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

ROSE, J., GAMBLE, J. G.- Human walking. Williams & Wilkins, 1994.

ROTHWELL, J. Control of human voluntary movement. 2a ed., Chapman & Hall, London, UK, 1994.

ROY, S. H., LADIN, Z., DE LUCA, C. J. Experimental evidence for a random process model of postural sway. In Proceedings of 9th Ann. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 9, 759, 1987.

RUSSO, P. C. I., SANTOS, M. M. T. A prática da audiologia clínica. 4^a ed. São Paulo, Cortez, 1994.

RYS, M., KONZ, S. Standing. Ergonomics, 37, 677-687, 1994.

SAKAGUCHI, M. TAGUCHI, K., MIYASHITA, Y. Changes with aging in head and center of foot pressure sway in children. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, v. 29, p. 101-109, 1994.

SANTANA, L. A. Medidas da estabilidade postural: estudo de diferenças entre crianças obesas e não obesas. Dissertação (Mestrado), UnB, Brasília, 1999.

SCHIEPPATI, M., HUGON, M., GRASSO, M., NARDONE, A., GALANTE, M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 93, 286-298, 1994.

SCHNABEL, G. El factor técnico coordinativo. Revista de E. F. Renovación de teoría y práctica, 27, 26-33, 1989.

SCHUMANN, T., REDFERN, M. S., FURRMAN, J. M., EI-JAROUDI, A., CHAPARRO, L. F. Time-frequency analysis of postural sway. J. Biomechanics, 28, 603-607, 1995.

SHUMWAY-COOK, A., ANSON, D., HALLER, S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients, Arch. Phys. Med. Rehabil., 69, 395-400, 1988.

SILVA, L. A. I. Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural. Rio de Janeiro,. 101 p. Dissertação (Mestrado) – UFRJ, 1997.

SLOBOUNOV, S. M., NEWELL, K. M. Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. Gait & Posture, 2, 85-93, 1994.

SLOBOUNOV, S. M., SLOBOUNOV, E. S., NEWELL, K. M. Virtual time-to-collision and human postural control. J. Motor Behavior, 28, 263-281, 1997.

STARKES, J. L., RIACH, J.C., CLARKE, B. The effect of eye closure on postural sway: Converging evidence from children and a parksonian patient. In L. Proteau, L. and D. Elliott, D. (Eds.), Vision and Motor Control, 353-373. Elsevier Science Publishers B.V, 1992.

TAKATA, K., KAKENO, H., WATANABE, Y. Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model. In Matsui, H. and Kobayashi, K. (Eds.), Biomechanics VIII-A, 591-596. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1983.

TOKUMASU, K., IKEGAMI, A., TASHIRO, N., BRE, M., YONEDA, S. Frequency analysis of the body sway in different standing postures. Agressologie, 24, 89-90, 1983.

TORRES, J. Teoría y práctica del entrenamiento deportivo. Consideraciones Didácticas. Granada. Imprenta Rosillo's, 1996.

TORRES, J. y ORTEGA, M. La evaluación de la Condición Física y las cualidades coordinativas y resultantes. Un proceso investigativo. Granada. Imprenta Calcomanía, 1993.

UIMONEN, S. LAITAKARI, K. SORRI, M. Effect of positioning of the feet in posturography. Journal of vestibular research, v. 2, p. 349-356, 1992.

VOORHEES. R. L. Dynamic posturography findings in central nervous system disorders. Otolaryngol, Head & Neck Sur, v. 10, n. 1, p. 69-101, 1991.

WILLIAMS, H. G., MCCLENAGHAN, B. A., DICKERSON, J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 78, 737-744, 1997.

WILLIMCZIK, K. Development of motor control capability (body coordination) of 6-to10-years-old children: results of longitudinal study. In: OSTYN, M.; BEUNEN, G, SIMONS, J., eds. Kinanthropometry II. Baltimore, University Park Press, 1980.

WINTER, D. A. Anatomy, Biomechanics, and Control of Balance during Standing and Walking, Waterloo Biomechanics, Waterloo, Ontario, 1995.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 2a ed., John Wiley & Sons, New York, 1990.

WOOLACOTT, M.H., SHUMWAY-COOK, A. Changes in posture control across the life span – A systems approach. Physical Therapy, 70, 799-807, 1990.

WOOLLACOTT, M. H., DEBU, B., MOWATT, M. Neuromuscular control of posture in the infant and child: is vision dominant? J. Mot. Behav. 19 167-168, 1987.

WOOLLACOTT, M. H., SHUMWAY-COOK, A. Changes in postural control across the life span-a systems approach, Phys. Ther. 70 799-807, 1990.

WRIGTH, H. C., & SUGDEN, D. A. The nature of developmental coordination disorder: Inter-and Intragroup Differences. Adapted Physical Activity Quarterly, 13, p. 357-371, 1996.

YONEDA, S., TOKUMASU, K. Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease. Acta Otolaryngologica, 102, 87-92, 1986.

Anexo 1 – Declaração de Ciência Institucional.

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA INSTITUCIONAL

Eu, de livre e espontânea vontade autorizo a participação na pesquisa “Avaliação da Coordenação Motora e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva” dos (as) alunos (as) da _____ sob minha responsabilidade.

Informo que, quando julgar necessário e sem qualquer prejuízo, poderei cancelar o presente termo de consentimento livre e esclarecido.

Autorizo os(as) alunos(as) a realizarem os seguintes procedimentos de avaliação para avaliar a coordenação motora corporal e análise do equilíbrio:

- Mensuração da coordenação motora através do protocolo de testes KTK, que consiste em quatro subtestes:
- Teste 1: “Balançar de Ré”;
- Teste 2: “Pulo Monopedal”;
- Teste 3: “Pulo de Lado”;
- Teste 4: “Mudar de Lado”
- Mensuração do equilíbrio através da dinamometria em plataforma de força, que analisam o comportamento do Centro de Pressão nas seguintes posições:
- Olhos Abertos, Posição Normal dos Pés;
- Olhos Fechados Posição Normal dos Pés;
- Olhos Abertos, Pés juntos;
- Olhos Fechados, Pés Juntos

Fui informado de que estes procedimentos de avaliação não acarretarão nenhum prejuízo ou dano para o(a) aluno(a), e que contribuirão para fornecer parâmetros confiáveis para as equipes multiprofissionais melhor avaliar, planejar e acompanhar as intervenções terapêuticas e pedagógicas juntos aos portadores da deficiência auditiva .

Estou ciente de não haverá risco ao indivíduo, pois os procedimentos não causam dor ou esforço físico e não são de cunho invasivo.

Certifico de que tive a oportunidade de ler e entender o conteúdo das palavras contidas no termo, sobre o qual me foram dadas explicações.

Brasília-DF, _____ de _____ de _____

Responsável pela Instituição

Anexo 2 – Ficha Informativa

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

FICHA INFORMATIVA

ESCOLA OU INSTITUIÇÃO _____ DATA: ____/____/____

NOME _____ FONE _____

ENDEREÇO _____

PESO (kg) _____ ALTURA (m) _____

NASCIMENTO ____/____/____ SEXO () M () F

PAIS/RESPONSÁVEIS: _____

_____DIAGNÓSTICO

MÉDICO: _____

TIPO DA PERDA AUDITIVA: _____

PRÓTESE AASI: () SIM () NÃO

OUTROS TRATAMENTOS? _____

COMPROMETIMENTOS CARDÍACOS _____

COMPROMETIMENTOS RESPIRATÓRIOS _____

OUTROS COMPROMETIMENTOS _____

PRÁTICA ALGUM TIPO DE ATIVIDADE FÍSICA? (.) SIM (.) NÃO

TIPO DE ATIVIDADE _____

FREQÜÊNCIA SEMANAL _____

OBSERVAÇÕES _____

Assinatura do Responsável pelas Informações

Anexo 3 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, responsável legal do(a) aluno(a) _____, declaro ter sido informado, após ler ou ouvir o presente documento e compreendido o seu significado que informa o seguinte:

- 1- Estou autorizando de minha livre vontade, que meu tutelado seja submetido(a) a avaliação para determinação da coordenação motora e medidas para avaliação do equilíbrio de seu corpo, o que não lhe causará mal algum;
- 2- O presente trabalho objetiva mensurar a coordenação motora e o equilíbrio para fornecer parâmetros confiáveis para as equipes multiprofissionais melhor avaliar, planejar e acompanhar as intervenções terapêuticas e pedagógicas dos alunos;
- 3- Para coleta dos dados será utilizado o protocolo do teste KTK que consiste em quatro subtestes: Balançar de Ré; Pulo Monopedal; Pulo de Lado e Mudar de Lado ; e plataforma de forças para analisar o equilíbrio corporal através do Centro de Pressão, onde o indivíduo deverá ficar sobre uma plataforma nas seguintes posições: Olhos Abertos, Posição Normal dos Pés; Olhos Fechados Posição Normal dos Pés; Olhos Abertos, Pés Juntos; Olhos Fechados, Pés Juntos
- 4- Fui esclarecido(a) de que a participação é voluntária (sem qualquer forma de pagamento), estando garantido o sigilo dos dados envolvidos na pesquisa. As informações provenientes deste trabalho serão utilizadas com fins de publicação e produção científica.

Brasília/DF, ____ de _____ de _____

 Pai ou responsável

 Testemunha

 Pesquisador responsável

Anexo 4 – Protocolo do Teste K.T.K.

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

PROCOLO DO TESTE K.T.K.

IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____

Sexo: _____ Data de Nascimento: ____/____/____

01 – TESTE BALANÇAR DE RÉ (BR)

Trave	1	2	3	Soma		
6,0 cm						
4,5 cm						
3,0 cm					RW	MQI
Total						

02 – TESTE PULO MONOPEDAL (PM)

Alt.	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	Soma			
D																	
E																RW	MQ2
Total																	

03 – TESTE PULO DE LADO (PL)

	1	2	Soma	RW	MQ3
Pular 15 segundos					

04 – TESTE MUDAR DE LADO (ML)

	1	2	Soma	RW	MQ4
Pular 15 segundos					

Soma de MQ1 – MQ4:

Anexo 5 – Protocolo de Aquisição de Sinal.

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Avaliação da Coordenação Motora Global e do Equilíbrio em Portadores de Deficiência Auditiva.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

PROCOLO DE AQUISIÇÃO DE SINAL (primeira parte: equilíbrio)

Paciente: _____ N°: _____

Data do exame: ___/___/___

Grupo: normal

com D.A

1 Olhos abertos, posição normal dos pés

Registro 1

Registro 2(descanso de 2 minutos)

Registro 3

2.Olhos fechados, posição normal dos pés

Registro 1

Registro 2(descanso de 2 minutos)

Registro 3

3.Olhos abertos, pés juntos

Registro 1

Registro 2(descanso de 2 minutos)

Registro 3

4.Olhos fechados, pés juntos

Registro 1

Registro 2

Registro 3

Anexo 6 – Fórmulas Para Cálculo dos Parâmetros do Estabilograma

Para o cálculo dos parâmetros inicialmente devemos calcular o centro de pressão médio. A plataforma nos fornece as coordenadas de cada ponto percorrido pelo COP, que são AP_0 e ML_0 . O COP médio, calculado pela média aritmética de AP_0 e ML_0 , terá, então, as coordenadas AP e ML.

AP e ML serão calculados por:

$$AP = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N AP_0[n] \text{ e } ML = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N ML_0[n]$$

A distância dos pontos do estabilograma ao COP médio é dado por:

$$AP[n] = AP_0[n] - AP \text{ e } ML[n] = ML_0[n] - ML$$

O cálculo da distância resultante (RD) a série temporal é o vetor distância do COP médio a cada par de pontos em AP_0 e ML_0 do estabilograma e é dado por:

$$RD[n] = [AP[n]^2 + ML[n]^2]^{1/2} \quad n = 1, \dots, N$$

O raio médio (MDIST) e a distância rms (RDIST) são calculados respectivamente pelas fórmulas:

$$MDIST = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RD[n] \text{ e } RDIST = \left[\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N RD[n]^2 \right]^{1/2}$$

A excursão total (TOTEX) pode ser calculada pela fórmula:

$$TOTEX = \sum_{n=1}^{N-1} [(AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2]^{1/2}$$

E a velocidade média (V), que é a distância total percorrida pelo COP dividida pelo tempo gasto, é então calculada pela fórmula:

$$V = \frac{\text{distância}}{\text{tempo}} = \frac{TOTEX}{T}$$

A área do círculo de 95% de confiança é calculada através das fórmulas:

$$\text{Área} = \pi(\text{MEDIST} + Z_{0,5} \text{RD})^2$$

$$\text{RD} = \left[\frac{1}{N} \sum \text{RD}^2[n] - \text{MDIST}^2 \right]^{1/2}$$

Onde:

MDIST é igual ao raio médio

$Z_{0,5}$ = Z estatístico para nível de confiança de 95%

RD = Desvio padrão da distância resultante da série temporal.

A freqüência média (MFREQ) é calculada pela fórmula:

$$\text{MFREQ} = \frac{\text{TOTEX}}{2\pi\text{MDISTT}} = \frac{\text{MVELO}}{2\pi\text{MDIST}}$$

A área de balanço (ÁREA - SW) é calculado por:

$$\text{ÁREA} - \text{SW} = \frac{1}{2T} \sum_{n=1}^{N-1} \{ AP[n+1]ML[n] - AP[n]ML[n+1] \}$$

No domínio da freqüência as medidas são definidas para AP, RD da série temporal com a substituição da densidade espectral de potência(G) correspondente, ou seja, $G_{(AP)}$, $G_{(ML)}$ e $G_{(RD)}$. Δf é o incremento de freqüência na densidade de potência espectral discreta estimada (G_M). Os momentos espectrais (μ_k) são definidos por:

$$\mu_k = \sum_{m=i}^j (m\Delta f)^k G[m]$$

A potência total é igual a μ_0 .

50% da potência é calculada por: $\sum_{m=1}^0 G[m] \geq 0,50\mu_0$

95% da potência é calculada por: $\sum_{m=1}^v G[m] \geq 0,95\mu_0$

A freqüência centróide (CFREQ) é calculada pelas fórmulas:

$$\mu_2 k_0 = \sum_{m=i}^j (m\Delta f)^{k_0} G[m]$$

$$\text{CFREQ} = [\mu_2/\mu_0]^{1/2}$$

Anexo 7 – Aprovação pelo CEP/FS/UnB



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa –CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto: 072/2004

Título do Projeto: “Avaliação da coordenação motora global e do equilíbrio em portadores de deficiência auditiva”.

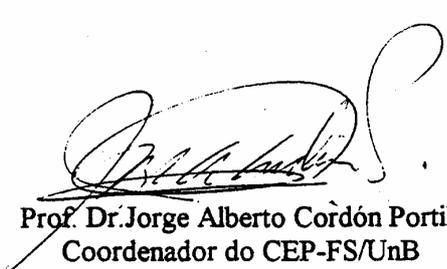
Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

Data de Entrada: 02/09/2004.

Com base nas Resoluções 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética da pesquisa em seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto 072/2004 com o título: “Avaliação da coordenação motora global e do equilíbrio em portadores de deficiência auditiva”. Analisado da 8ª Reunião, realizada no dia 14 de setembro de 2004.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 05 de outubro de 2004.



Prof. Dr. Jorge Alberto Córdón Portillo
Coordenador do CEP-FS/UnB

Campus Universitário Darcy Ribeiro
Faculdade de Ciências da Saúde
Cep: 70.910-900