



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA (UnB)
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

ANELIZA MARIA MONTEIRO DE SOUSA

**EQUILÍBRIO CORPORAL E CONTROLE POSTURAL ENTRE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO E CRIANÇAS COM DEFICIÊNCIA AUDITIVA
USUÁRIAS E NÃO-USUÁRIAS DE IMPLANTE COCLEAR**

Brasília, DF

2012



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA (UNB)
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

ANELIZA MARIA MONTEIRO DE SOUSA

**EQUILÍBRIO CORPORAL E CONTROLE POSTURAL ENTRE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO E CRIANÇAS COM DEFICIÊNCIA AUDITIVA
USUÁRIAS E NÃO-USUÁRIAS DE IMPLANTE COCLEAR**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília, para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Jônatas de França Barros.

Brasília, DF

2012

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SOUSA, Aneliza Maria Monteiro de. Equilíbrio corporal e controle postural entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear. Universidade de Brasília, Faculdade de Ciências da Saúde, 2012. 123p. Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília, para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde.

CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

Título: Equilíbrio corporal e controle postural entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear.

GRAU: Doutor ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta tese de doutorado poderá ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Aneliza Maria Monteiro de Sousa
(61) 8155-7350 – Brasília – DF – Brasil

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de Brasília. Acervo 999481.

Sousa, Aneliza Maria Monteiro de
S725e Equilíbrio corporal e controle postural entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear / Aneliza Maria Monteiro de Sousa. – 2012.

XVIII., 123f. : il. ; 30cm.

Tese (doutorado) – Universidade de Brasília, Faculdade de Ciências da Saúde, 2012.

Orientador: Prof. Dr. Jônatas de França Barros, Faculdade de Ciências da Saúde

Referências bibliográficas: f. 105-125

1. Deficiência auditiva – Crianças. 2. Equilíbrio postural. 3. Implantes cocleares. I. Barros, Jônatas de França. II. Título.

CDU 616.28-009

ANELIZA MARIA MONTEIRO DE SOUSA

**EQUILÍBRIO CORPORAL E CONTROLE POSTURAL ENTRE CRIANÇAS COM
DESENVOLVIMENTO TÍPICO E CRIANÇAS COM DEFICIÊNCIA AUDITIVA
USUÁRIAS E NÃO-USUÁRIAS DE IMPLANTE COCLEAR**

Esta tese foi julgada adequada à obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde e aprovada em sua forma final pelo Curso de Doutorado em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Brasília, 15 de março de 2012.

Professor e orientador Dr. Jônatas de França Barros
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Paulo Henrique Azevêdo
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Ricardo Jacó de Oliveira
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Ana Cristina de David
Universidade de Brasília

Prof. Dr. Ricardo Moreno Lima
Universidade de Brasília

À minha amada filha Sophia Elisa Monteiro de Sousa, razão de minha força, coragem e persistência nesta fase da minha vida.

Ao meu amado esposo Brígido Martins de Sousa Neto, pela sua participação constante e pelo seu apoio incondicional, para que eu conseguisse superar todos os obstáculos encontrados nesse caminho que é nosso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelas maravilhosas oportunidades e conquistas que a vida vem me oportunizando. Senhor Deus, obrigado por mais esta maravilhosa etapa concluída na minha vida.

Nesta jornada muitas foram as pessoas especiais, verdadeiros anjos, que o Senhor colocou em meu caminho para me auxiliar. Que elas possam continuar a levar o seu amor, por meio do conhecimento, do profissionalismo, da dedicação e carinho nas diversas tarefas que desempenham nesta sociedade.

Professor Jônatas de França Barros, obrigado por ter me acolhido como sua orientanda, acreditando em minhas ideias, e orientando-me a para a execução deste trabalho. MUITÍSSIMO obrigado por tudo.

Sou muito grata ao professor Carlos Alberto Gonçalves, por todos os conhecimentos compartilhados. Muito obrigado pelas horas dedicadas à análise estatística deste estudo.

Professora Ana Cristina de David, obrigado por todos os ensinamentos ofertados, pelas oportunidades e incentivo constantes.

Agradeço aos amigos e pesquisadores que não minimizaram esforços para ajudar na coleta dos dados; pessoas que doaram seu tempo como voluntários. Obrigado, Alice Sá, Marcella Barbacena, Bruna Benck, Gabriel Serra.

Agradeço aos funcionários da FEF que sempre estiveram prontos para ajudar em diversas oportunidades.

Obrigado aos pais das crianças estudadas, por depositarem confiança em meu trabalho, permitindo que seus filhos participassem deste estudo, na certeza de que despertaremos novos olhares para estas crianças tão especiais.

A todos os familiares que acreditaram e ajudaram em alguma etapa deste processo, seja com orações, telefonemas, *e-mail*, ou carinho quando eu mais precisei. Meu sincero obrigado.

Com certeza, esqueci muitas pessoas importantes neste agradecimento, mas nesse sentido expressei minha gratidão aos diversos amigos que deixei de pontuar aqui. Muito obrigado a todos que torceram por mim.

*“Comece fazendo o que é necessário, depois o que é possível, e de repente você estará fazendo o impossível”
(São Francisco de Assis).*

RESUMO

Objetivo: Comparar o equilíbrio corporal entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva (DA), usuárias e não-usuárias de implante coclear (IC), dos sete aos dez anos de idade com manipulação das informações sensoriais. **Métodos:** Estudo analítico transversal, no qual participaram 100 crianças, divididas em grupo experimental (GE) e grupo controle (GC). Foi utilizada uma plataforma de forças *AccuSway Plus*, a uma frequência de aquisição de sinais de 100Hz e um filtro de corte de 10Hz, na qual os testes foram realizados com olhos abertos e olhos fechados, com modificação da base de suporte. Foram analisadas as variáveis amplitude do centro de pressão na direção ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), velocidade média (V) e a área de 95% da elipse (A95) do centro de pressão (COP) para mensurar o equilíbrio postural. Para comparação global das variáveis do equilíbrio corporal entre GC e GE, foi utilizado o teste não-paramétrico *U* de *Mann-Whitney* para amostras independentes. Na comparação dos três grupos, entre GC e crianças com surdez usuárias de IC (GIC) e não usuárias de IC (GNIC) foram utilizados o teste ANOVA e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis*. **Resultados:** A área de 95% da elipse do COP demonstrou-se mais sensível para detectar diferenças entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com DA, usuárias e não usuárias de IC, de sete a dez anos de idade, em relação a outros parâmetros estabilométricos estudados. Nas comparações entre GC e GE, para amostras independentes, foram encontradas diferenças significativas no COPap em BAOF ($Z=-2,05$ e $p=0,04$) e na A95 em BFOA ($Z=-2,56$ e $p=0,01$). Logo, constatou-se tendência para crianças com DA apresentarem maior dificuldade de controle postural na postura ereta quieta, quando comparadas com ouvintes. Nas comparações entre GC, GNIC e GIC pareados, constatou-se que as seguintes condições mostraram diferenças significativas entre o GC e o GIC: a variável A95 para BAOA ($p=0,04$); a variável COPap em BAOF ($p=0,01$); a variável V para BFOA ($p=0,02$) e a variável A95 em BFOA ($p=0,01$). Embora não possa ser demonstrado que crianças do GIC diferem claramente das crianças do GNIC sobre o desempenho do equilíbrio corporal; pode-se afirmar que as crianças usuárias de IC não alcançaram melhor desempenho, logo, apresentaram maior dificuldade de controle postural em relação aos ouvintes. Verificou-se que o N emparelhado aumentou o poder do teste; portanto, futuros estudos deverão adotar protocolos com N emparelhados, ou, melhor ainda, utilizar protocolos com grupos dependentes, de forma que as comparações possam ser pareadas. **Conclusão:** Pode-se concluir que a variável A95 do COP foi sensível para marcar diferenças entre crianças do GC e GIC. Confirma-se a necessidade de novos estudos para detectar e acompanhar possíveis déficits na habilidade do equilíbrio, a fim de promover a intervenção imediata da deficiência auditiva na infância que são cruciais para assegurar saúde auditiva de qualidade. Para avaliação de crianças menores, recomenda-se utilizar testes funcionais para avaliação do equilíbrio associados à mensuração dos parâmetros estabilométricos em plataforma de forças em condições com maior exigência dos sistemas responsáveis pelo controle postural.

Palavras-chave: Implante Coclear, Controle Postural, Equilíbrio Corporal, Perda Auditiva, Deficiência Auditiva, Criança, Intervenção Precoce (fonte: DeCS, BIREME).

ABSTRACT

Objective: To compare body balance among typically developing children and children with hearing loss (HL), users and non-users of cochlear implants (CI), from 7 to 10 years of age with manipulation of sensory information. **Methods:** A cross sectional study in which 100 children participated, divided into experimental group (EG) and control group (CG). It was used a platform forces *AccuSway Plus* at a acquisition signal frequency rate of 100Hz and a cutoff filter of 10Hz, for which the test were performed with eyes open and eyes closed, and modification of support base. Following variables were analyzed: range from the center of pressure in the anteroposterior direction (COPap) and mediolateral (COPml), mean velocity (V) and 95% area of the ellipse (A95) from the center of pressure (COP) to measure postural balance. For overall comparison of the body balance variables among CG and EG, was used the nonparametric *Mann-Whitney U* test for independent samples. In comparing the three groups, between CG and deaf children users of CI (CIG) and non-users of CI (NCIG), was used the *ANOVA* and *post hoc Kruskal-Wallis* test. **Results:** The 95% area of the ellipse of the COP shown to be more sensitive to detect differences between typically developing children and children with HL, users and non users of CI, 7-10 years of age in relation to other stabilometric parameters studied. Comparisons between CG and EG, for independent samples, significant differences were found in the COPap OBCE ($Z = -2.05$, $p = 0.04$) and A95 in CBOE ($Z = -2.56$, $p = 0.01$). Soon, there was a tendency for children with HL have a greater difficulty in postural control in quiet stance compared with listeners. Comparisons between CG and CIG NCIG matched, it was found that the following conditions showed significant differences between CG and CIG: the variable A95 to OBOE ($p = 0.04$) in the variable COPap to OBCE ($p = 0.01$); CBOE for the variable V ($p = 0.02$) and variable in CBOE A95 ($p = 0.01$). Although it cannot be demonstrated that CIG children clearly differ from NCIG children's performance on the body balance, it can be said that children users of CI, did not achieve better performance, so were more difficult postural control in relation to the listeners. It was found that the N paired increased the power of the test, so future studies will adopt protocols with N pairs, or better still to use protocols with groups dependent, so that comparisons could be paired. **Conclusions:** It can be concluded that the variable A95 of the COP was sensitive to mark differences between the CG and CIG. Confirms the need for further studies to detect and track possible deficits in the balance ability in order to promote the immediate intervention of hearing loss in childhood that are crucial to ensure a quality hearing health. For evaluation of younger children, it is recommended to use functional tests to assess balance associated with the measurement of stabilometric parameters platform of forces in conditions with greater demand by responsible systems for postural control.

Keywords: Cochlear Implant, Postural Control, Body Balance, Hearing Loss, Hearing Impairment, Children, Early Intervention (source: DeCS, BIREME).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural.....	27
Figura 2 - Representação de uma plataforma de força e eixos de medida.....	33
Figura 3 - Exemplo de um estatocinesigrama de uma criança na postura ereta quieta por 30 segundos.....	34
Figura 4 - Exemplo de um estabilograma.....	35
Figura 5 - Exemplo de trajetórias do COP, GL e da diferença entre COP e GL, DCPGL, na direção ântero-posterior durante a postura ereta quieta de um sujeito. .	36
Figura 6 - Configuração do sistema de aquisição e processamento do sinal.....	48
Figura 7 - <i>Software Balance Clinic</i>	49
Figura 8 - Adicionais do <i>Software Balance Clinic</i>	50
Figura 9 - Coleta de dados de uma das crianças do GC.....	51
Figura 10 - Registro do COP nas condições experimentais BAOA, BAOF, BFOA e BFOF de uma criança na plataforma de forças.....	52
Figura 11 - Histograma dos dados do grupo controle da variável COPap na condição experimental BAOA.....	54
Figura 12 - Histograma dos dados do grupo controle da variável A95 na condição experimental BAOF.	54
Figura 13 - Média e desvio padrão do tempo de privação sensorial, do uso do implante coclear, da intervenção especializada e da idade do GIC.	59
Figura 14 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF nas comparações entre GC e GE.....	61
Figura 15 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC e GE.....	62
Figura 16 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável COPap entre os grupos estudados, na condição de BAOF.....	64
Figura 17 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos estudados, na condição BFOA.....	65
Figura 18 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC.....	68

Figura 19 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos estudados, na condição BFOA.....	69
Figura 20 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC.....	71
Figura 21 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF nas comparações entre GC, GNIC e GIC.....	72
Figura 22 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC.....	73
Figura 23 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos pareados, na condição BAOA.	74
Figura 24 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável COPap entre os grupos pareados, na condição BAOF.....	75
Figura 25 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável V entre os grupos pareados, na condição BFOA.....	76
Figura 26 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos pareados, na condição BFOA.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição das crianças por grupos, gêneros e médias de idade.	57
Tabela 2 - Características das crianças com PA neurossensoriais em relação às etiologias e idade da descoberta da surdez.	58
Tabela 3 - Tempo de privação sensorial, uso do implante coclear, intervenção especializada e idade do GIC.....	59
Tabela 4 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva.....	60
Tabela 5 - Valores de Z e p do teste U de <i>Mann-Whitney</i> nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva.	63
Tabela 6 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear (n desiguais).	67
Tabela 7 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear (n iguais).....	70
Tabela 8 - Valor do nível de probabilidade de significância entre os três grupos pareados nas condições experimentais testadas.....	74

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação da perda auditiva de acordo com o tipo.	16
Quadro 2 - Classificação da perda auditiva de acordo com o grau - Lloyd e Kaplan (1978).....	17
Quadro 3 - Classificação da perda auditiva de acordo com o grau - Northern e Downs (1991).....	18
Quadro 4 - Testes estatísticos mais comuns.....	56

LISTA DE ABREVIACOES

A95	Área 95% da Elipse
AASI	Aparelhos de Amplificação Sonora Individual
ABC	<i>Activities specific Balance Confidences</i>
AMTI	<i>Advanced Mechanical Technology</i>
APA	Ajustes Posturais Antecipatórios
AS	Área de Balanço
BAOA	Base Aberta e Olhos Abertos
BAOF	Base Aberta e Olhos Fechados
BBS	<i>Berg Balance Scale</i>
BERA	Potenciais Evocados Auditivos do Tronco Cerebral
BFOA	Base Fechada e Olhos Abertos
BFOF	Base Fechada e Olhos Fechados
BIAP	<i>Bureau International D'Audiophonologie</i>
BOT2	Teste de Proficiência Motora Bruininks-Oseretsky
CEAL-LP	Centro de Ensino da Linguagem e Audição Ludovico Pavoni
COG	Centro de Gravidade
COM	Centro de Massa do Corpo
COP	Centro de Pressão
COPap	Deslocamento do Centro de Pressão na Direção Ântero-Posterior
COPml	Deslocamento do Centro de Pressão na Direção Médio-Lateral
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil
dB	Decibel
dBNA	Decibel Nível de Audição
DFT	Transformada Discreta de <i>Fourier</i>
DGI	<i>Dynamic Gait Index</i>
DHI	<i>Dizziness Handicap Inventory</i>
DOT	Deslocamento da Oscilação Total
ENG	Eletronistagmografia
EOAE	Emissão Otoacústica Evocada
F	Força
FM	Frequência Média

Fx	Força na Direção do Eixo X
Fy	Força na Direção do Eixo Y
Fz	Força na Direção do Eixo Z
GC	Grupo Controle
GE	Grupo Experimental
GIC	Grupo de Usuários de Implante Coclear
GL	Linha de Gravidade
GNIC	Grupo de Não-usuários de Implante Coclear
HUB	Hospital Universitário de Brasília
IC	Implante Coclear
KTK	<i>Körperkoordinationstest für Kinder</i>
LIBRAS	Língua Brasileira de Sinais
M	Momentos de Força
MS	Ministério da Saúde
M-W U	Teste U de <i>Mann-Whitney</i>
Mx	Momento na Direção do Eixo X
My	Momento na Direção do Eixo Y
Mz	Momento na Direção do Eixo Z
OMS	Organização Mundial da Saúde
PAE	Programa Aprendendo a Escutar do CEAL-LP
PDC	Posturografia Dinâmica Computadorizada
PRPD	Prova Rotatória Pendular Decrescente
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SAS	Secretaria de Atenção à Saúde do MS
SNC	Sistema Nervoso Central
SNHI	Deficiência Auditiva Neurosensorial
SNHL	Perda Auditiva Neurosensorial
SUS	Sistema Único de Saúde do Brasil
TUG	<i>Timed Up and Go</i>
UnB	Universidade de Brasília
V	Velocidade do Centro de Pressão
VM	Velocidade Média do Centro de Pressão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	JUSTIFICATIVA DO ESTUDO	7
1.2	OBJETIVO GERAL.....	11
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	11
1.4	HIPÓTESE DO ESTUDO	12
1.5	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	12
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1	DEFICIÊNCIA AUDITIVA	13
2.2	CLASSIFICAÇÃO DA PERDA AUDITIVA	15
2.2.1	Quanto à localização da alteração	15
2.2.2	Quanto ao grau de comprometimento.....	17
2.3	IMPLANTE COCLEAR	19
2.4	EQUILÍBRIO E CONTROLE POSTURAL.....	23
2.4.1	Conceitos	23
2.4.2	Controle Postural	25
2.4.3	Sistemas Sensoriais.....	28
2.4.3.1	Sistema Vestibular	28
2.4.3.2	Sistema Visual	29
2.4.3.3	Sistema Somatossensorial	30
2.4.4	Sinergias Posturais	31
2.5	MÉTODOS DE ANÁLISE DO CONTROLE DO EQUILÍBRIO	32
2.5.1	Posturografia.....	32
2.5.2	Estatocinesigrama e Estabilograma.....	34
2.5.3	Relação entre Centro de Pressão (COP) e Centro de Gravidade (COG)	35
2.5.4	Padronização da Posturografia	37
2.5.5	Frequência de Aquisição.....	37
2.5.6	Numero de Tentativas.....	38
2.5.7	Duração das Tentativas	38
2.5.8	Características Antropométricas, Posicionamento dos Pés e Tamanho da Base de Suporte.....	39

2.5.9	Distância do Campo Visual	40
2.5.10	Condições Ambientais.....	40
2.5.11	Formas de Análise	41
2.5.12	Análise Global	42
2.5.13	Trajectoria	42
2.5.14	Desvio Padrão.....	42
2.5.15	<i>RMS (Root Mean Square)</i>	42
2.5.16	Amplitude de deslocamento do COP	43
2.5.17	Área.....	43
2.5.18	Velocidade Média e Velocidade Média Total	43
2.5.19	Análise do Domínio de Frequências.....	43
2.5.20	Análise Estrutural	44
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	45
3.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO	45
3.2	POPULAÇÃO DO ESTUDO	45
3.3	SELEÇÃO DA AMOSTRA	46
3.4	PARTICIPANTES.....	46
3.5	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	47
3.6	CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	47
3.7	APRECIÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	48
3.8	MATERIAIS	48
3.9	PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS.....	50
3.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	53
4	RESULTADOS.....	57
4.1	PERFIL DA AMOSTRA	57
4.1.1	Perfil Etiológico das Perdas Auditivas nas Crianças do Grupo Experimental .	57
4.1.2	Perfil dos Períodos de Privação Sensorial, Uso de Implante Coclear, Intervenção Especializada e Idade das Crianças Quando o Teste foi Aplicado	59
4.2	COMPARAÇÃO GLOBAL DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE OS GRUPOS CONTROLE E EXPERIMENTAL.....	60
4.3	COMPARAÇÃO DOS GÊNEROS ENTRE OS GRUPOS CONTROLE E EXPERIMENTAL.....	65

4.4 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N DESIGUAIS 57X21X22)	66
4.5 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N IGUAIS 20X20X20).....	70
5 DISCUSSÃO	78
5.1 CARACTERÍSTICAS DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS ESTUDADOS	78
5.2 COMPARAÇÃO GLOBAL DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GC E GE PARA AMOSTRAS INDEPENDENTES	82
5.3 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N DESIGUAIS 57X21X22)	90
5.4 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N IGUAIS 20X20X20).....	93
6 CONCLUSÃO	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
ANEXOS	120
ANEXO A - DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA INSTITUCIONAL.....	121
ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	122
ANEXO C - APRECIÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	123

1 INTRODUÇÃO

O Ministério da Saúde (2004), por meio de portaria, instituiu a política nacional de saúde auditiva, cujas diretrizes de implantação foram publicadas em forma de portarias da Secretaria de Atenção à Saúde – Portarias SAS/MS n. 587 e n. 589 (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004). Tal política nacional de saúde auditiva constituiu grande avanço para o atendimento ao deficiente auditivo em nosso País, embora existam dificuldades para a sua implantação em nível nacional, tanto pela falta de recursos humanos como pela falta de centros especializados em todo o território nacional.

A deficiência auditiva na infância apresenta prevalência mundial de 1,5/1.000 nascidos vivos, com variação de 0,8 a 2/1.000, e pode ser classificada em neurosensorial, condutiva ou mista; uni ou bilateral; simétrica ou assimétrica; síndrômica ou não-síndrômica; congênita, peri ou pós-natal; genética ou não-genética; pré-lingual, perilingual ou pós-lingual. De acordo com o *Bureau International D'Audiophonologie* (BIAP), classifica-se a perda auditiva em leve (20 a 40 dBNA), moderada (40 a 70 dBNA), severa (70 a 90 dBNA) e profunda (acima de 90 dBNA) (WALCH *et al.*, 2000; BROOKHOUSER *et al.*, 1998; STELMACHOWICZ *et al.*, 1998).

A deficiência auditiva é uma das limitações mais importantes da oportunidade de desenvolvimento de um indivíduo. A identificação e a reabilitação precoces são essenciais para o desenvolvimento da fala, da linguagem e de outras funções cognitivas durante a idade escolar. Pesquisas mostram a existência de um período crítico nos primeiros anos de vida para a aquisição da fala. A ausência de estimulação auditiva adequada na infância pode impedir o total desenvolvimento e amadurecimento das vias auditivas centrais (JERGER *et al.*, 1989; GELFAND *et al.*, 1984).

Quando a perda auditiva (PA) está presente, problemas nos processos comunicativos podem ocorrer, interferindo no desenvolvimento cognitivo global, no aprendizado e nas relações interpessoais, podendo prejudicar o desenvolvimento escolar e, conseqüentemente, a atuação profissional da população acometida (VIEIRA *et al.*, 2007; SAKALOSKI *et al.*, 2000).

Atualmente, o acesso à percepção auditiva dos sons da fala é possível com altíssima qualidade, por meio da tecnologia digital dos aparelhos de amplificação sonora individual (AASI), sendo, mais recentemente, por meio do implante coclear (IC), no caso das perdas auditivas (PA) de graus severo e profundo.

O implante coclear (IC) é um dispositivo eletrônico biomédico, biocompatível e durável, desenvolvido para realizar a função das células ciliadas que estão danificadas ou não estão presentes, transformando a energia sonora em baixos níveis de corrente elétrica, e proporcionar a estimulação elétrica das fibras remanescentes do nervo auditivo (COSTA *et al.*, 2005; COSTA, 1998). O IC não cura a surdez, mas promove a sensação da audição à criança portadora de DA com a qualidade necessária para a percepção dos sons da fala.

O benefício mais relevante proporcionado pelo implante coclear é a possibilidade de percepção dos sons de fala de frequências altas, a exemplo dos sons mais agudos. Isso permite que a criança consiga reconhecer os sons da fala com mais facilidade, e a aquisição da linguagem oral ocorre mais rapidamente e de maneira menos árdua (BEVILACQUA; MORET, 2005).

O IC é um aparelho composto por um sistema de microfone e um transmissor que fica na parte de trás da orelha. Além disso, há um ímã embutido no couro cabeludo conectado a outro localizado fora, em formato arredondado. Na maioria dos aparelhos, há também outro elemento, uma caixa pequena situada solta na cintura do paciente acoplada a um microprocessador. Os eletrodos ficam inseridos dentro da cóclea, lugar do ouvido onde se encontram os terminais nervosos responsáveis pela audição. A finalidade é estimular diretamente o nervo da audição a fim de levar os sinais ao centro do sistema nervoso onde serão decodificados e interpretados como sons (COSTA *et al.*, 2005; COSTA, 1998).

Esses autores mencionam também os principais riscos cirúrgicos: a possibilidade de paralisia facial, devido à grande proximidade do nervo facial na região cirúrgica; a necrose do tecido durante a cicatrização; a extrusão dos eletrodos; o desvio no posicionamento dos eletrodos; a presença de zumbido; alterações vestibulares – dificuldade de equilíbrio, na primeira semana de pós-operatório, risco esse que poderá se estender por período mais longo do que o citado pelos autores acima, e necessita de investigações mais específicas, principalmente no grupo das crianças.

No Brasil, a quantidade de pessoas com algum tipo de deficiência auditiva é de aproximadamente 350 mil (UnB/HUB, 2011). No País, há apenas oito hospitais públicos que realizam a cirurgia para IC. Em Brasília, Distrito Federal, as cirurgias começaram em 2007, no Hospital Universitário de Brasília (HUB), que se tornou a primeira unidade habilitada pelo Ministério da Saúde na região centro-oeste do País. Há quase 30 anos, os implantes cocleares deixaram de ser uma intervenção de pesquisa e de centros universitários para ser uma opção clínica no tratamento da DA (SAID *et al.*, 2010; COSTA, 1998; BEVILACQUA, 1998).

O benefício do IC é indiscutível como opção de tratamento da criança com DA. Entretanto, como tratamento alternativo, são inúmeros os aspectos que devem ser considerados. Ressalta-se a idade, levando-se em conta que quanto maior o tempo de privação sensorial auditiva, menor serão os resultados obtidos na percepção da fala e na aquisição da linguagem. Destaca-se também a participação da família na habilitação e reabilitação da criança como principal aliado do trabalho terapêutico especializado (BEVILACQUA *et al.*, 2005).

Segundo o Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil (DATASUS), desde 1992 até o mês de agosto de 2010, foram realizadas 2843 cirurgias de IC no sistema público de saúde, sendo que apenas no ano 2009 foram realizadas 479. Portanto, constata-se pleno desenvolvimento da área de IC em nível nacional, sendo imperativo nesse momento a formação de profissionais com conhecimento especializado para compor as equipes interdisciplinares em implante coclear em todos os segmentos (BEVILACQUA *et al.*, 2011).

O desenvolvimento motor de crianças com deficiência auditiva neurosensorial é passível de atraso em decorrência do déficit na quantidade e/ou qualidade das informações provenientes do aparelho vestibular, incluindo a sensação de equilíbrio e tônus labiríntico, o que dificultaria o estabelecimento das relações com o ambiente (ARAÚJO *et al.*, 2001; EFFGEN, 1981).

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 (HORAK *et al.*, 1988). Os estudos desses autores relataram que o período crítico do desenvolvimento do controle postural está entre quatro e seis anos de idade. A organização sensorial consiste na capacidade do sistema nervoso central (SNC) em selecionar, suprir e combinar os estímulos vestibulares, visuais e proprioceptivos

(SHUMWAYCOOK; WOOLLACOTT, 2003). Portanto, foi sugerido que as intervenções para registrar e acompanhar os déficits motores nessa população deveriam ser proporcionadas antes dessa idade (RINE *et al.*, 2004; WINTER, 1990; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 1990).

Sabe-se que muitas crianças com DA podem ter alterações vestibulares concomitantes. Embora a incidência de perda auditiva neurossensorial profunda seja estimada em 1 (um) a cada 1.000 (um mil) nascimentos, a incidência das desordens vestibulares não é amplamente conhecida. Estudos detectaram alterações vestibulares em aproximadamente 20% a 70% das crianças com perdas auditivas de diferentes causas (ANGELI, 2003; POTTER *et al.*, 1984).

O equilíbrio é o processo de manutenção do centro de pressão (COP), projeção do centro de gravidade no solo, dentro da base de suporte do corpo, que requer ajustes constantes da atividade muscular e do posicionamento articular (DUARTE, 2000). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte, e representa resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade (DUARTE, 2000; DUARTE; ZATSIORSKY, 2000; OLIVEIRA, 1996).

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 desses sistemas pode ocorrer comprometimento do equilíbrio (SUAREZ *et al.*, 2007; PRIETO, 1996).

Para a regulação do equilíbrio, o sistema de controle postural necessita de informações acerca das posições relativas aos 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. Esses 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 importante papel na manutenção do equilíbrio. O controle do equilíbrio corporal em uma pessoa é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis em função desses dois fatores anteriores e das condições da pessoa (DUARTE, 2000; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1988; GUYTON; HALL, 1997).

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

Desde que o ser humano adotou a postura ereta bípede, tem sido desafiado pela força de gravidade a manter o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. Quando se permanece parado, não se permanece sem movimento – há oscilação do corpo. 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 essa tarefa é (DUARTE, 2000).

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 esse 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 momentos de força (M) 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).

A capacidade de manter o equilíbrio corporal é um pré-requisito para a execução de muitas atividades da vida diária. O equilíbrio corporal é fundamental no relacionamento espacial do homem com o ambiente. É uma complexa interação entre o sensorial e o motor que previne quedas. Porém, quando ocorre alteração visual, proprioceptiva ou vestibular, surgem alterações que caracterizam o desequilíbrio.

Como a relação entre a informação sensorial, o controle postural e a ação motora é considerada complexa e dinâmica vários autores recomendam verificar esse relacionamento por meio da manipulação da informação sensorial, e posteriormente analisar os efeitos no funcionamento do sistema de controle postural (SCHONER *et al.*, 1998; BARELA, 1997).

Segundo Mochizuki *et al.* (1999), os estudos acerca da manutenção do equilíbrio na postura ereta quieta têm se baseado no paradigma experimental da

plataforma de força – o uso da plataforma como mensuradora das variáveis de interesse para estudo da postura. O centro de pressão (COP) pode ser entendido como o ponto de apoio onde a força de reação do solo está sendo aplicada e sua representação espacial é conhecida como estabilograma. Nessa situação de pouco movimento, o vetor da força de reação do solo está direcionado para o centro de massa do corpo (COM).

No que diz respeito a crianças, é conhecido que o seu organismo passa por contínuas transformações antropométricas. As restrições, tanto ambientais como do organismo ou da tarefa, guiam o comportamento infantil. Gobbi *et al.* (2003), nesse contexto, afirmam que o desenvolvimento de cada um dos sistemas sensoriais das crianças, bem como sua integração, oportunizam a observação de melhoras graduais no comportamento locomotor.

Possíveis explicações dos déficits motores observados em crianças surdas são descritas em quatro categorias: (a) fatores orgânicos: alterações vestibulares ou neurológicas; (b) sensorial, privação auditiva; (c) verbal, privação da linguagem: a falta de representação verbal das habilidades motoras, estratégias verbal-conceitual para apoiar a execução; (d) fatores emocionais: falta de autoconfiança, superproteção ou negligência dos pais pode causar à criança surda estar menos disposta a explorar o ambiente (WIEGERSMA *et al.*, 1983).

De modo geral, as crianças apresentam equilíbrio bem próximo do normal para a idade adulta, dependendo principalmente das experiências vividas (TSAI *et al.*, 2008). Quando essa fase da vida é associada à deficiência auditiva, vislumbra-se longo período de privação sensorial que poderá repercutir em significativo atraso motor nessa população.

Sabe-se que crianças com deficiência auditiva têm maior risco de déficits no equilíbrio e nas habilidades motoras grossas em comparação com crianças que apresentam desenvolvimento típico (KEGEL *et al.*, 2010). Como o equilíbrio é uma habilidade fundamental para o desenvolvimento motor das crianças, verifica-se a necessidade de novos estudos visando mais conhecimentos das funções dos mecanismos sensoriais na manutenção do controle postural nas crianças com surdez.

Portanto, o problema de pesquisa deste estudo procurou responder à seguinte pergunta: será que os valores encontrados nos testes para estudo da estabilidade postural apresentarão diferenças estatísticas significativas entre os grupos de crianças avaliadas?

1.1 JUSTIFICATIVA DO ESTUDO

Durante as últimas duas décadas, o implante coclear tem se tornado um dispositivo amplamente aceito na reabilitação de crianças surdas e tem sido caracterizado por uma evolução rápida e contínua. Enquanto a tecnologia dos avanços do IC continua a ampliar, a candidatura para esses dispositivos e a idade ao implante está diminuindo. Embora diferentes fatores contribuam para o sucesso de uma criança em particular, grande massa de relatórios está disponível, mostrando resultados positivos acerca do desenvolvimento das habilidades auditivas, da recepção da fala e da produção (COPELAND; PILLSBURY, 2004; NIPARKO *et al.* 2003; MIYAMOTO *et.al.*, 2003; BALKANY *et al.*, 2002; SVIRSKY *et al.*, 2000).

O desempenho auditivo dos implantes cocleares pediátricos tem sido objeto de muita pesquisa; entretanto, os trabalhos referentes às repercussões do IC no equilíbrio postural têm sido limitados. Isso é no mínimo interessante, pois é comumente aceito que crianças com perdas auditivas são vulneráveis em relação ao equilíbrio corporal, fato esse que poderá ser acompanhado por meio de registros de atrasos motores nessa população (CUSHING *et al.*, 2008; SOUSA 2006).

Desde o nascimento, a estimulação auditiva direciona e intensifica os comportamentos da orientação visual. As primeiras respostas do bebê a estímulos auditivos incluem o comportamento óculo-motor de mover os olhos ou a cabeça para localizar o som. Portanto, tem sido sugerido que a falta de informação auditiva precoce pode contribuir para atrasos motores em surdos e em crianças com dificuldade de audição (SAVELSBERGH *et al.*, 1991).

Recentemente, Horn *et al.* (2006) sugeriram que resultados do desenvolvimento motor atípico em crianças surdas não podem ser generalizados. Eles afirmaram que estudos anteriores tinham potenciais fatores de confusão que pode ter sido responsável pelo atraso nas habilidades motoras em crianças surdas, como as diferenças nos tipos de escolaridade, presença de problemas neurológicos, e as diferenças na idade ao diagnóstico da surdez e o início da intervenção.

Dois estudos relataram escores motores pré-implante de crianças surdas pré-linguais que caíram dentro da faixa típica de variação encontrada em crianças ouvintes (HORN *et al.*, 2005; KUTZ *et al.*, 2003). Além disso, Lieberman *et al.* (2004) não encontraram diferenças significativas no desenvolvimento motor entre crianças

surdas com pais surdos e aquelas com pais ouvintes. No entanto, enfatizaram o fato de que fatores ambientais como o tipo de escolarização e do envolvimento dos pais na atividade física parece influenciar o desenvolvimento motor em crianças surdas e, provavelmente, contribuíram para os níveis de desempenho relativamente alto dos participantes no estudo.

Com base nas possibilidades supracitadas dos atrasos no desenvolvimento motor de surdos e de crianças com problemas de audição, constata-se duas hipóteses contraditórias no que diz respeito ao impacto do implante coclear nas habilidades motoras e nos possíveis problemas de equilíbrio.

O IC pode ter um efeito positivo sobre o desempenho motor por causa da entrada auditiva e da estimulação obtidos a partir do IC e os resultados positivos observados na autoconfiança (INCESULU *et al.*, 2003) e no desenvolvimento da linguagem. Usando a Escala de Desenvolvimento da Linguagem de Reynell, avaliando as habilidades da linguagem receptiva e expressiva, vários estudos demonstraram que o IC tem um significativo efeito benéfico no desenvolvimento da linguagem oral em crianças surdas (MIYAMOTO *et al.*, 2003; SVIRSKY *et al.*, 2000; ROBBINS *et al.*, 1997).

O estudo de Schlumberger, Narbona, e Manrique (2004) tende a concordar com essa hipótese. Eles apoiaram a implantação precoce porque esta permitiu um bom desenvolvimento verbal e pode melhorar também a capacidade não-verbal (motora) (SCHLUMBERGER *et al.*, 2004). Também os resultados da Buchman, Alegria, Hodges, Telischi e Balkany (2004) fornecem algum suporte para esta hipótese. O estudo indicou que as pessoas surdas que receberam IC unilateral experimentaram melhorias substanciais em ambas as medidas objetivas e subjetivas da função vestibular e do equilíbrio (BUCHMAN *et al.*, 2004).

Por outro lado, devido à estreita relação da cóclea e dos receptores vestibulares, o IC traz consigo o risco potencial de lesão vestibular provocada pelo trauma cirúrgico ou pela indireta estimulação elétrica do nervo vestibular resultando em disfunção vestibular e problemas de equilíbrio.

Significativas alterações histopatológicas vestibulares têm sido assinaladas após a IC por Tien e Linthicum (2002). Em seu estudo, a incidência global de lesão vestibular após o implante coclear foi de 54,50%. Vários estudos têm tentado caracterizar os efeitos do IC sobre o sistema vestibular utilizando diferentes e específicos testes vestibulares. Os resultados desses estudos são, no entanto,

contraditórios. Em um estudo recente de Jin, Nakamura, Shinjo e Kaga (2006) usando potenciais evocados miogênicos vestibulares, sete de 12 crianças (58,30%) apresentaram redução da função sacular após IC.

Por outro lado, Migliaccio, Della Santina, Carey, Niparko e Minor (2005) estudaram as mudanças pré e pós-operatório na função do canal semicircular reveladas pelas respostas reflexas vestibulo-ocular e encontraram não significativa (10%) perda da função vestibular devido ao IC. Buchman *et al.* (2004) resumiram os resultados de 22 estudos eletroneistagmográficos publicados. Nesses estudos, 71 (38%) dos 186 pacientes demonstraram alterações na resposta calórica após o IC em vários intervalos de pós-implantação. Esses resultados indicaram principalmente reduções na resposta calórica, em comparação com valores pré-operatórios. Além de possíveis déficits na função vestibular, também sintomas vestibulares no pós-operatório, como tonturas e vertigens tenham variado tem sido relatado ocorrer após o IC (FINA *et al.*, 2003; KUBO *et al.*, 2001; STEENERSON *et al.*, 2001; ITO, 1998). Felizmente, os sintomas vestibulares após IC são geralmente transitórios, podendo ser bem tratados por terapia vestibular, e resolvidos completamente no tempo.

O desenvolvimento e a manutenção da estabilidade postural é um processo múltiplo de sistemas que não depende apenas da entrada vestibular. As mudanças maturacionais em outros sistemas sensoriais (principalmente visuais e proprioceptivos), processamento do SNC, e resposta da coordenação motora são responsáveis pelas mudanças nas habilidades posturais observadas ao longo da adolescência. (SUAREZ *et al.*, 2007)

Diversos estudos de habilidades motoras em crianças com perda auditiva observaram déficits em equilíbrio, coordenação dinâmica geral, coordenação motora-visual e habilidades de pegar bola, por exemplo, e citaram claras diferenças nos tempos de reação e nas velocidades dos movimentos (SAVELSBERGH *et al.*, 1991; SIEGEL *et al.*, 1991; WIEGERSMA *et al.*, 1983).

Rine *et al.* (2004), Horak *et al.* (1988) e Rine *et al.* (2000) mencionaram que a PA é frequentemente 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 nessa população, e não foram adequadamente registrados. Contrariamente, Rine *et al.* (2000) mencionaram que as crianças com perda auditiva neurosensorial (SNHI) têm apresentado atraso no desenvolvimento motor e déficit no controle postural.

Além disso, foi postulado que esses déficits estariam relacionados aos danos concomitantes nas estruturas vestibulares.

Rine *et al.* (2004) citaram 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 SNHI e com disfunções vestibulares.

Bessa e 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 em uma fase inicial são aperfeiçoadas na idade adulta. Dessa forma, se uma criança for pouco estimulada e/ou apresentar deficiência no desenvolvimento motor durante os primeiros seis anos de vida, isso será refletido 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 (SOUSA *et al.*, 2006; GALLAHUE *et al.*, 2005).

Um estudo com 36 crianças surdas analisou as habilidades do equilíbrio dinâmico usando o teste KTK (*Körperkoordinationstest für Kinder*), que avalia o controle corporal e a coordenação em quatro subtestes. Também foi avaliado o equilíbrio estático utilizando o teste de uma só perna. Os resultados demonstraram diferença significativa entre as crianças ouvintes e as crianças surdas, independentemente do uso de IC (GHEYSEN *et al.*, 2008).

Também em investigação recente, foram comparadas a coordenação motora, usando o teste KTK, e a análise da estabilidade postural por meio da posturografia entre crianças surdas e ouvintes brasileiras. Os resultados constataram que as crianças com perda auditiva neurosensorial apresentaram pior desempenho do equilíbrio estático, quando comparadas às normais de mesma idade e gênero. Esses achados confirmaram a idéia de que essas crianças surdas apresentaram um déficit de organização sensorial que justifica a utilização de programas motores específicos na rotina de acompanhamentos dessas crianças (SOUSA *et al.*, 2006; RINE *et al.*, 2004).

Estudos que examinaram a função vestibular após o IC se concentraram principalmente a respeito do implante unilateral em adultos e ofereceram ampla gama de conclusões. Entretanto, existem áreas que ainda precisam ser abordadas, tais como os efeitos do implante bilateral, os efeitos sobre a população pediátrica e os efeitos sobre a função do equilíbrio na vida diária.

Com a presente pesquisa, buscou-se contribuir para melhor conhecimento das características perceptuais e motoras das crianças estudadas, no sentido de aplicar terapia mais apropriada e oportuna. Futuros conhecimentos científicos deverão auxiliar os tratamentos médicos, fonoaudiológicos, fisioterápicos e físicos; não apenas para identificar os déficits sensoriais das crianças com deficiência auditiva, mas principalmente para acompanhar e direcionar as futuras intervenções, assegurando melhora da qualidade de vida por meio de ações preventivas aplicadas nessas crianças.

Também observando a necessidade de fornecer parâmetros quantitativos confiáveis para o acompanhamento das intervenções adotadas, ou para o treinamento da estabilidade postural em crianças com ou sem perda auditiva, e, ainda, devido à escassez de publicações nessa área do conhecimento, constata-se a necessidade da realização desta investigação com crianças, o que poderá decorrer em ações preventivas junto à citada população.

1.2 OBJETIVO GERAL

Comparar as variáveis estabilométricas do equilíbrio corporal entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva, usuárias e não-usuárias de implante coclear, dos sete aos dez anos de idade com manipulação das informações sensoriais.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Identificar e analisar o perfil etiológico das perdas auditivas nas crianças com surdez;

Comparar o equilíbrio corporal na postura ereta estática, entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva neurosensorial profunda, em relação às seguintes variáveis: amplitude dos deslocamentos do centro de pressão na direção ântero-posterior e na direção médio-lateral, a velocidade média de deslocamento do centro de pressão e 95% da área da elipse;

Descrever e comparar o comportamento das variáveis estabilométricas para os gêneros entre os grupos controle e experimental.

Analisar o comportamento das variáveis do COP em relação à manipulação da informação visual e da base de suporte durante a postura ereta quieta entre os grupos de estudo;

Comparar o controle postural entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com surdez usuárias e não-usuárias de implante coclear utilizando a interpretação dos parâmetros do centro de pressão (COP).

1.4 HIPÓTESE DO ESTUDO

Crianças com perdas auditivas neurosensoriais bilaterais profundas, usuárias e não-usuárias de IC, apresentam pior desempenho na habilidade do equilíbrio corporal em relação às ouvintes da mesma idade e gênero.

1.5 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo foi realizado em crianças com perda auditiva neurosensorial bilateral (grupo experimental) do CEAL-LP (Centro Educacional da Audição e Linguagem – Ludovico Pavoni) e crianças com audição normal do Instituto Sagarana, ambos situados no Distrito Federal, pertencentes à faixa etária de sete e dez anos de idade e de ambos os gêneros.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Com vistas à organização dos tópicos de pesquisa, a presente revisão está dividida nos subcapítulos: Deficiência Auditiva, Implante Coclear, Equilíbrio e Controle Postural e Métodos de Análise do Controle Postural.

2.1 DEFICIÊNCIA AUDITIVA

2.1.1 A Audição

O sistema auditivo é composto por duas partes: a periférica – formada pelo ouvido externo, ouvido médio e ouvido interno – e a central – constituída pelas vias do tronco cerebral e pelos 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, a membrana 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, 1988; 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, 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 noção exata da posição do corpo (BEVILACQUA; MORET, 2005; GUYTON; HALL, 1997).

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, 1988).

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

Downs e Northern (1991) apresentam uma definição mais ampla de DA na criança: perda auditiva em uma criança é 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. Diante dessa definição, pode-se reconhecer que não é só a perda auditiva que conduz uma criança a apresentar problemas de fala, linguagem e de aprendizagem; outros fatores também interferem de forma muito direta, entre os quais se destacam nível e qualidade da estimulação em casa, inteligência, personalidade, condições socioeconômicas e de saúde.

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

2.2 CLASSIFICAÇÃO DA PERDA AUDITIVA

2.2.1 Quanto à localização da alteração

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

Perda 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 alcançarem o ouvido interno de forma adequada.

Segundo Northern e Downs (1991), esse tipo de DA 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.

Perda 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.

Perda Auditiva Mista

Nesse tipo de perda auditiva, há um componente condutivo associado a um neurosensorial.

Perda Auditiva Central

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

O laudo da audiometria tonal deve levar em consideração três aspectos: tipo da perda auditiva, grau da perda auditiva e configuração audiométrica. A classificação do tipo de perda auditiva leva em consideração a comparação dos limiares entre a via aérea e a via óssea de cada orelha e, portanto, é imprescindível realizar a pesquisa dos limiares tonais por via aérea e óssea. Sem a comparação desses dois limiares torna-se impossível a determinação do tipo de perda auditiva.

Segue, no Quadro 1, a classificação do tipo de perda auditiva, de acordo com Silman e Silverman (1997).

Quadro 1 - Classificação da perda auditiva de acordo com o tipo.

Tipo de perda	Características
Perda auditiva condutiva	Limiars de via óssea menores ou iguais a 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15 dB.
Perda auditiva neurosensorial (ou sensorio-neural)	Limiars de via óssea maiores do que 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo de até 10 dB.
Perda auditiva mista	Limiars de via óssea maiores do que 15 dBNA e limiars de via aérea maiores do que 25 dBNA, com gap aéreo-ósseo maior ou igual a 15 dB.

Fonte: Silman; Silverman, 1997.

2.2.2 Quanto ao grau de comprometimento

Para a classificação das perdas auditivas quanto ao grau, no Brasil ainda existe divergência a respeito de qual seria a mais adequada, devido à existência de diversas classificações. Entretanto, a maioria considera a média de tons puros dos limiares de via aérea entre 500 Hz, 1.000 Hz e 2.000Hz. A mais conhecida é a classificação de Lloyd e Kaplan (1978), descrita no Quadro 2.

Quadro 2 - Classificação da perda auditiva de acordo com o grau.

Média Tonal	Denominação
≤ 25 dBNA	Audição normal
26 - 40 dBNA	Perda auditiva de grau leve
41 - 55 dBNA	Perda auditiva de grau moderado
56 - 70 dBNA	Perda auditiva de grau moderadamente severo
71 - 90 dBNA	Perda auditiva de grau severo
≥ 91 dBNA	Perda auditiva de grau profundo

Fonte: Lloyd; Kaplan, 1978.

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 0dBNA a 15dBNA (nível de audição). É importante lembrar que há de se considerar a idade do paciente avaliado. Por isso, para analisar os resultados de crianças abaixo dos sete anos de idade, é recomendada a classificação de Northern e Downs (1991), descrita no Quadro 3.

Quadro 3 - Classificação da perda auditiva de acordo com o grau.

Média Tonal	Denominação
≤ 15 dBNA	Audição normal
16 - 25 dBNA	Perda auditiva de grau leve
26 - 40 dBNA	Perda auditiva de grau moderado
41 - 65 dBNA	Perda auditiva de grau moderadamente severo
66 - 95 dBNA	Perda auditiva de grau severo
≥ 96 dBNA	Perda auditiva de grau profundo

Fonte: Northern; Downs, 1991.

De acordo com Russo e 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 DA pode ser classificada também como bilateral, quando acomete ambos os ouvidos.

Ainda segundo Russo e Santos (1994), a DA pode ser classificada conforme o momento em que ocorreu: durante ou depois do nascimento. As deficiências auditivas congênitas são aquelas que ocorrem antes ou durante o nascimento, e as deficiências auditivas adquiridas são aquelas que ocorrem após o nascimento.

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); peri-natais (anóxia, icterícia, hiperbilirrubinemia) e pós-natais (uso de medicamentos ototóxicos, meningite, caxumba, traumas cranianos).

Segundo Walch *et al.* (2000), a história extraída dos pais acerca de causas hereditárias, pré, peri ou pós-natais para a deficiência é o método mais eficiente para se tentar estabelecer a etiologia da deficiência auditiva em crianças. Desse modo, a anamnese deve incluir questões a respeito de infecções e uso de medicamentos durante a gravidez, dados a respeito do nascimento, comportamento e desenvolvimento da criança e a situação familiar. De maneira geral, a causa pode ser classificada em hereditária, adquirida e desconhecida.

Na cóclea, existem células capazes de produzir energia acústica: sons que podem ocorrer espontaneamente ou ser evocados por estímulo sonoro. Esse som

gerado pelas células ciliadas externas é conhecido por Emissão Otoacústica Evocada (EOAE). Importante destacar que as EOAE estão presentes desde o nascimento, e permitem determinar a integridade funcional da cóclea, especificamente das células ciliadas externas. Portanto, crianças com histórico de meningite, rubéola materna, problemas durante o parto, toxoplasmose, uso de medicamentos ototóxicos, entre outros, podem apresentar lesão auditiva por lesão na cóclea, incluindo células ciliadas externas. Dessa forma, as EOAEs estarão ausentes, permitindo diagnosticar precocemente a perda auditiva sensorial.

O diagnóstico preciso da etiologia da DA é de grande valia para a definição da conduta terapêutica a ser tomada, pois o processo de (re)habilitação da criança difere, conforme a PA 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, à família e à sociedade tentarem, por todos os meios, romper os obstáculos para integrá-los à comunidade e trazê-los para o convívio social.

2.3 IMPLANTE COCLEAR

O implante coclear é o recurso mais indicado atualmente para a (re)habilitação das deficiências auditivas neurossensoriais bilaterais severas e profundas. Por ser altamente benéfico e eficaz, trouxe nova perspectiva aos reabilitadores em relação ao desempenho da capacidade auditiva de crianças com DA. A criança usuária de IC tem a possibilidade de ouvir e se desenvolver como ouvinte, mas somente o dispositivo não garante o desenvolvimento da audição. Esses procedimentos marcam significativamente o início da idade auditiva e o início do processo de (re)habilitação, que deve ser efetivo, contínuo e eficaz.

O IC é um dispositivo eletrônico que é implantado cirurgicamente na orelha interna de uma pessoa. O som é recebido por um microfone externo usado no ouvido e em seguida, enviado através de um processador de fala para o arranjo de eletrodos dentro da cóclea. O som é então enviado através de impulsos elétricos para o nervo auditivo, onde, em seguida, viaja da via auditiva até o cérebro. A cóclea é intimamente ligada ao sistema vestibular, que fornece informações relacionadas a

movimento e equilíbrio. Esse sistema tem dois componentes: os canais semicirculares, que indicam movimentos de rotação, e os órgãos otólitos, que indicam acelerações lineares.

A abordagem aurioral é a mais indicada para (re)habilitar crianças usuárias de IC, por ter como foco central o desenvolvimento da audição para aquisição e apropriação da linguagem oral competente. Essa abordagem embasa o trabalho desenvolvido no CEAL, que tem como proposta (re)habilitar crianças com deficiência auditiva, com o objetivo de integrar a audição à sua vida, favorecendo sua competência comunicativa.

No desenvolvimento normal da linguagem, a compreensão oral se constitui desde o nascimento até os cinco anos de idade, sendo que depois desse período será apenas aprimorada (REYNELL; GRUBER, 1990). Mellon (2000) considera que as crianças ouvintes dominam quase todos os elementos essenciais necessários para serem comunicadores competentes em seu idioma até os sete anos de idade. Esse é o chamado período crítico para o desenvolvimento da linguagem, cuja duração ainda está em estudo.

Os períodos críticos são períodos limitados do amadurecimento cerebral, etapas essas que devem coincidir com a exposição a certas experiências sensoriais; isso resulta em aquisição rápida de novas habilidades, que são impossíveis ou muito difíceis de serem adquiridas em outras etapas (KLEIN; RAPIN, 2002). As experiências auditivas combinadas com informações provenientes de outros sentidos promovem a construção da linguagem oral e a formação de conceitos, à medida que a criança começa a explorar o seu ambiente mais ativamente (LAW *et al.*, 2001). Reynell e Gruber (1990) concordam que é por meio da audição que o indivíduo pode compreender a linguagem oral, formar conceitos, inter-relacioná-los e posteriormente expressá-los através da fala, desde que tenha capacidade articulatória para isso.

Tratando-se de crianças com DA neurossensorial pré-lingual, a aquisição da linguagem oral se torna difícil. O IC representa poderosa ferramenta para as pessoas com deficiência auditiva neurossensorial (MESQUITA *et al.*, 2002; BANHARA *et al.*, 2004), e para essas crianças se torna fundamental na construção da comunicação oral. Isso porque, ao fornecer adequada estimulação elétrica ao nervo auditivo, o IC possibilita à criança com DA profunda pré-lingual ter acesso aos sons dos quais antes era privada. Segundo Dowell e Cowan (1997), a principal

contribuição do IC para a aquisição da linguagem oral é o fato desse dispositivo possibilitar o acesso aos sons de fala e, assim, o desenvolvimento das etapas gradativas das habilidades auditivas.

Bevilacqua e Formigoni (2005), baseadas em Boothroyd (1982), relatam a sequência gradativa das habilidades auditivas: a detecção auditiva é a habilidade de perceber presença e ausência de som; a discriminação auditiva consiste em discriminar dois ou mais estímulos; o reconhecimento auditivo consiste em classificar e nomear o que se ouviu, repetindo ou apontando; e por fim a compreensão auditiva, que é a habilidade de responder perguntas, recontar histórias e seguir instruções.

O IC, apesar de ser uma ferramenta poderosa como uma das opções de tratamento para crianças deficientes auditivas sensorineurais pré-linguais, não é simplesmente um procedimento cirúrgico após o qual a criança pode ser conduzida, exclusivamente, por seu próprio dispositivo eletrônico (O'NEILL *et al.*, 2002; DOWELL; COWAN, 1997).

Moret (2002) diz que o IC em crianças constitui-se de processo multifatorial que ocorre basicamente em três fases distintas: na avaliação pré-cirúrgica, no ato cirúrgico e no acompanhamento, sendo nessa última fase incluído o monitoramento do dispositivo: verificação de seu funcionamento e programação adequada, e a (re)habilitação contínua. Essas fases são formadas por aspectos que se interagem: idade da criança na ativação, tempo de surdez, cognição da criança e tempo de uso do dispositivo. Além disso, a participação da família, terapia fonoaudiológica especializada e potencial cognitivo da criança para a aprendizagem também devem ser destacados (BEVILACQUA *et al.*, 2005; GEERS, 2002; ROBBINS *et al.*, 2000). Nesse contexto, Santana (2005) ressalta que a qualidade das interações sociais tem papel crucial na construção da criança como sujeito da linguagem.

Em relação à função vestibular dos pacientes submetidos ao IC, as opiniões de autores são controversas. Por um lado, alguns acreditam que o IC interfere na função vestibular e apresenta risco de disfunção vestibular (ENTICOTT *et al.*, 2006; VIBERT *et al.*, 2001; BREY *et al.*, STEENERSON *et al.*, 2001; 1995; HUYGEN *et al.*, 1993); outros acreditam que o IC não tem qualquer efeito sobre a função vestibular (MIGLIACCIO *et al.*, 2005; SUAREZ *et al.*, 1999; EINSENBURG *et al.*, 1982). Por outro lado, há autores que acreditam que o IC pode melhorar o equilíbrio corporal (BUCHMAN *et al.*, 2004; RIBARI *et al.*, 2002; SZIRMAI *et al.*, 2001; BANCE *et al.*, 1998).

O risco da perda da função vestibular foi variável para Huygen *et al.* (1993). Enquanto esse risco foi estimado em 31% em um primeiro estudo, em uma segunda amostragem o mesmo autor relatou risco entre 50-60% da perda da função vestibular pós-IC. Seu último estudo está de acordo com os resultados de Van Den Broek *et al.* (1993), que encontraram 60% de risco da perda da função vestibular pós-IC. No entanto, Bouccara *et al.* (2005) encontraram 16% dos adultos e 3% das crianças que apresentaram tontura no pós-operatório de IC. Para Vibert *et al.* (2001), a função canicular ficou temporariamente prejudicada em 20% dos casos, enquanto a função otolítica estava preservada nos seis pacientes testados.

Segundo Suarez *et al.* (2007), as alterações do equilíbrio não perduram e, apesar da perda da função vestibular, as crianças conseguem manter um controle do equilíbrio adequado, e o IC não afeta a estratégia de organização sensorial.

Outro grupo de autores acredita que o IC não apresenta risco para o equilíbrio, como Migliaccio *et al.* (2005), Bance *et al.* (1998) e Einsenberg *et al.* (1982), que acreditam ser possível que o IC multicanal ative o sistema vestibuloocular em alguns casos, porém de maneira não significativa clinicamente. Opinião compartilhada por Buchman *et al.* (2004), que acreditam que os pacientes submetidos ao IC podem ter significativa melhora da postura avaliada pela Posturografia Dinâmica Computadorizada.

Juntamente com a visão e o sistema somatossensorial, o sistema vestibular controla a postura de uma pessoa no espaço. O sistema vestibular poderá ficar em risco com o implante coclear, pois esse está inserido no labirinto do ouvido interno e está ligado a cóclea. Como esses dois órgãos compartilham o mesmo líquido, as alterações na cóclea poderiam causar mudanças nos canais semicirculares e otólitos nos órgãos do sistema vestibular.

Os pacientes às vezes relatam desequilíbrio ou tontura após a cirurgia de implante coclear. O sistema vestibular pode ser perturbado durante a cirurgia ou com a estimulação elétrica do eletrodo. Clinicamente, é importante para estimar o risco da perda vestibular. para que o paciente possa ser plenamente consciente desses riscos quando se considera o IC.

Siegel *et al.* (1991) não encontraram diferenças entre os resultados de equilíbrio dos sujeitos e os resultados padrão do subteste do equilíbrio entre os grupos etários; isso sugeriu que os déficits do equilíbrio não estavam relacionados à idade. Eles também não encontraram diferenças de gênero nas pontuações do

equilíbrio (SIEGEL *et al.*, 1991). Autores relataram que crianças com perda auditiva severa a profunda (80-120dB) têm problemas motores definidos (HARTMAN *et al.*, 2011). As conclusões do estudo de Engel-Yeger *et al.* (2009) sugeriram que a privação auditiva pode causar desenvolvimento atípico de certas habilidades motoras. Segundo Cushing *et al.* (2008), as crianças com perda auditiva neurossensorial profunda usuárias de IC demonstraram disfunções nas habilidades do equilíbrio estático e dinâmico.

Outros autores, a exemplo de Hadders-Algra *et al.* (1996), Van Der Fitz *et al.* (1999), Hedberg *et al.* (2005), também ressaltaram que, para a manutenção do equilíbrio corporal, as crianças podem adotar preferência de recrutamento de determinado sistema que dependerá da idade da criança e da natureza do desafio postural. Neste estudo, pode-se inferir que as crianças avaliadas encontram-se na fase de desenvolvimento dos sistemas responsáveis pela estabilidade corporal. Estudos anteriores sugeriram que os processos relacionados à manutenção de uma ótima estabilidade postural estariam maduros por volta dos seis anos de idade (RINE *et al.*, 2004).

Os estudos que examinaram a função vestibular após o IC se concentram principalmente sobre o implante unilateral em adultos e ofereceram ampla gama de conclusões. Existem áreas que ainda precisam ser abordadas, tais como os efeitos do implante bilateral, os efeitos sobre a população pediátrica, e os efeitos sobre a função do equilíbrio na vida diária. Prevê-se que os resultados deste estudo proposto irão fornecer novas informações sobre a função do equilíbrio dos pacientes, considerando a implantação unilateral.

2.4 EQUILÍBRIO E CONTROLE POSTURAL

2.4.1 Conceitos

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. 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, tais como nas ações de andar, correr e inclinar-se. Logo, entende-se 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 sequência de mudanças de posição ou postura (DUARTE; ZATSIORSKY, 1999, 2000).

Mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força que sobre ele são aplicados. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) agindo sobre ele é igual a zero ($\sum F = 0$ e $\sum M = 0$). As forças que estão agindo sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas e forças internas. As externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força de gravidade e a força de reação do solo, que durante a postura ereta atua sobre os pés. As internas podem ser perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização dos movimentos do próprio corpo (DUARTE, 2000).

Portanto, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está em uma condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente. No entanto, essas forças e momentos de força são muito pequenos, em condições normais na postura ereta quieta, o que resulta em pequenas oscilações do corpo. Em um adulto saudável essas oscilações são quase imperceptíveis. É comum se referir de forma aproximada a essa condição como uma condição de equilíbrio. Também é comum se referir à tarefa de controle postural como controle do equilíbrio (DUARTE; ZATSIORSKY, 1999).

Na verdade, o corpo humano está em constante desequilíbrio, em uma busca incessante por equilíbrio. Nesse sentido, o termo postura ereta estática ou parada é tecnicamente impreciso e um termo mais adequado, e às vezes utilizado, seria postura ereta semi-estática. No entanto, como é comum se referir à postura ereta quieta como postura parada ou estática, também foi adotada essa convenção neste estudo.

A postura ereta não é uma postura estática. Trata-se de um evento dinâmico: 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 (DUARTE, 2000). A avaliação do equilíbrio é amparada na suposição de que oscilações posturais aumentadas estão associadas a maior esforço para manter o equilíbrio (HASAN *et al.*, 1997).

As teorias de controle motor preconizam que a manutenção desse equilíbrio neuromotor depende da atuação de vários sistemas que se integram por mecanismos de *feedback*. Entre esses sistemas, destacam-se como principais o sistema sensorial: visual, somatossensorial e vestibular, que 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; o sistema motor: cria o movimento e mantém a postura; o sistema biomecânico: inclui a estrutura dos ossos e das articulações onde se dão os movimentos, e os músculos que criam os torques de movimento (DUARTE, 2000; DUARTE; ZATSIORSKY, 1999).

Além da postura ereta quieta, uma série de outras tarefas tem sido utilizada na investigação do controle postural. De forma geral, a tarefa a ser utilizada é dependente do que se deseja analisar. Como o controle postural é bastante complexo e dependente de inúmeros fatores, há muitos questionamentos e, por conseguinte, muitas tarefas que podem ser investigadas.

2.4.2 Controle Postural

A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, um conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor que desempenham esse papel. O sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para a realização dos movimentos. O SNC integra informações provenientes do sistema sensorial para então enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares. Essas estratégias posturais são necessárias

para garantir, por exemplo, na postura ereta e com os pés imóveis, que a projeção vertical do centro de gravidade (COG) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés), dando estabilidade ao corpo e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo (HORAK, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2001).

Um conceito associado à base de suporte é o de limite de estabilidade, que expressa o quanto dessa base de suporte o indivíduo consegue utilizar e se manter em equilíbrio. Isso significa dizer que os limites de estabilidade expressam a base de suporte funcional do indivíduo. Por exemplo, ao envelhecer, a base de suporte não é alterada, mas os limites de estabilidade diminuem sensivelmente (HORAK *et al.*, 1989).

A rigidez passiva da estrutura músculo-tendínea do corpo humano tem uma importância relevante na manutenção da postura ereta quieta. Atua como se fosse um “elástico” contra o momento de força gravitacional, o qual tem a tendência de provocar uma queda do corpo para a frente. Estima-se que esse MF seja da ordem de cerca de 65% a 90% da magnitude do MF gravitacional (CASADIO *et al.*, 2004; LORAM; LAKIE, 2002).

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. Esses receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (KEGEL *et al.*, 2010; SUAREZ *et al.*, 2007; RINE *et al.*, 2004; ROTHWELI, 1994).

Os sistemas sensoriais são representados em um circuito de *feedback*; a integração sensorial dessas diferentes informações pode ser afetada por um desejo consciente (vontade) de colocar menor ou maior ganho em uma das fontes sensoriais, por exemplo. Mecanismos de *feedforward*, tipo 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). Um diagrama conceitual desse sistema de controle postural pode ser visto na Figura 1.

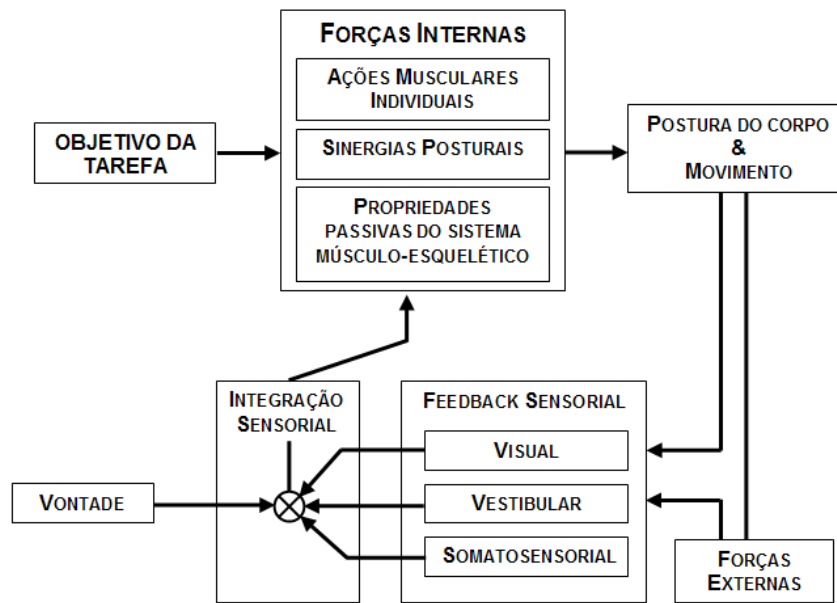


Figura 1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural.

Fonte: Duarte, 2000.

A principal função do sistema de controle postural é a manutenção do centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte, mediante a integração das informações dos sistemas sensoriais e ação dos músculos para minimizar as oscilações (BARAUNA, 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). Ainda de acordo com esse autor, a tarefa do sistema de controle postural é, essencialmente, manter uma série de contrações musculares que produzem MF sobre as articulações para contrapor a ação da gravidade. Essa manutenção do equilíbrio é uma tarefa complexa, requerendo maturação do sistema de controle postural (KEGEL *et al.*, 2010; SUAREZ *et al.*, 2007).

2.4.3 Sistemas Sensoriais

2.4.3.1 Sistema Vestibular

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 saídas, fazem interface com motoneurônios, principalmente da musculatura da região cervical, para regulação da posição da cabeça (GUYTON; HALL, 1997; KELLY, 1991).

O sistema vestibular fornece informações sobre a posição e o movimento da cabeça em relação 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 (MOCHIZUKI *et al.*, 2006). Certas regiões desses canais têm células sensoriais ciliares. Quando a cabeça roda, a inércia do fluido move essas 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 o sáculo. Na parede interna dessas estruturas há uma região chamada mácula com células ciliares. Essas células projetam-se em uma membrana gelatinosa, o otólito. O movimento linear dessa membrana provoca uma inclinação das células ciliares causando a liberação de um neurotransmissor (DUARTE, 2000; ROTHWELL, 1994; KANDEL *et al.*, 1991).

A informação proprioceptiva mais importante, necessária à manutenção do equilíbrio, é a proveniente dos receptores articulares do pescoço, pois quando a cabeça é inclinada em determinada direção pela torção do pescoço faz com que o sistema vestibular dê ao indivíduo a sensação de desequilíbrio. Isso se deve ao fato de os receptores articulares do pescoço transmitirem sinais exatamente opostos aos sinais transmitidos pelo sistema vestibular. No entanto, quando todo o corpo se desvia em determinada direção, os impulsos provenientes do sistema vestibular não

são opostos aos que se originam nos proprioceptores do pescoço, permitindo que nessa situação a pessoa tenha a percepção de alteração de equilíbrio de todo o corpo (GUYTON, 1992).

2.4.3.2 Sistema Visual

O sistema visual fornece informações acerca da posição e do movimento de um objeto no espaço (exterocepção) e a posição e o movimento dos membros relativos ao ambiente e ao resto do corpo (propriocepção visual) por meio dos olhos. É no sistema visual que o corpo mais confia as 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 (DUARTE, 2000; WINTER, 1995).

Desde o clássico trabalho de Romberg, diversos estudos têm mostrado aumento da oscilação do corpo em função da ausência de informação visual. No entanto, é conhecido que as pessoas podem apresentar maior ou menor grau de dependência da informação visual para o controle postural (COLLINS; DE LUCA, 1995a; CRÉMIEUX; MESURE, 1994).

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

Barela (2000) descreve a importância da visão na manutenção do equilíbrio corporal, onde conquanto a qualidade da informação visual não seja afetada, o equilíbrio corporal permanece constante. Quando essa informação é manipulada, com deslocamento do campo visual ou diminuição da acuidade visual, ocorre o aumento da oscilação corporal, provocando prejuízo na manutenção do equilíbrio.

Guyton (1986) ressalta a importância da informação visual para a manutenção do equilíbrio, que mesmo depois de destruição completa dos sistemas vestibulares uma pessoa pode ainda utilizar, de maneira efetiva, os seus mecanismos visuais para a manutenção do equilíbrio, pois as imagens visuais auxiliam o indivíduo na

manutenção do equilíbrio apenas por detecção visual de uma informação (visão) global. Ainda de acordo com esse autor, muitas pessoas com destruição completa dos sistemas vestibulares apresentam equilíbrio quase normal quando estão com os olhos abertos ou quando executam movimentos lentos, mas na ausência da informação visual ou na execução de movimentos rápidos, perdem o equilíbrio.

Bear, Connors e Paradiso (2002) registraram que para se obter uma visão precisa é necessário que a imagem permaneça estável nas retinas, e que apesar do movimento da cabeça, cada olho pode ser movido por um conjunto de seis músculos extra-oculares, pois o reflexo vestibulo-ocular atua pela detecção das rotações da cabeça e imediatamente comanda um movimento compensatório dos olhos na direção oposta (nistagmo). Esse movimento ajuda a manter sua linha de visão firmemente fixa em um alvo visual. Como o reflexo vestibulo-ocular é um reflexo disparado pela aferência vestibular, ele opera surpreendentemente bem, inclusive no escuro ou quando os olhos estão fechados.

2.4.3.3 Sistema Somatossensorial

O sistema somatossensorial fornece informações sobre a posição do corpo no espaço 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, esse mecanismo de *feedback* torna-se mais importante na escolha das estratégias posturais (WOOLACOTT; SHUMWAY-COOK, 1990). Os sensores desse sistema compreendem proprioceptores musculares (órgão tendinoso de Golgi e fusos musculares) e articulares e mecanoreceptores cutâneos.

O sistema sensorial 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. Essas 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 (MOCHIZUKI *et al.*, 2006; GUYTON; HALL, 1997).

Bankoff *et al.* (1992) indica que existe uma relação reflexa de sensibilidade, com a velocidade do olho durante os movimentos de condução das passadas na locomoção humana, que estão diretamente ligadas também com a manutenção da postura corporal, onde informações provenientes de receptores sensitivos externos, como os situados no pé, são importantes para a manutenção do sistema tônico-postural.

A estabilidade postural depende da habilidade do SNC em integrar essas 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).

2.4.4 Sinergias Posturais

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 sobrepasso (SHUMMWAY-COOK; WOLLACOTT, 1995). Durante a tarefa de manutenção da postura ereta em situação normal, são observados padrões de movimento articular que envolvem combinação dessas diferentes estratégias ao mesmo tempo. Apesar desse fator, o entendimento do processo de controle postural por meio dessas estratégias é interessante e útil, por decompor movimentos complexos em estruturas mais simples (DUARTE, 2000).

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; desenvolver momentos de inércia que se opõem aos momentos intersegmentares, que podem criar instabilidades ao movimento.

2.5 MÉTODOS DE ANÁLISE DO CONTROLE DO EQUILÍBRIO

2.5.1 Posturografia

Posturografia se refere a qualquer estudo ou técnica que irá medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. A posturografia é dividida em posturografia estática, quando a postura ereta quieta do sujeito é estudada, e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o Centro de Pressão (COP). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O dado do COP é mensurado por uma plataforma de força. A integridade do sistema de controle postural pode ser avaliada mediante testes de posturografia estática ou dinâmica. Dessa forma, o equilíbrio postural é geralmente caracterizado por medidas baseadas no deslocamento do COP nas direções AP e ML (DUARTE, 2000; PRIETO, 1996).

O desenvolvimento tecnológico da construção de plataformas de força e a grande sofisticação do processamento de sinais levaram ao uso corrente desse instrumento para quantificar a oscilação postural contínua do corpo na postura de pé. Silva (1997) destacou que o estudo do equilíbrio postural e seu controle têm sido amplamente referidos em diversas áreas: como a médica, a desportiva e a biomecânica. A estabilometria tem sido utilizada nas áreas de avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo. 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.

A plataforma de força consiste de placa sob a qual sensores de força tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arranjados para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z , e os três componentes do momento de força, M_x , M_y e M_z , agindo sobre a plataforma, conforme se observa na Figura 2. O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma. Essas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do sujeito: direção ântero-posterior e direção médio-lateral.

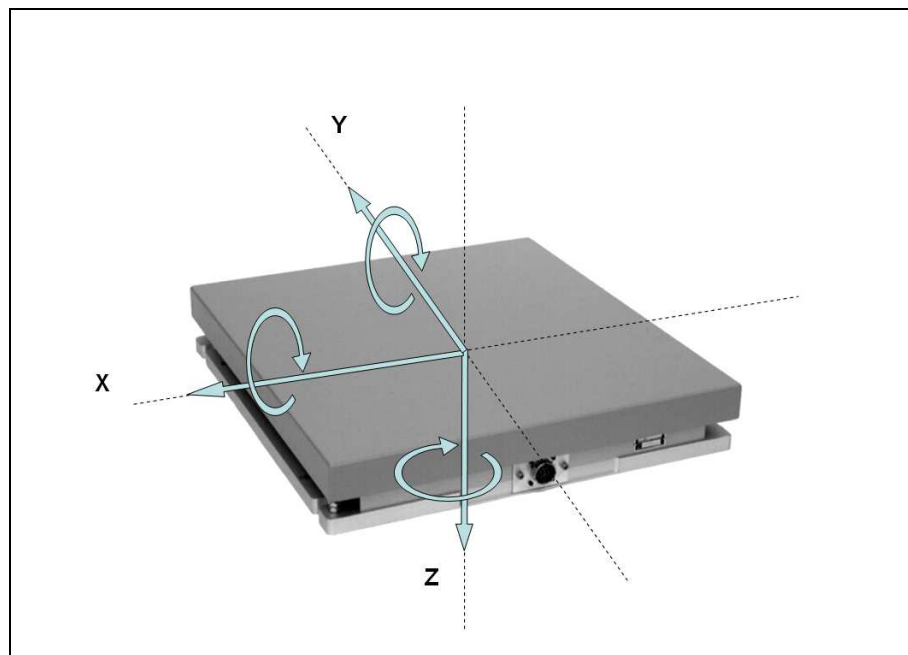


Figura 2 - Representação de uma plataforma de força e eixos de medida.

Fonte: Sousa, 2012.

Alguns fabricantes de plataforma de força são AMTI, *Bertec* e *Kistler*. Se o uso da plataforma é apenas para posturografia, uma plataforma mais simples, mas suficientemente acurada, pode ser construída (BIZZO *et al.*, 1985). Esse tipo de plataforma é composto por três ou quatro células de carga, que medem apenas a componente vertical da força de reação do solo para estimar o COP. Seja a plataforma comercial ou caseira, ela deve estar calibrada para permitir uma medição adequada. Em adição às plataformas de força comerciais existem no mercado vários sistemas de avaliação do equilíbrio.

A grandeza física Força é transformada em sinais elétricos pela plataforma de força. Esses sinais elétricos são sinais analógicos e apresentam características específicas de amplitude e frequência. Além da plataforma de força em si, cabos,

amplificadores e filtros são utilizados para o processamento dos sinais elétricos para que seja representativo da grandeza mensurada. A etapa de aquisição e processamento de sinais é tão importante quanto a etapa de mensuração a qual consiste no registro desse sinal por um computador. Para tanto, um cartão converte o sinal analógico, A, para sinal digital, D, denominado conversor A/D, e um programa de computador gerencia a aquisição e armazenamento do sinal.

O estudo do equilíbrio, por meio da dinamometria, permite a análise do equilíbrio através das componentes da força resultante de reação do solo e pelas coordenadas do ponto de aplicação dessa força, calculados a cada instante. Diversos autores, entre eles, Prieto (1996) e Mykebust (1995), concordam que o movimento do COP e a sua variabilidade são medidas de estabilidade frequentemente utilizadas, apesar de não revelarem a complexidade do sistema de controle postural.

2.5.2 Estatocinesigrama e Estabilograma

O estatocinesigrama é o mapa do COP na direção ântero-posterior (COPap) *versus* o COP na direção médio-lateral (COPml) (Figura 3); enquanto que o estabilograma é a série temporal do COP em cada uma das direções: ântero-posterior e médio-lateral (Figura 4).

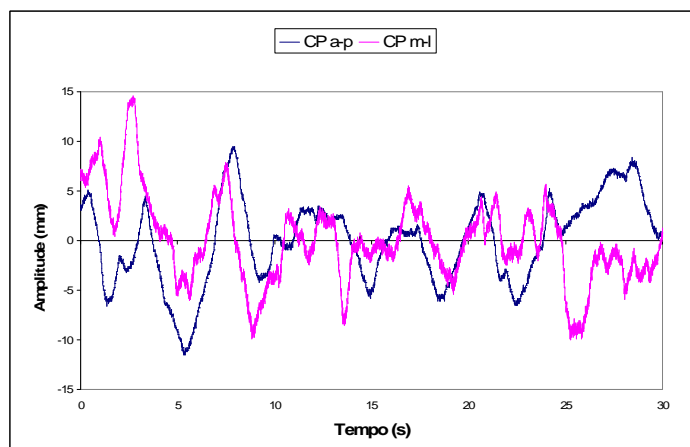


Figura 3 - Exemplo de um estatocinesigrama de uma criança na postura ereta quieta por 30 segundos.

Fonte: Sousa, 2012.

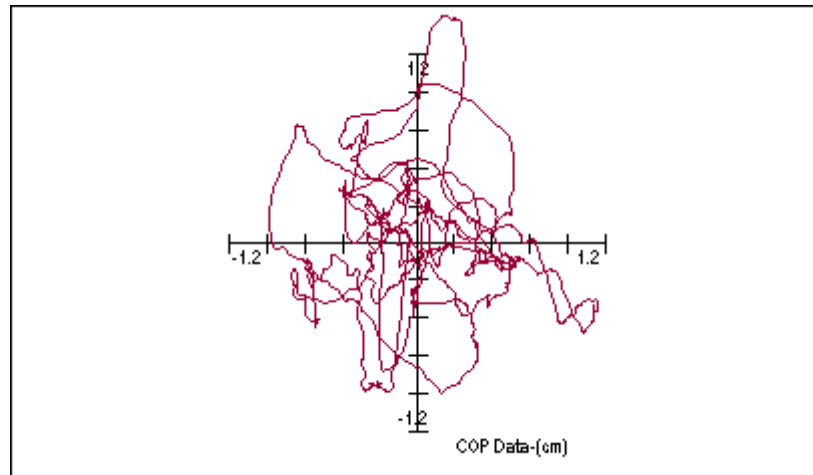


Figura 4 - Exemplo de um estabilograma.

Fonte: Sousa, 2012.

Nota: Os dados são os mesmos da figura anterior.

2.5.3 Relação entre Centro de Pressão (COP) e Centro de Gravidade (COG)

O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte, e representa resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade. O COG é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo e é um conceito análogo ao centro de massa. A posição do COG é uma medida de deslocamento e totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos (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. Esse 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, o deslocamento do COG é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo, e a grandeza COP é na verdade a resposta neuromuscular ao deslocamento do COG. Essas duas grandezas expressam conceitos diferentes, mas em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar variações semelhantes (WINTER, 1995; GURFINKEL, 1973).

As diferenças entre o COG e o COP são devidas à aceleração do corpo, e quanto menor as frequências de oscilação do corpo, menores serão as diferenças entre essas duas grandezas. Os componentes do COG nas direções ântero-

posterior e médio-lateral são os componentes que interessam em posturografia. Um componente do COG em direção horizontal é denominado linha de gravidade (GL, do inglês *gravity line*). Na Figura 5 são apresentados exemplos da trajetória do COP, GL e da diferença entre COP e GL (DCOPGL) na direção ântero-posterior durante a postura ereta quieta. Apenas os 15 primeiros segundos dos registros de um sujeito na postura ereta quieta são apresentados para melhor visualização das diferenças entre COP e GL.

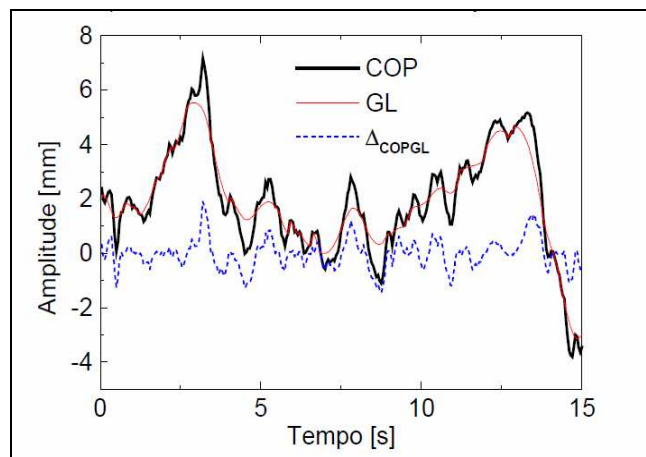


Figura 5 - Exemplo de trajetórias do COP, GL e da diferença entre COP e GL, DCPGL, na direção ântero-posterior durante a postura ereta quieta de um sujeito.

Fonte: Duarte, 2000.

A determinação do COG pode ser feita diretamente pelo método cinemático (WINTER, 1990). Nesse método, as posições dos segmentos corporais são medidas e o COG do corpo é determinado a partir do uso dessas posições e do conhecimento dos parâmetros inerciais do corpo como posição do COG em cada segmento e sua respectiva massa (WINTER *et al.*, 1998). Os obstáculos ao uso do método cinemático são que os parâmetros inerciais dos segmentos corporais apresentam consideráveis erros. Outra desvantagem desse método é ser mais complexo e trabalhoso, já que requer o uso da cinemetria.

No método cinético, a componente horizontal do COG (GL) pode ser estimada por integração dupla da força horizontal dividida pela massa (aceleração horizontal). O principal problema desse método é como achar a posição e a velocidade inicial do corpo após a dupla integração. Se essas constantes não são determinadas, é considerado apenas o deslocamento relativo do COG, que

apresenta uma velocidade média nula. O método é fundamentado na consideração de que no instante em que a força horizontal é nula, a posição do COP e da GL coincide. Zatsiorsky e Duarte (2000) aperfeiçoaram esse método de dupla integração entre os instantes de força nula; ambas as constantes de integração são determinadas analiticamente a partir dos dados do COP e os instantes de força nula são determinados por interpolação (ZATSIORSKY; DUARTE, 2000).

Um terceiro método possível para estimativa da GL a partir do COP é o método de filtragem a partir da relação no domínio de frequências entre COP e GL, considerando o corpo como um pêndulo invertido (CARON *et al.*, 1997). Esse método consiste na aplicação de um filtro passa-baixa no sinal do COP. A frequência de corte desse filtro passa-baixa é determinada a partir das características antropométricas do corpo. Esse método é provavelmente o mais simples e rápido, pois só depende da posição do COP e de uma estimativa simples do momento de inércia do corpo.

2.5.4 Padronização da Posturografia

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 a estabilometria seja usada como método de pesquisa, o caráter aplicativo dessa técnica na clínica vem se expandindo em diversas instituições do mundo. Assim sendo, essa técnica oferece algumas vantagens, pelo fato de ser padronizada e fornecer valores precisos, sendo excelente para a mensuração do equilíbrio corporal. Alguns parâmetros devem ser observados para a aquisição adequada dos dados da posturografia utilizando a plataforma de força. Esses parâmetros incluem frequência de aquisição, período de aquisição, número de tentativas, entre outros.

2.5.5 Frequência de Aquisição

A frequência de aquisição do sinal do COP é dependente da tarefa que é investigada. Para a postura ereta quieta em indivíduos normais, as componentes de

frequência do COP estão abaixo de 10Hz (WINTER, 1995a). Portanto, segundo o teorema de Nyquist, uma frequência de aquisição de 20Hz seria suficiente. Devido às frequências do ruído presente no sinal, frequências mais altas, tipicamente 100Hz, são utilizadas na prática. A maioria dos trabalhos utiliza filtros do tipo passa baixa com frequência de corte igual ou inferior a 20Hz para filtragem do sinal estabilométrico (GOLDIE *et al.*, 1992; RIACH *et al.*, 1987).

2.5.6 Numero de Tentativas

Um fator limitante da posturografia é a grande variabilidade das medidas utilizadas na avaliação postural, o que pode prejudicar a interpretação dos resultados como distinção entre normal e anormal, risco de quedas, efeito de tratamento, entre outros. Por outro lado, várias repetições da mesma tarefa podem provocar um efeito de aprendizagem, o que leva à progressiva redução da oscilação corporal (GOLDIE *et al.*, 1992). Em casos mais extremos, grande número de repetições da mesma tarefa pode levar à fadiga e, conseqüentemente, o aumento da oscilação corporal. Assim, é recomendável que cerca de três repetições sejam avaliadas (LAFOND *et al.*, 2004; CORRIVEAU *et al.*, 2001).

A estabilometria pode ser realizada com crianças em diversas condições de teste, do tipo: com os pés em variadas posições ou com os olhos abertos ou fechados. A sequência da realização das tarefas tem sido objeto de estudo. Outros autores sugerem iniciar o teste sempre na mesma sequência, partindo de uma posição mais estável para uma menos estável.

2.5.7 Duração das Tentativas

A escolha da duração das tentativas deve ser baseada nos parâmetros da tarefa; por exemplo, é recomendado que a duração da avaliação na postura ereta quieta seja de um a dois minutos (LAFOND *et al.*, 2004). Isso porque um tempo muito curto de aquisição, menos de 60 segundos na postura ereta quieta, por exemplo, pode levar a conclusões errôneas, devido à grande variabilidade e não estacionariedade do sinal do COP.

No entanto, um tempo muito longo em tal tarefa pode levar o indivíduo à fadiga e, conseqüentemente, ocorre alteração nos resultados. Tarefas envolvendo perturbação à postura não precisam de longo tempo de duração; poucos segundos antes da perturbação e após a perturbação são suficientes para verificar alterações e estabilidade do COP após a perturbação.

Quanto à duração do teste, a literatura apresenta trabalhos que utilizam valores que oscilam desde poucos segundos a alguns minutos. A literatura descreve trabalhos que utilizam valores variados acerca da duração do intervalo entre os testes, mas, a maioria tem usado valor médio de pelo menos dois minutos (OLIVEIRA *et al.*, 1996; PRIETO *et al.*, 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.

2.5.8 Características Antropométricas, Posicionamento dos Pés e Tamanho da Base de Suporte

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).

Na postura ereta, a base de suporte corresponde ao polígono formado pelas bordas laterais dos pés. A estabilidade do corpo nessa posição é proporcional à área da base de suporte. Tal estabilidade pode ser caracterizada por diminuição da oscilação corporal ou pelo aumento dos limites de estabilidade. Dessa forma, a padronização do posicionamento dos pés se torna muito importante na investigação do controle postural (CHIARI *et al.*, 2002). O uso da posição confortável escolhida pelo participante pode ser uma opção. No entanto, o avaliador deve observar se a distância escolhida não ultrapassa a largura dos ombros, considerada uma posição natural.

Oliveira (1996) demonstrou que as variações na posição dos pés afetam o resultado dos parâmetros temporais, recomendando que essa 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.

A estabilidade corporal também é inversamente relacionada à altura do COG. Dessa forma, as medidas em posturografia são afetadas por características antropométricas dos indivíduos (CHIARI *et al.*, 2002). Nesse sentido, deve-se tomar extremo cuidado na seleção e interpretação das medidas em posturografia.

2.5.9 Distância do Campo Visual

Um procedimento comum durante a avaliação do controle postural é pedir ao participante para fixar o olhar em um ponto no espaço. Em geral, esse ponto é representado por um alvo fixo e disposto na altura dos olhos de cada participante. A distância entre esse alvo e o participante deve ser padronizada, e comumente é colocado a um metro do participante. Estudos têm mostrado que a estabilidade postural é influenciada pela distância entre os olhos e o campo visual (STOFFREGEN *et al.*, 2000; PAULUS *et al.*, 1984). Cuidados devem ser tomados ao padronizar a distância entre o participante e o campo visual, e tal medida deve ser conhecida. Outros fatores, tais como a acuidade visual, nível de iluminação, localização e tamanho do estímulo dentro do campo visual, também podem interferir na estabilização da postura.

2.5.10 Condições Ambientais

A avaliação postural pode ser feita dentro de um laboratório, clínica ou em ambientes abertos, no caso da avaliação de campo. No entanto, é necessário que as condições ambientais sejam propícias para a avaliação. Cuidados com a iluminação e ruídos sonoros, entre outras características do ambiente, devem ser consideradas. A atenção do indivíduo é um fator que interfere na avaliação do controle postural. Portanto, observa-se consenso acerca dos seguintes aspectos do exame postural: 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 nessa postura durante o tempo de registro dos sinais.

2.5.11 Formas de Análise

Uma questão importante que precede a análise do sinal do COP é se esse sinal é estacionário. Um sinal é estacionário se suas propriedades não se alteram com o tempo (BENDAT; PIERSOL, 2000). Essa não estacionariedade, devido a componentes de baixa frequência, pode ser removida aplicando-se um filtro passa-alta ao sinal ou, com menor eficiência, remover tendências (*trends*) no sinal do COP. Na prática, essas estratégias têm sido pouca utilizadas pela comunidade porque a não estacionariedade do COP parece afetar pouco as variáveis comumente empregadas para analisar o sinal do COP. Outra razão é que ainda não há consenso a respeito da questão da estacionariedade do sinal do COP, se fazendo necessários mais estudos nessa área.

Quase uma infinidade de variáveis pode ser extraída dos registros obtidos em uma avaliação postural. Apesar do instrumento mais utilizado para a avaliação postural ser a plataforma de força e a medida comumente utilizada ser o COP, não há consenso acerca de quais variáveis do COP devem ser utilizadas na avaliação do controle postural. O primeiro passo na análise do COP é a filtragem do sinal, procedimento comum da análise de sinais biológicos. Para o estudo da postura ereta quieta, um filtro passa-baixa em torno de 10Hz ou mais é suficiente (WINTER, 1995a). A frequência do filtro deve ser escolhida em função dos parâmetros, da tarefa e do equipamento utilizado.

A análise posturográfica pode ser dividida em duas classes: análise global e análise estrutural. A análise global está relacionada à mensuração do "tamanho" dos padrões de oscilação, tanto no domínio do tempo como no domínio das frequências. A análise estrutural identifica subunidades nos dados posturográficos e relaciona-as aos processos de controle motor. No estudo realizado por Baratto e colaboradores (2002), utilizando ambas as análises, global e estrutural, os autores concluíram que somente quatro variáveis do COP seriam recomendadas para a análise do COP. Duas dessas variáveis são provenientes de uma análise global, a trajetória do COP e a banda de frequência do estabilograma; e duas das variáveis do COP são provenientes de uma análise estrutural específica proposta por Morasso (2004) (BARATTO *et al.*, 2002).

2.5.12 Análise Global

De forma usual, a posição média do COP não é de interesse, pois ela é simplesmente dependente da posição absoluta do sujeito sobre a plataforma de força, a qual geralmente não é controlada. Nesse sentido, é procedimento comum remover a média do COP do próprio sinal antes de qualquer análise. Em adição, considerando-se as componentes de baixa frequência do sinal do COP que podem contribuir para a não estacionariedade do mesmo, como descrito anteriormente, é possível aplicar um filtro passa-alta no sinal do COP. Uma forma simples de remover a média e a tendência no sinal do COP é utilizar a função *detrend* do Matlab.

2.5.13 Trajetória

A variável da trajetória do COP representa o “tamanho” ou o comprimento da trajetória do COP sobre a base de suporte. Muitas vezes, essa variável é denominada deslocamento da oscilação total, DOT (KANTNER *et al.*, 1991). O DOT é calculado considerando-se o deslocamento do COP na direção ântero-posterior e médio-lateral.

2.5.14 Desvio Padrão

O desvio padrão do COP representa a dispersão do deslocamento do COP da posição média durante um intervalo de tempo.

2.5.15 RMS (*Root Mean Square*)

Se o sinal do COP tem média zero, logo *RMS* e desvio padrão fornecem o mesmo resultado. No entanto, diferentes autores preferem utilizar ou o termo *RMS* ou o termo desvio padrão para essa mesma medida.

2.5.16 Amplitude de deslocamento do COP

A amplitude de deslocamento do COP é a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP para cada direção.

2.5.17 Área

A variável área estima a dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estatocinesiógrama. Há diferentes maneiras de se calcular essa área, e uma das mais comuns é por meio do método estatístico análise dos componentes principais. Por esse método, é possível o cálculo de uma elipse que engloba determinada porcentagem (por exemplo, 95%) dos dados do COP (A95), sendo que os dois eixos dessa elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do COP.

2.5.18 Velocidade Média e Velocidade Média Total

A velocidade de deslocamento do COP determina quão rápidos foram os deslocamentos do COP. A velocidade média (VM) é calculada para cada direção do COP separadamente.

2.5.19 Análise do Domínio de Frequências

A análise de Fourier permite decompor um sinal qualquer como uma somatória de funções seno e cosseno, com diferentes amplitudes, frequências e fases. Dessa forma, é possível obter informações acerca das frequências que compõem um sinal. Esse processo também é chamado de análise espectral e o resultado dessa análise é referido como o espectro do sinal original. Baratto e colaboradores (2002) sugerem que a banda de frequência com 80% da potência espectral é a que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural. Além da análise nessas frequências, é comum a utilização da frequência média e frequência mediana do sinal.

2.5.20 Análise Estrutural

A análise estrutural do COP tem sido proposta por vários autores, entre eles, destacam-se Collins e De Luca (1993), Baratto e colaboradores (2002) e Duarte e Zatsiorsky (1999). A análise estrutural proposta por Baratto e colaboradores é baseada em um conceito denominado curvas de densidade da oscilação. As curvas de densidade da oscilação são caracterizadas por picos representando instantes de tempo em que o momento de força no tornozelo e os comandos motores são relativamente estáveis, e por vales representando os instantes de tempo em que o MF no tornozelo muda rapidamente de um valor estável para outro. Nas duas análises anteriores (BARATTO *et al.*, 2002; COLLINS; DE LUCA, 1993), diversas variáveis podem ser extraídas. Porém, baseado em Baratto e colaboradores (2002), apenas duas delas seriam recomendadas na análise postural: a amplitude média dos picos e a distância média entre os picos.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo descritivo, de caráter transversal. O estudo transversal, também denominado seccional, corte, corte-transversal, vertical, pontual ou prevalência, representa a forma mais simples de pesquisa populacional (PEREIRA *et al.*, 1997).

Estudo de caráter analítico do tipo transversal, em que 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).

3.2 POPULAÇÃO DO ESTUDO

Aproximadamente 0,1% das crianças nascem com deficiência auditiva severa e profunda (NORTHERN; DOWNS, 1991). Esse tipo de deficiência auditiva é suficientemente severo para impedir a aquisição normal da linguagem através do sentido da audição.

Mais de 4% das crianças consideradas de alto risco são diagnosticadas como portadoras de deficiência auditiva de graus moderado a profundo (ASHA).

Aproximadamente 90% das crianças portadoras de DA de graus severo e profundo são filhos de pais ouvintes (NORTHERN; DOWNS, 1991).

Nos Estados Unidos, pesquisas indicam que a prevalência de deficiências auditivas sensorineurais é de 5,95 para cada 1000 nascidos vivos e, no Brasil, é a 3ª deficiência, correspondendo a 1.5% da população brasileira.

Segundo a OMS (1994), a estimativa é de que 1,5% da população brasileira – cerca de 2.250.000 habitantes – são portadores de DA.

De acordo com Bulpitt (1983), a população diz respeito a um conjunto de elementos em que cada um deles apresenta uma ou mais características em comum.

3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA

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

As pesquisas por amostragem oferecem vantagens para a realização do estudo com menor custo, resultados em curto espaço de tempo, objetivos mais amplos e dados fidedignos (BULPIT, 1983).

A amostragem deve ser realizada com técnicas adequadas, de forma a 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).

Assim, este estudo se propôs avaliar 100 crianças, em uma amostra de conveniência da população de Brasília, DF, onde se investigou dois grupos: o GE, constituído por crianças com perda auditiva neurossensorial profunda bilateral, estudantes do Centro Educacional da Audição e da Linguagem – Ludovico Pavoni (CEAL-LP); e o GC, formado por crianças ouvintes, com desenvolvimento típico do Instituto Sagarana. Todas as crianças do estudo encontravam-se entre sete e dez anos de idade e eram de ambos os gêneros.

A seguir, as crianças com surdez pertencentes ao GE foram aleatoriamente divididas e constituíram dois grupos distintos; quando foi comparado o equilíbrio corporal entre crianças usuárias e não-usuárias de Implante Coclear (IC), analisando o comportamento das variáveis estabilométricas em quatro condições experimentais.

3.4 PARTICIPANTES

Participaram do presente estudo 43 crianças com perda auditiva neurossensorial profunda bilateral (com nível de audição acima ou igual a 96dB) ($8,90 \pm 1,31$ anos de idade), que formaram o GE. Dessas, vinte eram do sexo masculino e vinte e três do sexo feminino. Entre as crianças com surdez, 51% eram usuárias de aparelho de amplificação sonora individual e 49% eram usuárias de IC unilateral.

Todas as crianças com deficiência auditiva frequentavam escola regular e receberam atendimentos especializados no turno oposto ao período das aulas, onde participavam da prática de atividade física no mínimo duas vezes por semana.

O grupo controle foi formado por cinquenta e sete ouvintes, quer dizer, crianças com audição normal ($9,81 \pm 2,13$ anos de idade); Dessas, participaram vinte e sete crianças do gênero masculino e trinta do gênero feminino, também praticantes de atividades físicas por no mínimo duas por semana.

Registre-se que esses dados foram obtidos nos prontuários das crianças, na própria escola, nos quais constavam as avaliações audiológicas e os exames complementares (otorrinolaringológica, psicológica, neurológica) de todas as crianças avaliadas neste estudo.

O teste do Quociente de Inteligência (QI) não foi avaliado neste estudo.

As Instituições participantes desta pesquisa apresentaram perfil socioeconômico semelhante e receberam uma Declaração de Ciência Institucional (Anexo A).

3.5 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- I presença de perda auditiva neurossensorial profunda bilateral. (exigência para o grupo experimental);
- II pertencer à faixa etária entre sete e dez anos;
- III interesse em participar do estudo e apresentar Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado pelo responsável (Anexo B);

Para as crianças com DA, o AASI ou o IC permaneceram ligados durante a realização das condições experimentais.

3.6 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

- I presença de qualquer outra deficiência associada (neurológica, visual, mental);
- II presença de perda auditiva de leve à severa;
- III estar acima ou abaixo da faixa etária estipulada;
- IV ser classificado como sobrepeso ou obesidade;
- V presença de problemas musculoesqueléticos e

VI usar medicação que afete o sistema nervoso central.

Todas as crianças de ambas as escolas foram autorizadas pelos pais ou responsáveis a participarem da pesquisa, por meio da assinatura de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado pelo responsável (Anexo B).

3.7 APRECIÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O protocolo de pesquisa foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (FS) da Universidade de Brasília (UnB), cumprindo, assim, todos os requisitos necessários para a realização de estudo em seres humanos, apresentando o Protocolo número 124/2006 (Anexo C).

3.8 MATERIAIS

Para a coleta dos dados específicos do equilíbrio foi utilizado um estabilômetro AccuSway Plus, da marca AMTI (*Advanced Mechanical Technology, INC*), com utilização do *Software Balance Clinic* para a análise dos dados. A plataforma utilizada é acoplada a um sistema computadorizado, que permite a aquisição e o processamento digital dos sinais. A Figura 6 mostra o esquema do sistema utilizado.

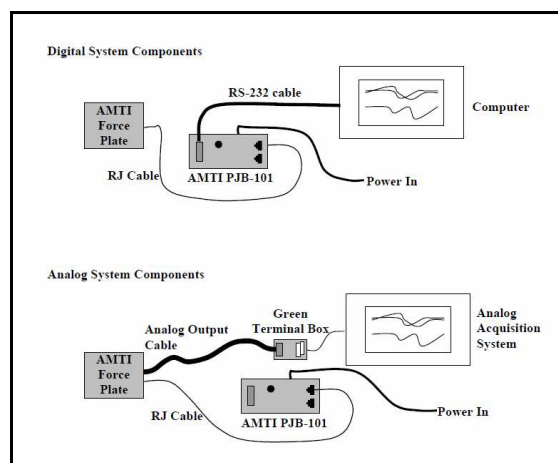


Figura 6 - Configuração do sistema de aquisição e processamento do sinal.

Fonte: AMTI Balance Clinic Users Manual, AMTI 2006.

Nesse *Software* de processamento dos sinais do 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.

O *Software Balance Clinic*, em sua caixa de opção de análise, fornece graficamente os resultados do armazenamento e do processamento dos sinais adquiridos, conforme ilustra a Figura 7.

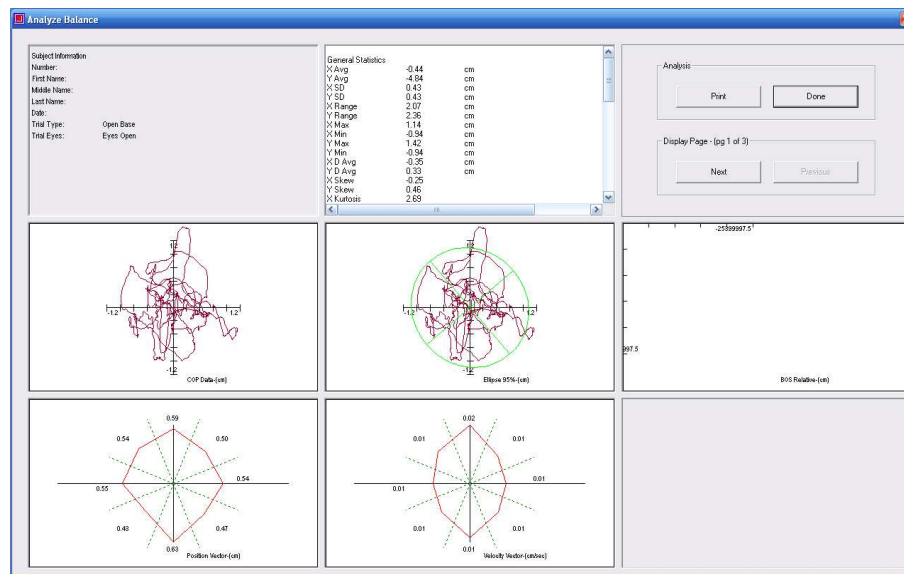


Figura 7 - *Software Balance Clinic*.

Fonte: *Balance Clinic*, 2010.

Nessa tela são mostrados os gráficos do deslocamento relativo do COP, da área de 95% da elipse, da amplitude média do vetor posição de cada um dos oito octantes radiais e da amplitude média do vetor velocidade para cada um dos oito octantes radiais.

Na tela seguinte do *Software* são mostrados na janela do canto superior esquerdo os dados de identificação do paciente e sua condição de teste, conforme ilustra a Figura 8.

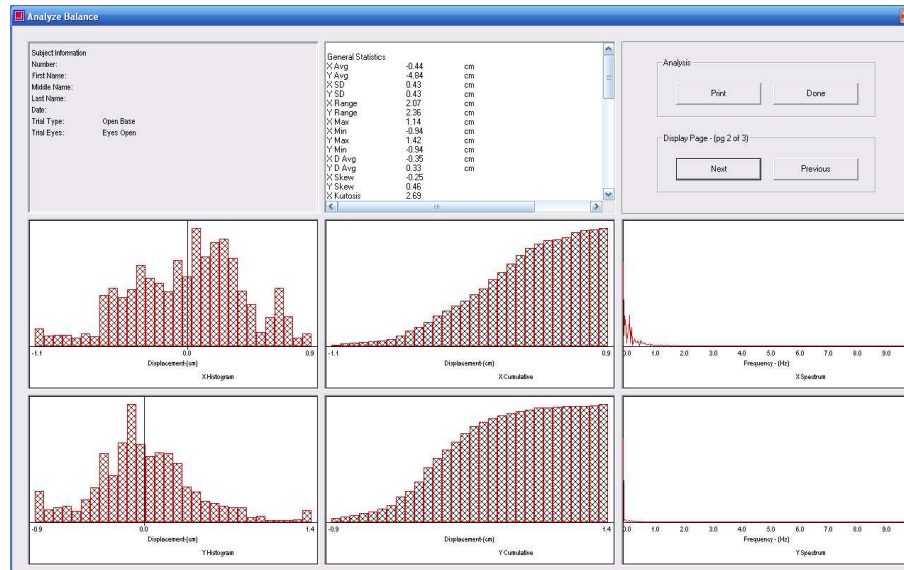


Figura 8 - Adicionais do Software *Balance Clinic*.

Fonte: *Balance Clinic*, 2010.

Na janela central superior da tela são mostrados os resultados analíticos, e, na janela central esquerda, são exibidos os histogramas com a distribuição da frequência dos dados X e Y do COP, onde o eixo horizontal é o deslocamento da posição média e o eixo vertical são as parcelas normalizadas para 1.

Na janela central inferior se encontram os gráficos que mostram a distribuição cumulativa dos dados X e Y do COP, onde o eixo horizontal é o deslocamento da posição média e o eixo vertical são as parcelas normalizadas para 1.

Na janela do canto inferior direito os gráficos mostram a amplitude do espectro de frequência, calculada utilizando a análise DFT (*Discreet Fourier Transform*). A DFT é automaticamente limitada para agir sobre os primeiros três mil conjuntos de dados, se mais de 3.000 conjuntos de dados tenham sido adquiridos para a condição de teste.

3.9 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DOS DADOS

De início, foram realizados os testes do grupo das crianças com DA do CEAL-LP. Os testes foram explicados oralmente pelos pesquisadores e, em libras (Língua Brasileira de Sinais), por uma intérprete. Em seguida, foram demonstrados às crianças, em duplas, que os realizaram uma por vez, de forma sequencial.

Depois do período de adaptação ao ambiente de teste, as crianças foram informadas de que deveriam permanecer descalças, na posição em pé, o mais estavelmente possível, sobre um local apropriado para colocação dos pés, com braços posicionados ao lado do corpo, fixando o olhar em um ponto colocado na parede à frente (a dois metros) na altura dos olhos da criança (Figura 9).



Figura 9 - Coleta de dados de uma das crianças do GC.

Fonte: Laboratório de Biomecânica da FEF/UnB.

As crianças foram avaliadas, tendo sido concedido o tempo aproximado de 10 minutos para a familiarização com os equipamentos e explicações dos procedimentos por parte dos pesquisadores. Durante as coletas de dados, dois ou mais pesquisadores dividiram as tarefas de operar o computador, posicionar e instruir os alunos de acordo com a tarefa a ser executada.

Os equipamentos foram calibrados individualmente para cada criança, respeitando as individualidades biológicas de cada uma como, por exemplo, a marcação da base de suporte. A posição dos pés para o reconhecimento da base de apoio utilizada foi feita pela livre escolha das crianças. Tendo como base o posicionamento dos pés, uma distância equivalente à largura do quadril, foi demarcada, na primeira tentativa, com fita adesiva, para manter a mesma referência nas repetições posteriores. Em seguida, foram avaliadas as crianças do grupo controle, ocasião em que foi adotado o mesmo procedimento descrito acima.

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 quatro condições abaixo:

- I Base Aberta, Olhos Abertos (BAOA);
- II Base Aberta, Olhos Fechados (BAOF);
- III Base Fechada, Olhos Abertos (BFOA);
- IV Base Fechada, Olhos Fechados (BFOF).

A Figura 10 ilustra graficamente o registro dos dados X (COPap) e Y (COPml) do deslocamento do COP nas diferentes condições de teste.

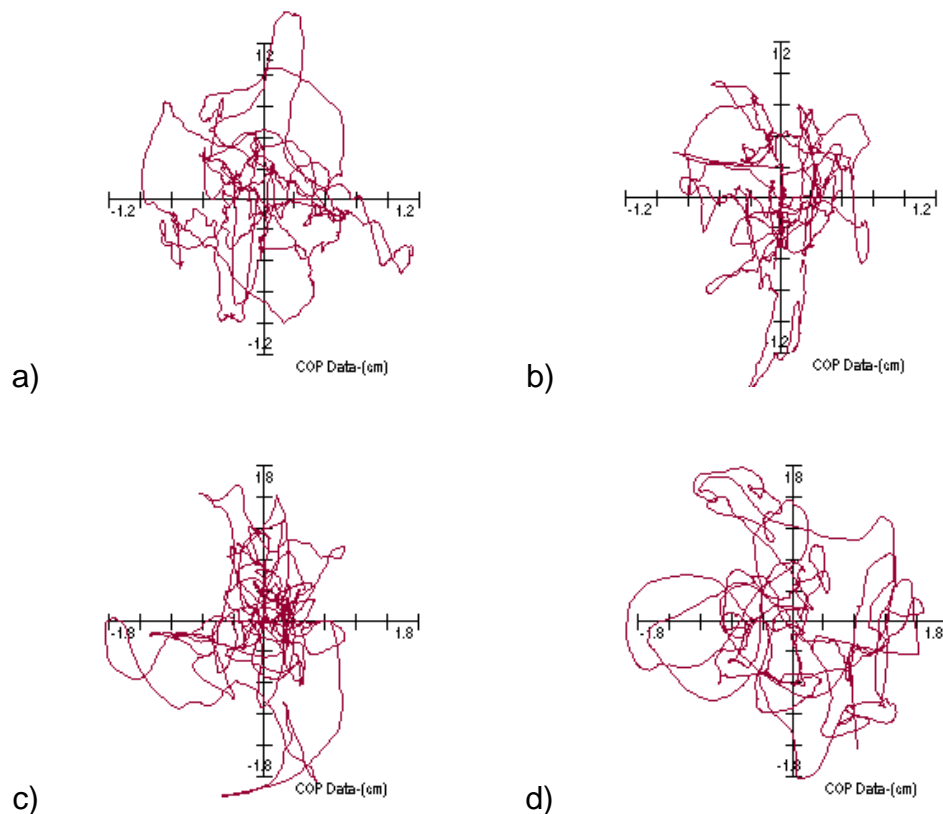


Figura 10 - Registro do COP nas condições experimentais BAOA, BAOF, BFOA e BFOF de uma criança na plataforma de forças.

Fonte: *Balance Clinic*, 2010.

Foram realizadas três tentativas de 30 segundos para cada condição, totalizando 12 tentativas por criança, sendo a frequência de aquisição dos sinais de 100Hz. Um filtro passa-baixa de 4ª ordem do programa *Balance Clinic* foi utilizado para filtragem dos dados. A frequência de corte utilizada foi de 10Hz, sendo

anteriormente realizada uma análise do resíduo do sinal, apresentando distribuição normal, indicando assim uma suavização adequada (DUARTE; FREITAS, 2010).

Em relação às medidas do balanço para descrever o comportamento postural dos participantes, sabe-se que a variação do COP (amplitude) é uma medida global que permite calcular o desempenho da postura global: a estabilidade. A velocidade do COP foi sugerida para representar a quantidade de atividade exigida para manter a estabilidade, fornecendo uma aproximação mais funcional da postura (KEGEL *et al.*, 2010; RIVAL *et al.*, 2005).

Para a análise dos parâmetros estabilométricos as seguintes variáveis foram analisadas estatisticamente:

- I amplitude do deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior COPap (cm);
- II amplitude do deslocamento do centro de pressão na direção médio-lateral COPml (cm);
- III velocidade média do deslocamento do COP V (cm/s);
- IV área 95% da elipse A95 (cm²).

3.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva (média e desvio padrão). A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste *Shapiro-Wilk*

Os testes de normalidade produziram um total de 32 gráficos correspondentes às quatro condições experimentais conjugadas com as quatro variáveis estabilométricas analisadas no estudo e os dois grupos (GC e GE). Esses testes determinaram se os dados seguiram ou não distribuição normal. Caso todos os dados seguissem curva de distribuição normal seria possível a utilização de testes paramétricos. Bastava que apenas uma variável não seguisse distribuição normal para que fosse indicado o uso de testes não-paramétricos.

Na Figura 11 é apresentado o histograma dos dados do GC da variável COPap na condição experimental BAOA. Os testes estatísticos utilizados foram o *Kolmogorov-Smirnov*, o *Lilliefors* e o *Shapiro Wilk-W*. Entretanto apenas um deles seria suficiente para determinar o comportamento da curva.

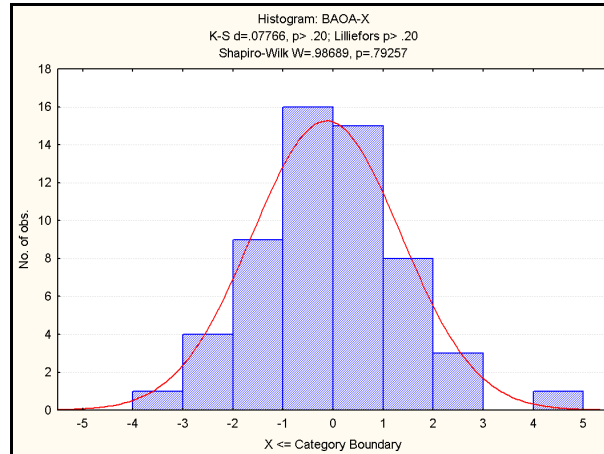


Figura 11 - Histograma dos dados do grupo controle da variável COPap na condição experimental BAOA.

Fonte: Sousa, 2012.

Observou-se que os dados seguiram uma curva normal (em vermelho). Para exemplificar, adotou-se o valor de p do Shapiro-W, $p=79,26\%$, que é a chance dos dados parecerem uma normal.

Na Figura 12 é apresentado o histograma dos dados do grupo experimental da variável A95 na condição experimental BAOF.

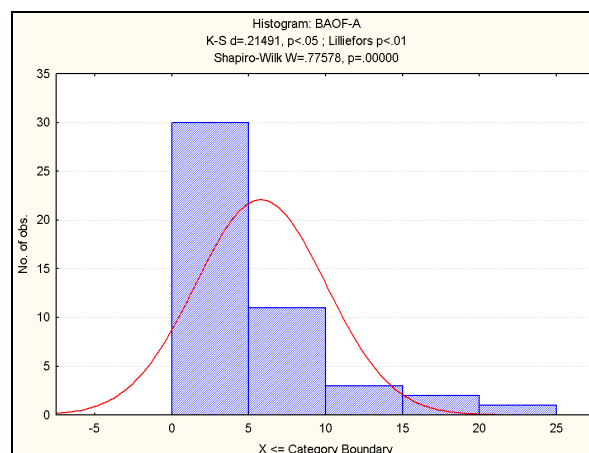


Figura 12 - Histograma dos dados do grupo controle da variável A95 na condição experimental BAOF.

Fonte: Sousa, 2012.

Observou-se que o valor de p é muito baixo, o que confirmou que os dados não seguiram uma curva normal.

O resultado do teste de normalidade dos dados apontou para o uso de testes não-paramétricos, uma vez que a estatística Shapiro-Wilk mostrou que nem

todas as variáveis puderam ser consideradas como amostras retiradas de uma população normal.

Para comparação global das variáveis do equilíbrio corporal nas condições experimentais testadas entre os ouvintes e as crianças com deficiência auditiva, foi utilizado o teste não-paramétrico de *Mann-Whitney* para amostras independentes.

Para estudo dos grupos uma análise multivariada não pode ser adotada porque os pressupostos da homogeneidade não foram cumpridos por todas as variáveis dependentes. O teste *Kruskal-Wallis* foi utilizado para comparar os três grupos GC, GNIC e GIC para essas variáveis. Por causa do tamanho dos grupos desiguais, procedimento *post hoc* foi utilizado para comparações emparelhadas.

Na comparação dos três grupos, para os parâmetros estabilométricos analisados, entre crianças usuárias e não-usuárias de IC do grupo experimental, em relação às crianças do grupo controle foi utilizado o teste ANOVA. Para comparações múltiplas dois-a-dois foi realizado o teste *post hoc* de *Kruskal-Wallis*, para identificar em quais pares houve diferenças (PETRIE; SABIN, 2007; SOARES; SIQUEIRA, 2002).

Para os testes realizados, o poder do teste (relacionado ao tamanho adequado da amostra) ficou em torno dos 60-65%, um pouco abaixo dos 80-90% de referência.

Neste estudo, realizaram-se dois tipos de estudos inferenciais: comparação de dois grupos independentes e comparação de três grupos independentes. Para o primeiro caso utilizou-se o teste não paramétrico *Mann-Whitney U* (M-W U) (Quadro 4).

Quadro 4 - Testes estatísticos mais comuns.

Número e tipo de grupos		Paramétrico	Não paramétrico
2 grupos	Independentes (não pareados)	Teste t para amostras independentes	Teste de <i>Mann-Whitney</i>
	Dependentes (pareados)	Teste t para amostras dependentes	Teste de Wilcoxon
3 ou mais grupos	Independentes (não pareados)	ANOVA	Teste de <i>Kruskal-Wallis</i>
	Dependentes (pareados)	ANOVA Medidas repetidas	Teste de Friedman

Fonte: Susin, 2009.

No segundo caso, para comparação de três grupos, foi adotado o teste ANOVA (Quadro 4). Quando esse teste encontrou diferenças significativas, um teste *post hoc* de *Kruskal-Wallis* (comparações múltiplas dois-a-dois) foi efetuado para identificar em quais pares ocorreram as diferenças.

O nível de significância estabelecido em $p \leq 0,05$ para todos os testes. Para as análises, foram utilizados os programas *Statistic 7.0*, da *StatSoft, Inc.* e o *SigmaPlot 12.0*, da *Systat Software, Inc.*

4 RESULTADOS

4.1 PERFIL DA AMOSTRA

A Tabela 1 descreve o quantitativo de crianças por gênero, a média e o desvio padrão da idade das crianças do GC, GE, GNIC e GIC.

Tabela 1 - Distribuição das crianças por grupos, gêneros e médias de idade.

Variáveis	Grupos			
	GC	GE	GNIC	GIC
Nº de Crianças	57	43	21	22
Gênero Masculino	27	20	9	11
Gênero Feminino	30	23	12	11
Idade (anos)	9,81 ± 2,13	8,90 ± 1,31	9,39 ± 1,39	8,79 ± 1,18

Legenda: GC: Grupo Controle; GE: Grupo experimental; GNIC: Grupo de não-usuários de implante coclear; GIC: Grupo de usuários de implante coclear.

Fonte: SOUSA, 2012.

Participaram do estudo 57 crianças ouvintes ($9,81 \pm 2,13$ anos de idade), das quais 27 eram meninos e 30 eram meninas, entre sete e dez anos de idade. O grupo experimental (GE) foi dividido em dois subgrupos: grupo de usuários de IC (GIC) e o grupo de não-usuários de IC (GNIC). O GIC foi constituído por 22 crianças ($8,79 \pm 1,18$ anos de idade), das quais 11 eram meninos e 11 eram meninas. O GNIC foi constituído por 21 crianças ($9,39 \pm 1,39$ anos de idade), das quais nove eram meninos e 12 eram meninas (Tabela 1).

4.1.1 Perfil Etiológico das Perdas Auditivas nas Crianças do Grupo Experimental

A Tabela 2 apresenta o quantitativo e o percentual da etiologia e da idade da descoberta da surdez no GE, GNIC e GIC.

Tabela 2 - Características das crianças com PA neurosensoriais em relação às etiologias e idade da descoberta da surdez.

Variáveis	GE, n=43	GNIC, n=21	GIC, n=22
Etiologia da surdez, n (%)			
Desconhecida	25 (58)	9 (40)	16 (70)
Rubéola	6 (16)	5 (25)	1 (5)
Genética	3 (7)	1 (5)	2 (10)
Consanguinidade	2 (5)	2 (10)	0 (0)
Citomegalovírus	1 (2)	1 (5)	0 (0)
Otite	1 (2)	1 (5)	0 (0)
Medicamentosa	1 (2)	1 (5)	0 (0)
Meningite	1 (2)	0 (0)	1 (5)
Ototoxicidade	1 (2)	0 (0)	1 (5)
Síndrome	1 (2)	0 (0)	1 (5)
Toxoplasmose	1 (2)	1 (5)	0 (0)
Idade da descoberta da surdez, n (%)			
Congênita	8 (18)	3 (14)	5 (23)
< 3 anos	30 (70)	13 (62)	17 (77)
> 3 anos	5 (12)	5 (24)	0 (0)

Legenda: O número entre parêntese = porcentagem. GE: Grupo experimental; GNIC: Grupo de não-usuários de implante coclear; GIC: Grupo de usuários de implante coclear.

Fonte: SOUSA, 2012.

O perfil do grupo experimental é apresentado na Tabela 2 e demonstra diversos fatores associados às deficiências auditivas das crianças deste estudo. A prevalência de etiologia desconhecida mostrou 58% dos casos e da rubéola congênita em 16%. A descoberta da surdez ocorreu em 70% das crianças antes dos três anos de idade (Tabela 2).

Constatou-se que 62% do GNIC apresentaram diagnóstico de surdez antes dos três anos de idade, em comparação com os 77% do GIC. A etiologia da surdez foi desconhecida em 40% e 70% nas crianças do GNIC e GIC, respectivamente.

4.1.2 Perfil dos Períodos de Privação Sensorial, Uso de Implante Coclear, Intervenção Especializada e Idade das Crianças Quando o Teste foi Aplicado

Na Tabela 3 é descrita a média e o desvio padrão do tempo de privação sensorial, tempo de uso do implante coclear, tempo de intervenção especializada e idade dos usuários de implante coclear quando a pesquisa foi realizada.

Tabela 3 - Tempo de privação sensorial, uso do implante coclear, intervenção especializada e idade do GIC.

Tempo (anos)	Privação Sensorial	Uso do IC	Intervenção Especializada	Idade
Média	4,45	4,34	6,47	9,08
Desvio Padrão	1,31	1,36	1,73	1,31

Legenda: IC: implante coclear ; GIC: Grupo de usuários de implante coclear.
Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 13 observam-se a média e o desvio padrão dos tempos de privação sensorial, de uso do implante coclear, de intervenção especializada e da idade dos usuários de IC quando a pesquisa foi realizada.

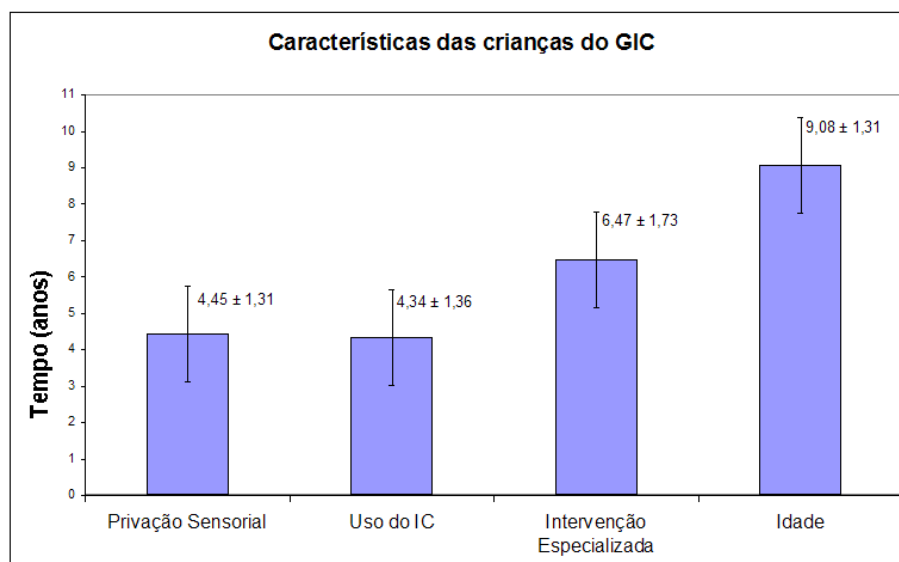


Figura 13 - Média e desvio padrão do tempo de privação sensorial, do uso do implante coclear, da intervenção especializada e da idade do GIC.

Legenda: IC: implante coclear ; GIC: Grupo de usuários de implante coclear.
Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 13 observa-se que a pesquisa foi realizada quando o GIC possuía em média $9,08 \pm 1,31$ anos de idade, valor muito próximo à soma do tempo de privação sensorial de $4,45 \pm 1,31$ anos e do tempo de uso de IC de $4,34 \pm 1,36$ anos. Logo, comparando-se a média da idade do grupo de $9,08 \pm 1,31$ anos e a média do tempo de intervenção especializada de $6,47 \pm 1,73$, verifica-se que a idade média do início da intervenção especializada foi antes dos três anos de idade.

4.2 COMPARAÇÃO GLOBAL DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE OS GRUPOS CONTROLE E EXPERIMENTAL

a) Análise Descritiva

A tabela 4 apresenta a média e o desvio padrão das variáveis estabilométricas nas diversas condições experimentais para o GC e GE.

Tabela 4 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva.

Grupos	Condições	COPml(cm)	COPap(cm)	V(cm/s)	A(cm ²)
GC (n=57)	BAOA	$-0,13 \pm 1,49$	$-6,58 \pm 2,99$	$1,32 \pm 0,31$	$3,01 \pm 1,68$
	BAOF	$-0,19 \pm 1,46$	$-6,77 \pm 2,76$	$1,77 \pm 0,50$	$4,86 \pm 3,31$
	BFOA	$0,20 \pm 1,50$	$-6,84 \pm 2,31$	$1,90 \pm 0,45$	$6,76 \pm 3,46$
	BFOF	$0,24 \pm 1,68$	$-6,67 \pm 2,39$	$2,66 \pm 0,63$	$9,68 \pm 4,35$
GE (n=43)	BAOA	$0,14 \pm 1,06$	$-5,89 \pm 2,04$	$1,31 \pm 0,33$	$3,56 \pm 2,62$
	BAOF	$0,28 \pm 1,32$	$-5,74 \pm 2,12$	$1,74 \pm 0,45$	$5,76 \pm 4,36$
	BFOA	$0,08 \pm 1,62$	$-6,49 \pm 1,85$	$2,09 \pm 0,50$	$9,04 \pm 5,50$
	BFOF	$-0,01 \pm 1,48$	$-5,97 \pm 1,73$	$2,95 \pm 1,09$	$13,07 \pm 7,74$

Legenda: GC - Grupo Controle, GE - Grupo Experimental, BAOA - Base aberta e olhos abertos, BAOF - Base aberta e olhos fechados, BFOA - Base fechada e olhos abertos, BFOF - Base fechada e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

Na condição experimental BAOA, as médias das variáveis estabilométricas do GE apresentaram valores maiores quando comparadas ao grupo controle, à exceção da variável V.

As médias das variáveis estabilométricas do grupo experimental, na condição experimental BAOF, foram maiores em relação ao GC. A variável V apresentou pequena diferença.

Na Figura 14 observam-se a média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF dispostos no sentido horário à partir da esquerda superior.

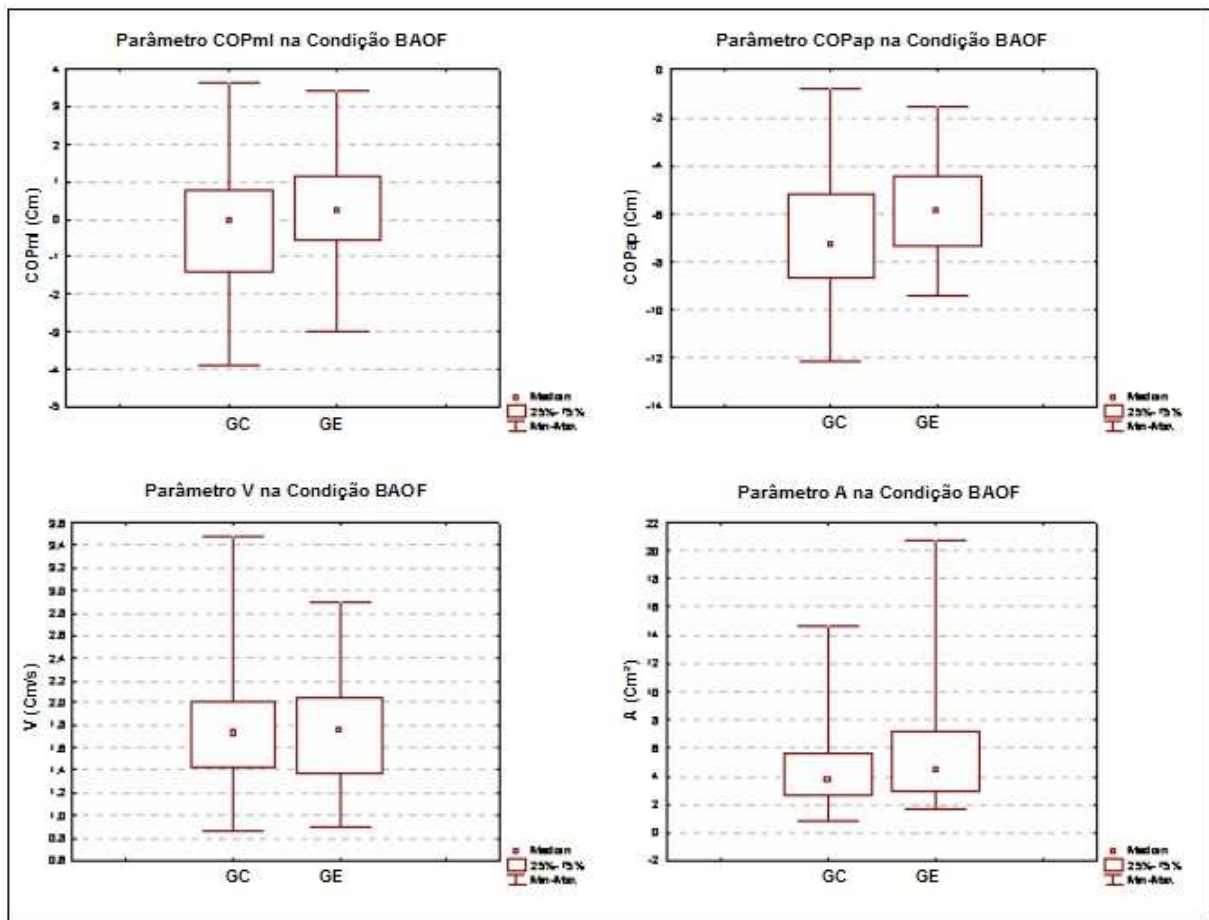


Figura 14 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF nas comparações entre GC e GE.

Legenda: GC - Grupo Controle, GE - Grupo Experimental, BAOF - Base aberta e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012

Na condição experimental BFOF as médias das variáveis estabilométricas do grupo experimental apresentaram valores superiores às do grupo controle, exceto a variável COPml.

Na condição experimental BFOA as médias das variáveis estabilométricas do grupo experimental apresentaram valores superiores às do grupo controle.

Na Figura 15 observamos a média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA dispostos no sentido horário à partir da esquerda superior.

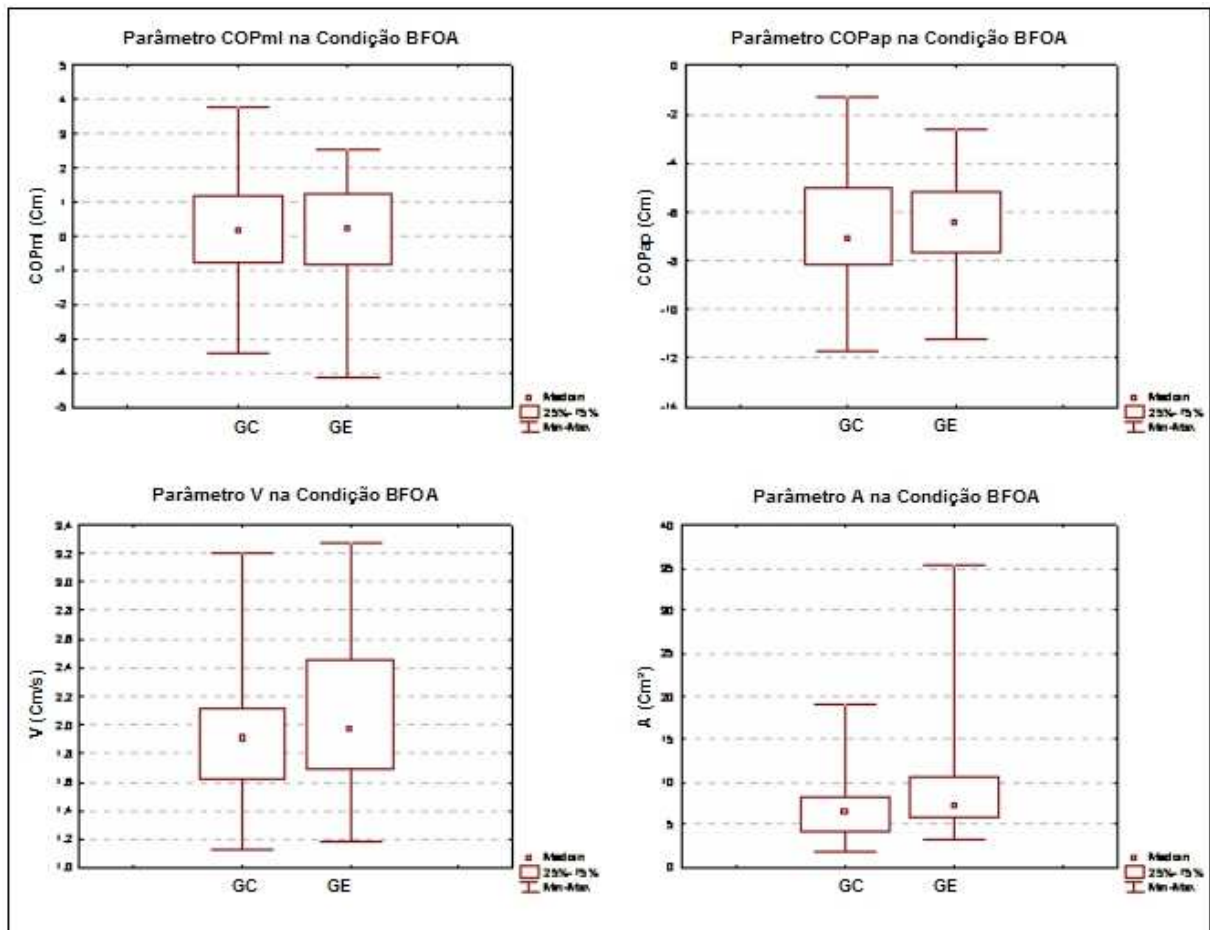


Figura 15 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC e GE

Legenda: GC - Grupo Controle, GE - Grupo Experimental, BFOA - Base fechada e olhos abertos, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012

Em termos de tendências globais, para comparações entre crianças com deficiência auditiva e crianças com audição normal, de modo geral, observou-se que o GE demonstrou valores maiores para os parâmetros estabilométricos estudados nas condições experimentais analisadas.

b) Análise Inferencial

A Tabela 5 descreve os valores de Z e os níveis de p do teste U de *Mann-Whitney* nas comparações entre os grupos controle e experimental. Os valores de Z são a estatística do teste e os níveis de p representam a probabilidade de dois grupos comparados serem iguais, se p é menor que 5% então há diferença significativa entre os grupos.

Tabela 5 - Valores de Z e p do teste U de *Mann-Whitney* nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva.

	Condições	COPml(cm)	COPap(cm)	V(cm/s)	A(cm ²)
Z	BAOA	-0,91	-1,14	0,50	-1,15
	BAOF	-1,64	-2,05	-0,04	-1,05
	BFOA	-0,04	-1,08	-1,71	-2,56
	BFOF	0,77	-1,62	-0,61	-1,69
p	BAOA	0,36	0,25	0,62	0,25
	BAOF	0,10	*0,04	0,97	0,29
	BFOA	0,97	0,80	0,87	*0,01
	BFOF	0,44	0,10	0,54	0,09

* diferenças significativas

Legenda: BAOA - Base aberta e olhos abertos, BAOF - Base aberta e olhos fechados, BFOA - Base fechada e olhos abertos, BFOF - Base fechada e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse, Z - Valor da estatística, p - Nível da probabilidade do teste.

Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 16 é apresentada a média e o desvio padrão da variável COPap na condição experimental BAOF, onde se constatou diferenças significativas da amplitude do COP na direção ântero-posterior entre crianças com deficiência auditiva e crianças com audição normal nessa tarefa; utilizando o teste U de *Mann-Whitney*, que resultou em $p=0,04$ ($< 0,05$).

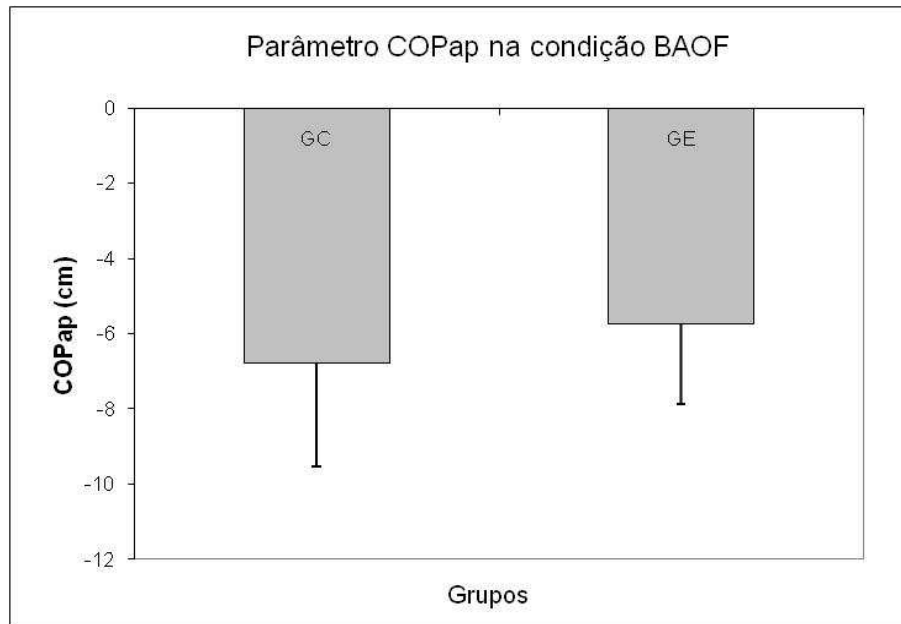


Figura 16 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável COPap entre os grupos estudados, na condição de BAOF.

Legenda: GC: Grupo Controle; GE: Grupo Experimental; COPap (cm): Amplitude de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior; BAOF: Base Aberta Olhos Fechados.
Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 17 é apresentada a média e desvio padrão da variável A95 na condição experimental BFOA, que no teste U de *Mann-Whitney* resultou em $p=0,01$ ($< 0,05$). Logo, constataram-se diferenças significativas da área 95% da elipse do COP entre crianças com deficiência auditiva e crianças com audição normal nessa tarefa.

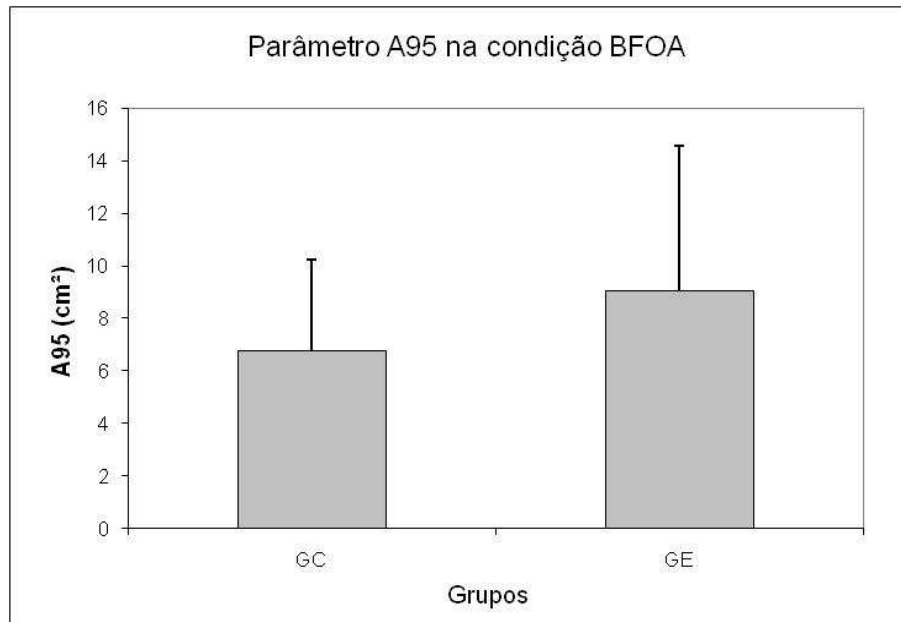


Figura 17 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos estudados, na condição BFOA.

Legenda: GC: Grupo Controle; GE: Grupo Experimental; A95 (cm²); Área de 95% da elipse do centro de pressão; BFOA: Base Fechada Olhos Abertos. $p < 5\%$.
Fonte: SOUSA, 2012.

Na análise descritiva, para comparação global dos dois grupos independentes, observou-se que o grupo experimental apresentou valores maiores do que os encontrados no grupo controle para as variáveis estabilométricas estudadas. Entretanto, para saber o quão maiores foram essas diferenças é que se aplicou o teste de confiabilidade U de *Mann-Whitney*.

Entre os dois grupos independentes, para 16 comparações realizadas, para estudo das variáveis do equilíbrio corporal (COPap, COPml, V e A95), foram encontradas diferenças significativas para duas variáveis estabilométricas em condições experimentais distintas (COPap em BAOF e A95 em BFOF); logo, constataram-se diferenças significativas na habilidade do equilíbrio corporal entre crianças com deficiência auditiva e crianças com audição normal nessas tarefas deste estudo.

4.3 COMPARAÇÃO DOS GÊNEROS ENTRE OS GRUPOS CONTROLE E EXPERIMENTAL

Nas comparações entre gêneros, tanto intra-grupos como inter-grupos, não houve predominância de nenhum dos dois e não foram observadas

tendências marcantes ou diferenças significativas, o que corroborou para a homogeneidade do grupo.

Os resultados do teste U de *Mann-Whitney* confirmaram as observações obtidas na análise descritiva e apoiaram a hipótese original esperada, de que dentro de cada grupo, GC e GE, não houvessem diferenças causadas pelo fator gênero.

4.4 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N DESIGUAIS 57X21X22)

a) Análise Descritiva

A Tabela 6 apresenta a média e o desvio padrão das variáveis estabilométricas nas diversas condições experimentais entre os grupos GC, GNIC e GIC.

Tabela 6 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear (n desiguais).

Grupos	Condições	COPml(cm)	COPap(cm)	V(cm/s)	A(cm ²)
GC (n=57)	BAOA	-0,13 ± 1,49	-6,58 ± 2,99	1,32 ± 0,31	3,01 ± 1,68
	BAOF	-0,19 ± 1,46	-6,77 ± 2,76	1,77 ± 0,50	4,86 ± 3,31
	BFOA	0,20 ± 1,50	-6,84 ± 2,31	1,90 ± 0,45	6,76 ± 3,46
	BFOF	0,24 ± 1,68	-6,67 ± 2,39	2,66 ± 0,63	9,68 ± 4,35
GNIC (n=21)	BAOA	0,16 ± 0,92	-6,36 ± 2,32	1,31 ± 0,36	3,65 ± 3,38
	BAOF	0,10 ± 1,09	-5,86 ± 2,28	1,78 ± 0,37	7,08 ± 5,53
	BFOA	-0,25 ± 1,76	-6,53 ± 2,26	2,05 ± 0,41	8,85 ± 6,96
	BFOF	-0,33 ± 1,53	-5,74 ± 1,80	2,92 ± 1,01	14,27 ± 8,70
GIC (n=22)	BAOA	0,12 ± 1,19	-5,49 ± 1,72	1,31 ± 0,31	3,48 ± 1,80
	BAOF	0,44 ± 1,51	-5,63 ± 2,00	1,70 ± 0,51	4,62 ± 2,63
	BFOA	0,37 ± 1,46	-6,46 ± 1,44	2,12 ± 0,57	9,19 ± 3,99
	BFOF	0,27 ± 1,40	-6,17 ± 1,67	2,98 ± 1,18	12,03 ± 6,83

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BAOA - Base aberta e olhos abertos, BAOF - Base aberta e olhos fechados, BFOA - Base fechada e olhos abertos, BFOF - Base fechada e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A - Área de 95% da elipse.
Fonte: SOUSA, 2012.

Na análise descritiva para comparação dos três grupos, para amostras independentes, observou-se que ao utilizar o GC como referência, houve uma tendência dos grupos GNIC e GIC apresentarem valores maiores para os parâmetros estabilométricos estudados; logo, observou-se pior oscilação corporal para as crianças com DA.

Na Figura 18 observam-se os gráficos da média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA dispostos no sentido horário à partir da esquerda superior.

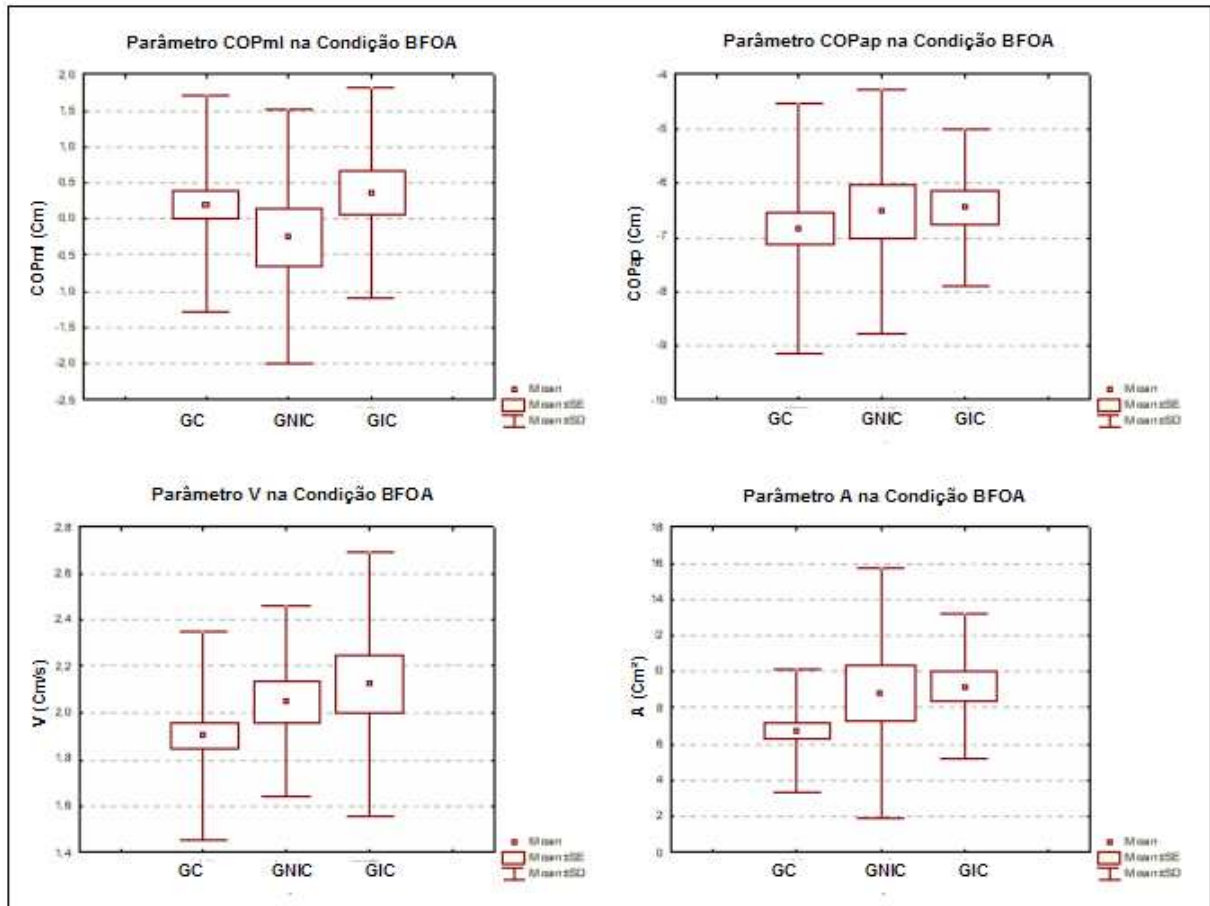


Figura 18 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BFOA - Base fechada e olhos abertos, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

b) Análise Inferencial

Na comparação dos três grupos analisados para amostras independentes, a variável A95, na condição experimental BFOA, apresentou diferenças estatisticamente significativas em relação ao desempenho do equilíbrio corporal entre os grupos ($p=0,021$) e $H((2,N=100)=7,746)$. A seguir essas diferenças foram confirmadas nas comparações múltiplas 2 a 2. Os valores do *post hoc* de *Kruskal-Wallis* demonstraram diferenças significativas entre GIC e GC ($p=0,019$), conforme ilustrado na Figura 19.

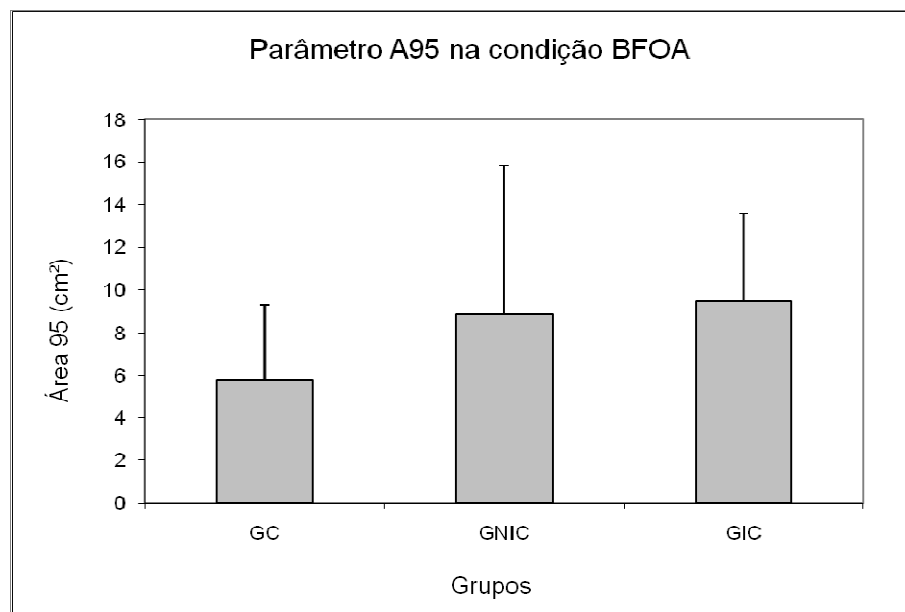


Figura 19 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos estudados, na condição BFOA.

Legenda: GC: Grupo Controle; GNIC: Grupo de Não-Usuários de Implante Coclear; GIC: Grupo de Usuários de IC; A95 (cm²): Área de 95% da elipse do centro de pressão; BFOA: Base Fechada Olhos Abertos.

Fonte: SOUSA, 2012.

4.5 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N IGUAIS 20X20X20)

A tabela 7 apresenta a média e o desvio padrão das variáveis estabilométricas nas diversas condições experimentais para os grupos GC, GNIC e GIC.

Tabela 7 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos nas comparações entre crianças ouvintes e crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de implante coclear (n iguais).

	Condições	COPml(cm)	COPap(cm)	V(cm/s)	A(cm ²)
GC (n=20)	BAOA	-0,82 ± 1,47	-5,27 ± 2,55	1,29 ± 0,41	2,35 ± 1,50
	BAOF	-0,76 ± 1,30	-5,57 ± 2,50	1,69 ± 0,62	4,09 ± 2,91
	BFOA	-0,05 ± 1,52	-6,80 ± 2,68	1,69 ± 0,43	5,80 ± 3,50
	BFOF	-0,08 ± 1,66	-6,58 ± 2,45	2,43 ± 0,73	8,30 ± 3,50
GNIC (n=20)	BAOA	0,16 ± 0,92	-6,36 ± 2,32	1,31 ± 0,36	3,65 ± 3,39
	BAOF	0,10 ± 1,09	-5,86 ± 2,28	1,78 ± 0,37	7,08 ± 5,53
	BFOA	-0,25 ± 1,76	-6,53 ± 2,26	2,05 ± 0,41	8,85 ± 6,96
	BFOF	-0,33 ± 1,53	-5,74 ± 1,80	2,92 ± 1,01	14,27 ± 8,70
GIC (n=20)	BAOA	0,25 ± 1,15	-5,55 ± 1,84	1,33 ± 0,29	3,65 ± 1,84
	BAOF	0,58 ± 1,51	-5,83 ± 2,06	1,70 ± 0,49	4,76 ± 2,74
	BFOA	0,34 ± 1,52	-6,54 ± 1,40	2,12 ± 0,53	9,48 ± 4,08
	BFOF	0,43 ± 1,43	-6,38 ± 1,59	2,93 ± 0,91	12,26 ± 6,47

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BAOA - Base aberta e olhos abertos, BAOF - Base aberta e olhos fechados, BFOA - Base fechada e olhos abertos, BFOF - Base fechada e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

Na análise descritiva na comparação dos três grupos para amostras dependentes (pareadas), assim como na comparação para n desiguais, observou-se que ao utilizar o GC como referência constatou-se tendência dos grupos GNIC e GIC de apresentarem valores maiores nos parâmetros estabilométricos estudados.

Na Figura 20 observam-se a média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOA dispostos no sentido horário a partir da esquerda superior.

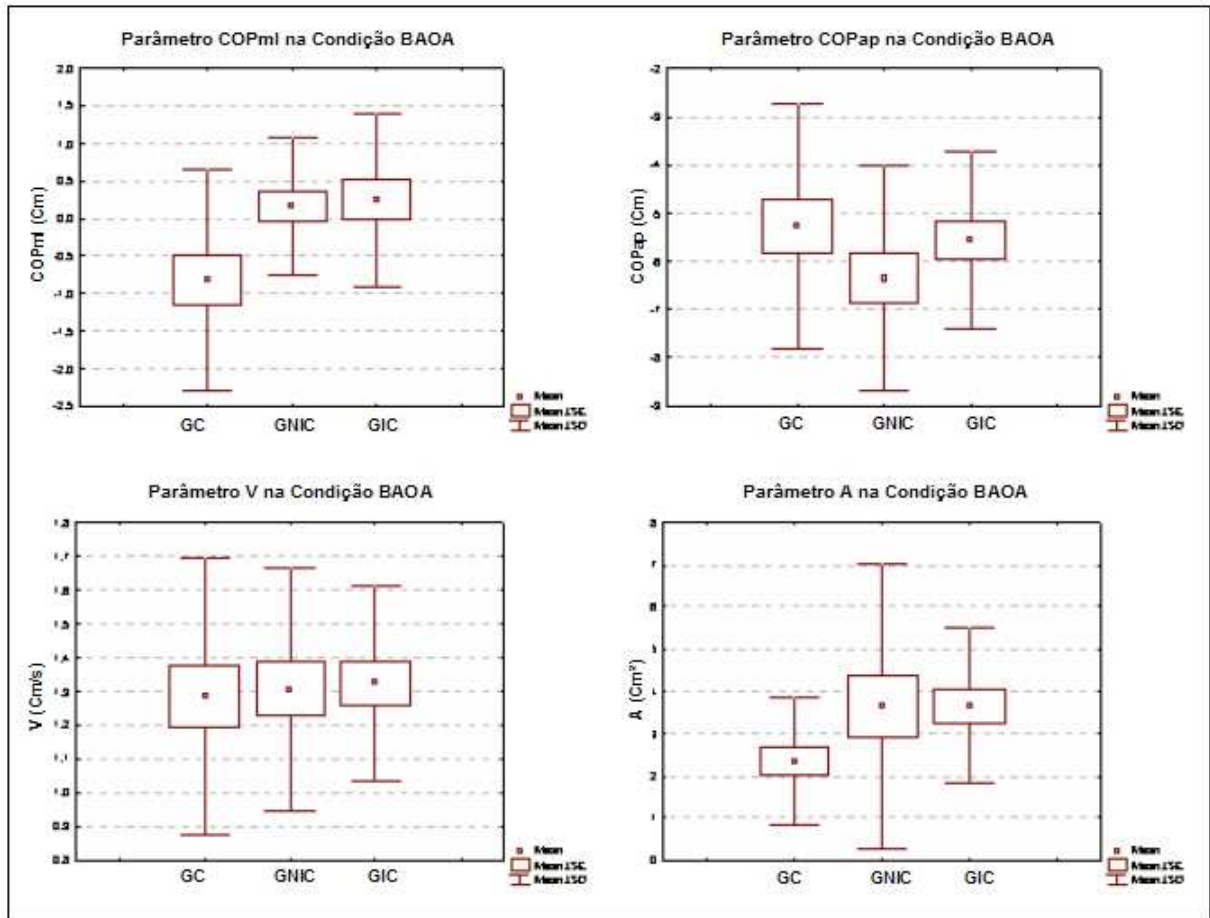


Figura 20 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BAOA - Base aberta e olhos abertos, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 21 observam-se a média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF dispostos no sentido horário a partir da esquerda superior.

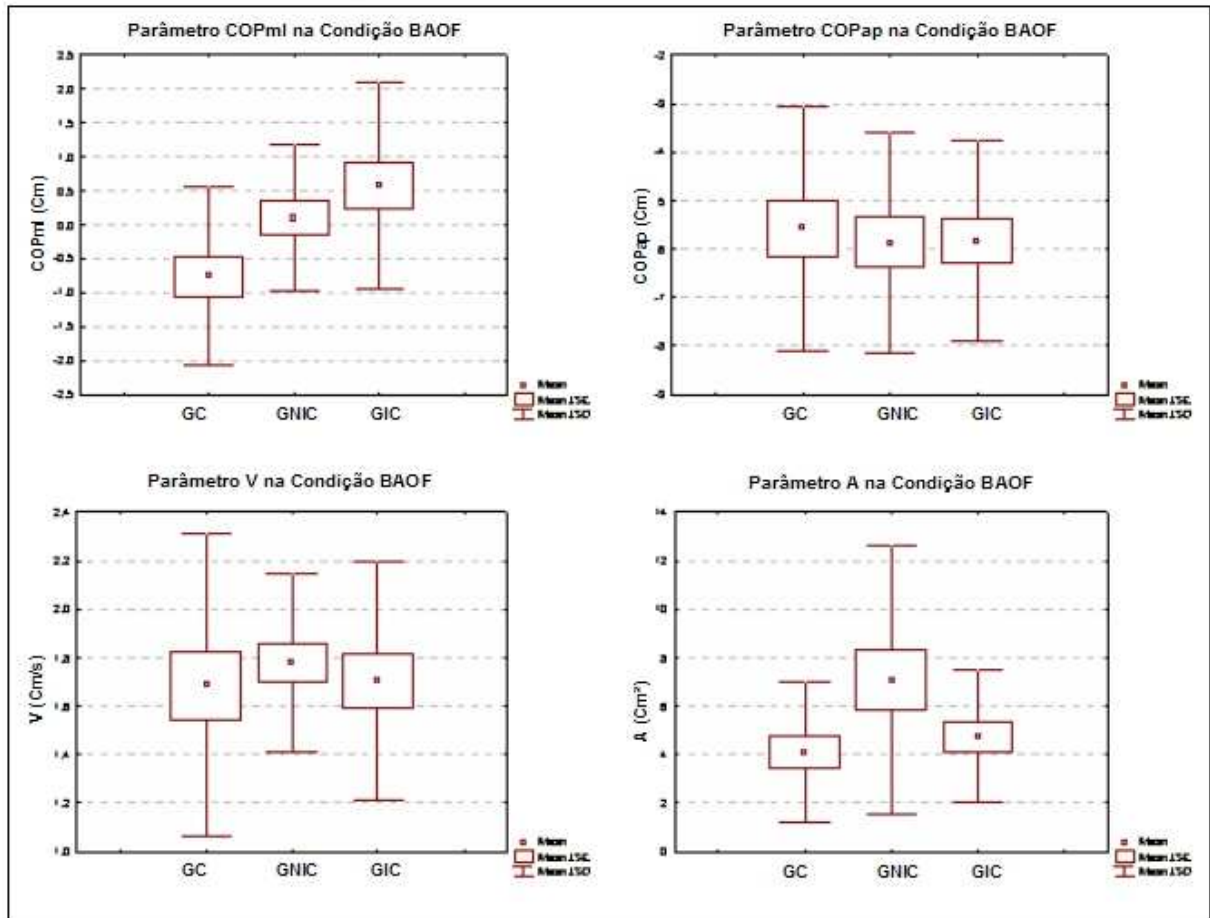


Figura 21 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BAOF nas comparações entre GC, GNIC e GIC

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BAOF - Base aberta e olhos fechados, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

Na Figura 22 observam-se a média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA dispostos no sentido horário à partir da esquerda superior.

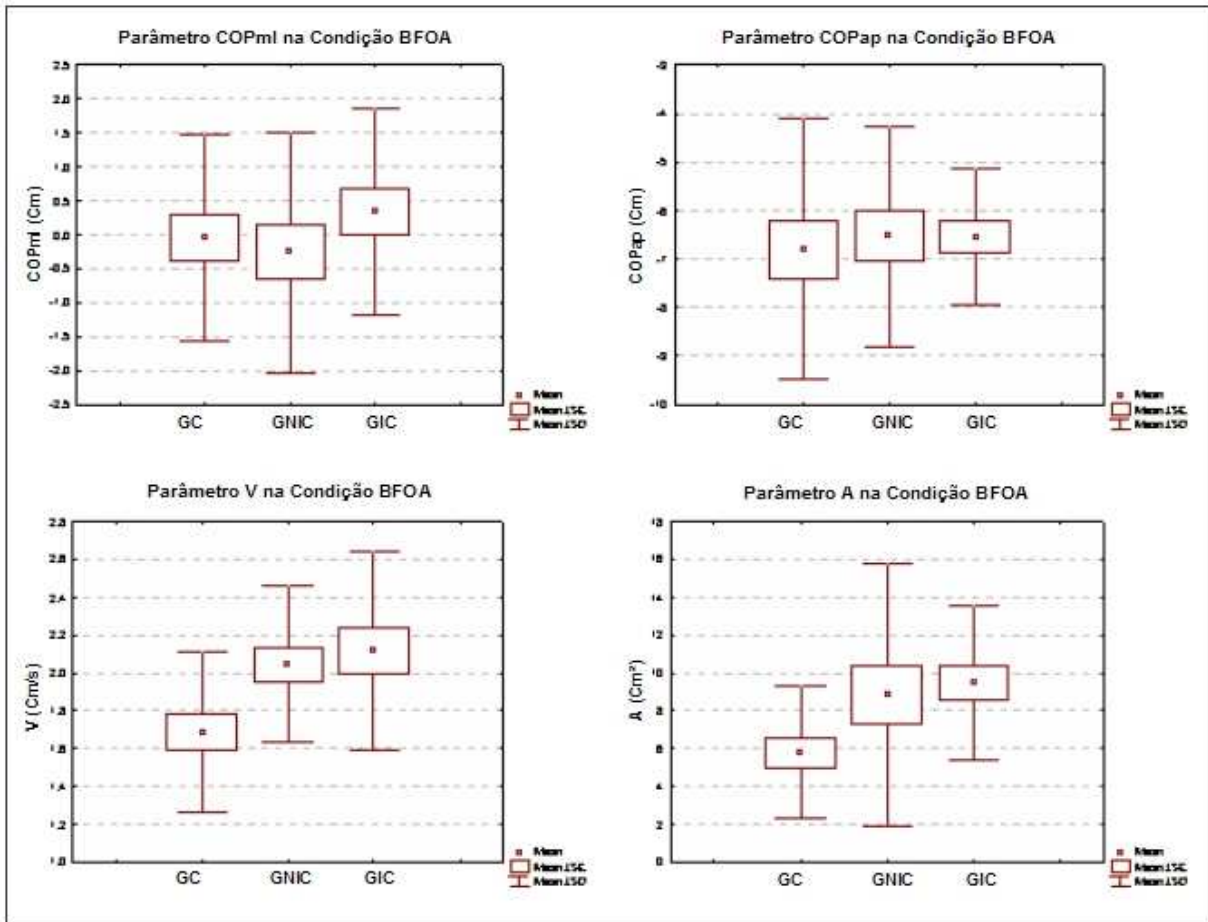


Figura 22 - Média e desvio padrão das variáveis COPml, COPap, A95 e V na condição experimental BFOA nas comparações entre GC, GNIC e GIC

Legenda: GC - Grupo Controle, GNIC - Grupo de Não-Usuários de IC, GIC - Grupo de Usuários de IC, BFOA - Base fechada e olhos abertos, COPml - Amplitude do centro de pressão no sentido médio-lateral, COPap - Amplitude do centro de pressão no sentido ântero-posterior, V - Velocidade média do COP, A95 - Área de 95% da elipse.

Fonte: SOUSA, 2012.

c) Análise Inferencial

Na análise inferencial para amostras pareadas, observou-se aumento das diferenças significativas entre os grupos estudados apontadas no teste ANOVA e confirmadas pelo teste de *Kruskal-Wallis* para comparações múltiplas, conforme Tabela 8.

Tabela 8 - Valor do nível de probabilidade de significância entre os três grupos pareados nas condições experimentais testadas.

Condição/Variável	Comparação Global (ANOVA)		Comparações múltiplas (post hoc KW) GC x GIC
	Nível p	H (2,N=60)	Nível p
BAOA-A95	0,04	6,44	0,04
BAOF-COPap	0,01	9,33	0,01
BFOA-V	0,02	8,06	0,03
BFOA-A95	0,01	10,09	0,01

Legenda: GC - Grupo Controle, GIC - Grupo de usuários de IC, COPap (cm): Amplitude de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior, A95 (cm²): Área de 95% da elipse do centro de pressão, BAOA - Base aberta e olhos abertos, BAOF - Base aberta e olhos fechados, BFOA - Base fechada e olhos abertos, BFOF - Base fechada e olhos fechados.
Fonte: SOUSA, 2012.

O ANOVA e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* demonstraram que a variável A95 apresentou diferenças significativas na condição experimental base aberta olhos abertos entre o grupo controle e grupo de usuários de implante coclear ($p=0,04$, $H=6,44$ e nível $p=0,04$), conforme ilustrado na Figura 23.

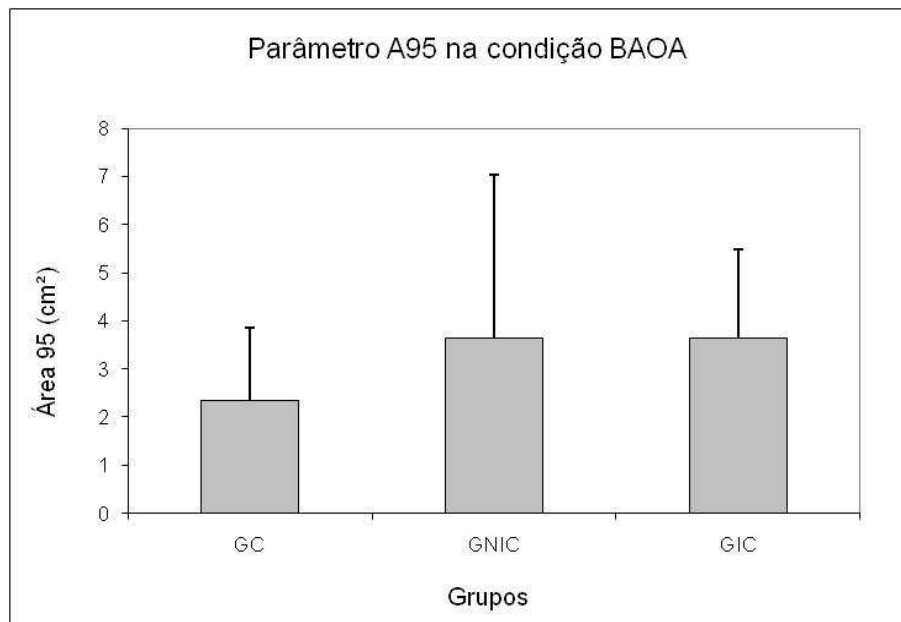


Figura 23 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos pareados, na condição BAOA.

Legenda: A95 (cm²): Área de 95% da elipse do centro de pressão; BAOA: Base Aberta Olhos Abertos; GC: Grupo Controle; GNIC: Grupo de não-usuários de Implante Coclear; GIC: Grupo de Usuários de IC.
Fonte: SOUSA, 2012.

O ANOVA e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* confirmaram que a variável COPap apresentou diferenças significativas na condição experimental base aberta olhos fechados entre os grupos controle e grupo de usuário de implante coclear ($p=0,01$, $H=9,33$ e nível $p=0,01$), conforme ilustrado na Figura 24.

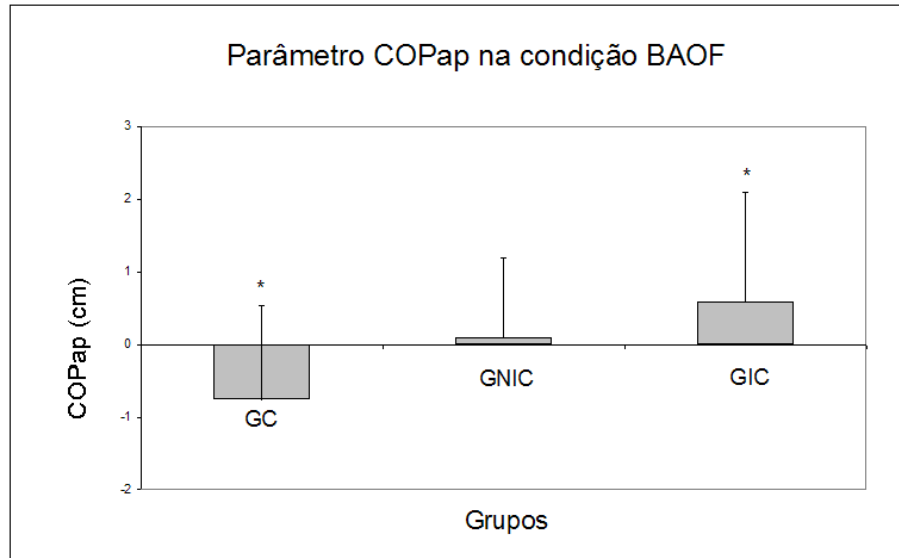


Figura 24 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável COPap entre os grupos pareados, na condição BAOF.

Legenda: COPap (cm): Amplitude de deslocamento do centro de pressão na direção ântero-posterior; BAOF: Base Aberta Olhos Fechados; GC: Grupo Controle; GNIC: Grupo de não-usuários de Implante Coclear; GIC: Grupo de Usuários de IC.

* Onde $p \leq 0,05$.

Fonte: SOUSA, 2012.

O ANOVA e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* confirmaram que a variável V apresentou diferenças significativas na condição experimental base fechada olhos abertos entre os grupos controle e grupo de usuário de implante coclear ($p=0,02$, $H=8,06$ e nível $p=0,03$), conforme ilustrado na Figura 25.

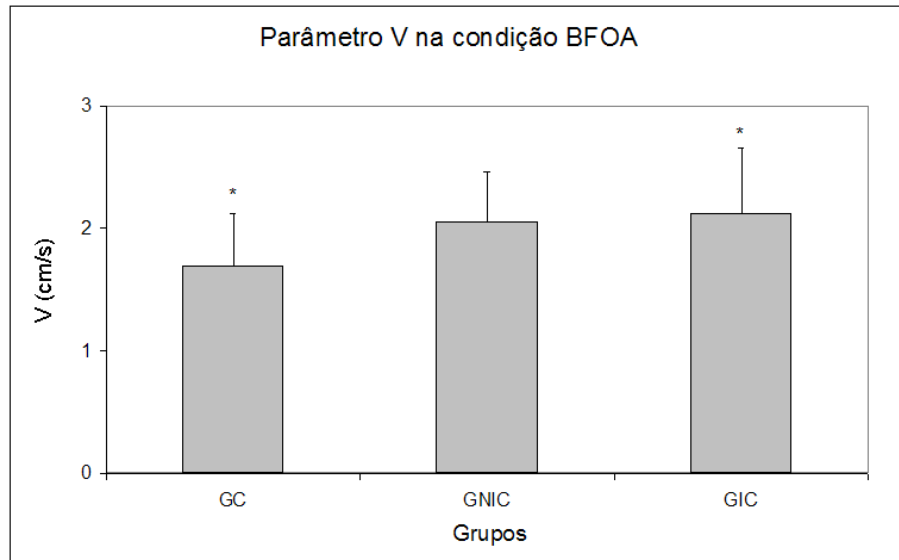


Figura 25 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável V entre os grupos pareados, na condição BFOA.

Legenda: V: Velocidade do centro de pressão; BFOA: Base Fechada Olhos Abertos; GC: Grupo Controle; GNIC: Grupo de não-usuários de IC; GIC: Grupo de Usuários de IC.

* Onde $p \leq 0,05$.

Fonte: SOUSA, 2012.

O ANOVA e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* confirmaram que a variável A95 apresentou diferenças significativas na condição experimental base fechada olhos abertos entre os grupos controle e grupo de usuário de implante coclear ($p=0,01$, $H=10,09$ e nível $p=0,01$), conforme ilustrado na Figura 26.

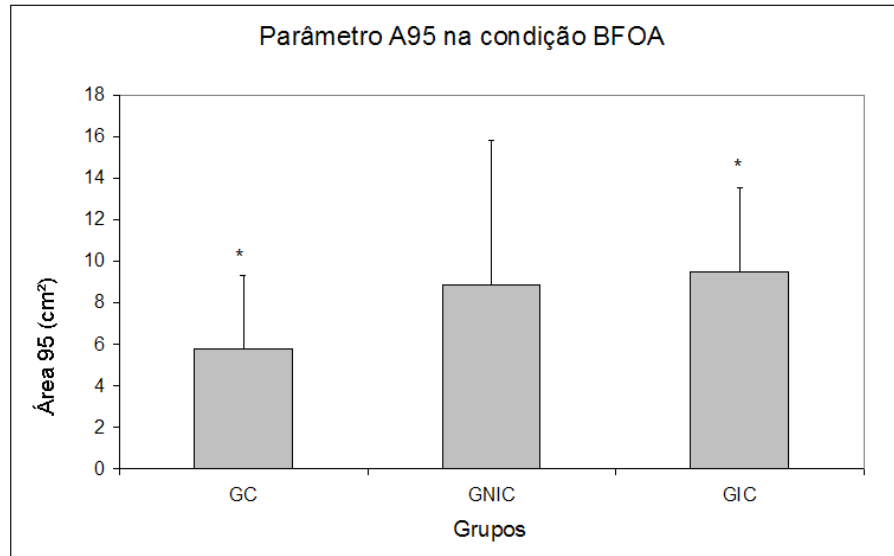


Figura 26 - Comparação dos valores médios e desvios padrões da variável A95 entre os grupos pareados, na condição BFOA.

Legenda: A95 (cm²): Área de 95% da elipse do centro de pressão; BFOA: Base Fechada Olhos Abertos; GC: Grupo Controle; GNIC: Grupo de não-usuários de Implante Coclear; GIC: Grupo de Usuários de IC.

* Onde $p \leq 0,05$.

Fonte: SOUSA, 2012.

5 DISCUSSÃO

5.1 CARACTERÍSTICAS DAS AMOSTRAS DOS GRUPOS ESTUDADOS

Sabe-se que é significativo o número de perdas auditivas classificadas como desconhecidas. Na realidade, representam casos que podem ser de causa hereditária recessiva ou mesmo resultantes de infecções subclínicas por vírus, como por exemplo, o Citomegalovírus (LAGASSE *et al.*, 2000).

Testes genéticos, imunológicos e de funções hepáticas e tireoidianas devem ser requisitados para diminuir esse grande número de perdas auditivas classificadas como de origem desconhecida. Tomografia computadorizada de alta resolução contribui na pesquisa diagnóstica, pois pode detectar de 8% a 20% dos casos de malformações da orelha resultantes de insultos ocorridos no final do terceiro trimestre de gestação (WALCH *et al.*, 2000).

A rubéola congênita é a principal causa pré-natal da deficiência auditiva pelos seus efeitos teratogênicos. Há vulnerabilidade importante do feto no primeiro trimestre da gestação aos efeitos do vírus que costuma provocar a tríade clássica: catarata congênita, surdez e malformações cardíacas (WALCH *et al.*, 2000; NIEDZIELSKA *et al.*, 2000). Constatou-se neste estudo que a rubéola congênita correspondeu a 16% dos casos, e que foi a causa identificável mais expressiva da DA, confirmando estudos realizados nos países em desenvolvimento (SILVA *et al.*, 1998; KADOYA *et al.*, 1998; SCHLUTER *et al.*, 1998).

A incidência de meningite, de acordo com a literatura, varia de 6% a 22%% (WALCH *et al.*, 2000; JAYARAJA *et al.*, 1999; DRAKE *et al.*, 2000), e neste estudo apresentou relevância de 2%.

O emprego abusivo de drogas ototóxicas, principalmente antibióticos aminoglicosídeos para o tratamento de broncopneumonias e enterocolites, pode determinar a perda auditiva neurossensorial em índices expressivos. Em nosso

estudo foi responsável por 2% dos casos. Outros antimicrobianos poderiam ser empregados com benefício, porém com menores efeitos deletérios (MARLOW *et al.*, 2000; SONE *et al.*, 1998).

Diante desses dados, observa-se que algumas das principais causas de PA na infância, do tipo rubéola, meningite e ototoxicidade, são passíveis de prevenção. Utilizando-se medidas simples, a exemplo de programas de vacinação, orientação pré-natal adequada, maior informação dos profissionais de saúde quanto à prescrição de medicações ototóxicas, pode-se realizar a profilaxia da deficiência auditiva.

Apesar da baixa relevância em nosso estudo (2%), as otites de repetição, quando não diagnosticadas e tratadas precocemente, podem prejudicar o desenvolvimento cognitivo em crianças (RUBEN, 1999).

Pesquisadores acreditam que mais de 60% dos casos congênitos são causados por fatores genéticos. Além disso, uma fração da perda auditiva pós-lingual também tem origem genética. Mais ainda, muitos estudos estimam que metade a um terço da surdez em humanos apresenta um componente hereditário e, possivelmente, uma mutação genética associada (ZAKZOUK *et al.*, 2002; WALCH *et al.*, 2000).

À vista da expressiva porcentagem de causas desconhecidas, sugere-se a utilização de instrumentos validados, a fim de minimizar esse número, bem como a realização de exames objetivos desde muito cedo frente a suspeita da DA. É imprescindível a conscientização dos pais e profissionais envolvidos para que as crianças sejam encaminhadas precocemente para instituições especializadas.

A deficiência auditiva em crianças e jovens ainda é um importante problema de saúde pública no Brasil, não só em sua prevalência como também nas conseqüências devastadoras do seu diagnóstico e tratamento tardios. A detecção precoce tornou-se prioridade desde 1990 nos Estados Unidos, onde se considerava ideal o diagnóstico da deficiência até 12 meses de idade, segundo o documento *Healthy People 2000: National Health Promotion and Disease Prevention Objectives* (BROOKHOUSER; GRUNDFAST, 1998; STELMACHOWICZ; GORGA, 1998).

O *Joint Committee for Infant Hearing* (1994) e o Consenso Europeu de Milão (1998) consideram três meses de idade como sendo a época ideal do diagnóstico. Nos Estados Unidos foi criado o *Marion Downs National Center for Infant Hearing*, cuja preocupação é o Rastreio Universal de todos os recém nascidos (RIBEIRO *et*

al., 2002). Essas ações visam à reabilitação precoce das crianças, de forma a proporcionar o desenvolvimento da linguagem e da comunicação.

O Consenso do Instituto Nacional de Saúde de 1993 dos Estados Unidos recomenda o *screening* audiológico para todas as crianças admitidas nas UTI neonatais e todas as outras crianças até os três primeiros meses de vida, com Emissões Otoacústicas (EOAE) como exame inicial, seguido pelos Potenciais Evocados Auditivos do Tronco Cerebral (BERA), caso as EOAE se apresentem alteradas (WALCH *et al.*, 2000; ISAACSON, 2000; ÉDEN *et al.*, 2000).

Embora sejam relativamente de alto custo, os métodos de *screening* são altamente sensíveis e não invasivos, além de totalmente viáveis para a detecção precoce da perda auditiva. Entretanto, a precocidade da identificação dessa desordem nos países em desenvolvimento está absolutamente inadequada e atrasada (WALCH *et al.*, 2000). Infelizmente, sabe-se que o Brasil ainda não apresenta uma triagem neonatal universal disponível em todos os Hospitais e Maternidades Públicas e uma grande porcentagem das gestantes não tem acesso a acompanhamento pré-natal eficiente.

A prevenção da surdez comprovadamente onera menos do que o seu tratamento (protetização ou implante coclear). Neste estudo, observou-se que a idade média da criança ao receber o IC foi de $4,45 \pm 1,31$ anos. Até o momento da avaliação do desempenho do equilíbrio corporal o tempo de uso do IC foi de $4,34 \pm 1,36$ anos (Tabela 3). Além disso, a reabilitação dessas crianças para o desenvolvimento do processo auditivo e sua integração na sociedade é muito mais dispendiosa e trabalhosa para a área da saúde do que a simples profilaxia.

Crianças com surdez estão em risco de disfunção vestibular, porque em algumas formas de surdez do ouvido interno o dano estende-se também aos receptores vestibulares. Há relatos de disfunção vestibular periférica e atraso no controle postural em alguns tipos de surdez congênita ou surdez adquirida precocemente, como nas malformações da orelha interna, a meningite, a labirintite viral, e algumas formas de surdez hereditária. Crianças com perda vestibular bilateral desde o nascimento ou no início da vida apresentam atraso no desenvolvimento motor global. Essas crianças ficam em pé e andam mais tarde do que crianças saudáveis. No entanto, os distúrbios posturais que resultam da disfunção periférica isolada são normalmente corrigidos pelo tempo que essas crianças crescerem para ser adolescentes (ENBOM *et al.*, 1991).

Os distúrbios posturais são corrigidos por processo de compensação por meio do qual a entrada proprioceptiva, visual e de outros sistemas sensoriais substituem a entrada dos periféricos ausentes vestibulares. O fato conhecido de que a recuperação postural após lesões vestibulares em adultos ocorre apesar da ausência de regeneração ou a recuperação do aparelho vestibular indica que as modificações no SNC são prováveis responsáveis pelo processamento das informações sensoriais compensatórias que levam a essa recuperação clínica. Como é o caso da plasticidade auditiva central, a perda vestibular periférica pode trazer mudanças plásticas no SNC, que são responsáveis pelo processamento adequado de informações sensoriais compensatórias necessárias para a aquisição de competências postural em crianças surdas (SVIRSKY *et al.*, 2004; ZATORRE, 2001; SUAREZ *et al.*, 1999).

Embora existam numerosos relatos de disfunção vestibular e do equilíbrio em crianças com deficiência auditiva encontrada na literatura, a maioria dos estudos não controlou o tipo, grau e etiologia da perda auditiva, bem como outras variáveis de confundimento (RINE *et al.*, 2000). A presença e severidade da disfunção vestibular periférica parecem estar associadas com a etiologia e gravidade da perda auditiva neurosensorial. Portanto, a disfunção vestibular pode ser mais prevalente entre os candidatos ao IC do que entre as crianças com menor grau de perda auditiva.

Além disso, algumas formas de surdez síndrômica têm deficiências concomitantes em outros sistemas sensoriais ou no SNC. Torna-se necessário controlar as variáveis de confundimento para avaliar adequadamente a participação e integração dos diferentes sistemas sensoriais no controle postural, particularmente, sobre o desempenho de equilíbrio corporal em crianças com DA, onde é plausível que uma reorganização das propriedades sensoriais integradora do SNC ocorreu como uma resposta de adaptação à deficiência sensorial. Estudos futuros deverão, portanto, usar um *design* intra-sujeito longitudinal e obter os dados do pré-teste e do pós-teste das crianças com deficiência auditiva usuárias e não-usuárias de IC.

Para Suarez *et al.* (2007) e Rine *et al.* (2000), as crianças com surdez congênita e de início precoce apresentam risco de perda vestibular periférica concomitante. Apesar da perda vestibular, a maioria das crianças surdas, eventualmente, atinge adequado controle postural e da marcha por meio da utilização de estratégias de compensação. As mudanças na plasticidade que

ocorrem como consequência da surdez precoce, tais como a ativação das "áreas de conhecimento do cérebro" pelas pistas visuais e adaptação neural para reconhecer os sinais eletrônicos provenientes de um implante coclear, ilustram que o SNC também se adapta à privação auditiva pelo uso das estratégias de compensação.

O desenvolvimento e a manutenção da estabilidade postural é um processo múltiplo de sistemas que não depende apenas da entrada vestibular. As mudanças maturacionais em outros sistemas sensoriais (principalmente visuais e proprioceptivos), processamento do SNC e resposta da coordenação motora são responsáveis pelas mudanças nas habilidades posturais observadas ao longo da adolescência.

A partir da perspectiva de sistemas sensoriais, as crianças mais jovens são dependentes do sistema visual para manter o equilíbrio; à medida que envelhecem, progressivamente elas começam a usar as informações somatossensorial e vestibulares, até atingir a plena maturidade pela idade de dez anos. Da mesma forma, as respostas da coordenação motora e do padrão de marcha alcançam a maturidade como adultos por volta de sete a dez anos de idade (FOUDRIAT *et al.*, 1993; WOOLLACOTT *et al.*, 1989).

Privação auditiva desde o nascimento traz mudanças na plasticidade funcional do SNC. Uma dessas mudanças é a ativação das áreas cerebrais conhecidas por diferentes fontes sensoriais, como ilustrado pelo papel da informação visual, de leitura labial e comunicação de linguagem de sinais (ZATORRE, 2001). Mudanças significativas da plasticidade também ocorrem em pacientes surdos que receberam o IC, como demonstrado pela adaptação auditiva que ocorre devido à modificação do mapa de frequência periférica (SVIRSKY *et al.*, 2004) e pela ativação das áreas cerebrais necessárias para o processamento auditivo. Tecnologias de imagem e testes psicofísicos têm contribuído para a compreensão do papel dessas propriedades da plasticidade do SNC auxiliando na comunicação em indivíduos com deficiências sensoriais (SUAREZ *et al.*, 1999; LAI *et al.*, 1999 e ROSE *et al.*, 1999).

5.2 COMPARAÇÃO GLOBAL DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GC E GE PARA AMOSTRAS INDEPENDENTES

Nas comparações das variáveis do deslocamento do centro de pressão no sentido ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), da velocidade média (V)

e da área 95% da elipse (A95) entre os grupos estudados, observou- em termos de tendências globais, que o GE apresentou valores maiores na maioria das condições experimentais. Sabe-se que quanto maior os valores das oscilações corporais, pior o desempenho na habilidade do equilíbrio. Portanto, de modo geral, traduz-se que as crianças com perda auditiva neurossensorial profunda alcançaram pior desempenho na habilidade do equilíbrio quando comparadas às crianças ouvintes.

Sousa 2006 analisou os parâmetros estabilométricos *root mean square* (RMS), velocidade média (MV), área de balanço (AS) e frequência média (MF) para identificar o desempenho do equilíbrio corporal entre crianças surdas e ouvintes. Nas comparações desses parâmetros estabilométricos constataram-se diferenças altamente significativas entre os grupos em relação aos parâmetros RMS e MF nos protocolos com os pés juntos e olhos abertos (JA) e com os pés juntos olhos fechados (JF); os resultados também demonstraram diferenças estatisticamente significativas em relação ao parâmetro área de balanço de deslocamento do COP em todos os protocolos avaliados. Logo, a área de balanço de deslocamento do COP, foi o parâmetro estabilométrico mais sensível para detectar diferenças entre crianças com perda auditiva neurossensorial e ouvintes.

Sabe-se que a frequência média e velocidade média de deslocamento do COP estão diretamente relacionadas com a manutenção do equilíbrio estático. Já outros parâmetros, como excursão total, raio médio e medidas de áreas, registram a eficiência do sistema de controle (OLIVEIRA *et al.*, 1996; PRIETO *et al.*, 1996).

As crianças com perda auditiva neurossensorial apresentaram maiores valores médios nos parâmetros de deslocamento do COP relacionados à eficiência do sistema de controle postural (A95 = área de 95% da elipse). Logo, as crianças surdas apresentaram aumento das oscilações corporais, quer dizer, menor equilíbrio corporal, quando comparadas às ouvintes da mesma idade e gênero. Desse modo, esses achados colaboraram com outros estudos (RIACH; HAYES, 1987), onde as crianças com perda auditiva neurossensorial conseguiram valores abaixo dos normais para a efetividade sensorial, razão ($p \leq 0.05$). Portanto, os resultados desse estudo corroboraram a ideia de que crianças com perda auditiva neurossensorial podem apresentar déficit de organização sensorial, justificando a realização e o acompanhamento de intervenções futuras (SOUSA *et al.*, 2010; RINE *et al.*, 2004).

Portanto, concordando com estudos anteriores (SOUSA, 2006), neste estudo constatou-se que os parâmetros estabilométricos relacionados à área de

deslocamento do COP demonstraram ser mais sensíveis para evidenciar diferenças na habilidade de equilíbrio entre crianças surdas e com audição normal. Entretanto, divergindo dos achados de outros estudos recentes, onde concluíram que a velocidade média de oscilação do COP foi o parâmetro estabilométrico mais confiável para comparação entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com DA, entre seis e 12 anos de idade, em relação a outros parâmetros tradicionais de avaliação do equilíbrio corporal em diferentes condições de teste na plataforma de força (KEGEL *et al.*, 2010).

Devido à complexidade do controle do equilíbrio, o diagnóstico de um problema de equilíbrio e sua causa específica pode ser difícil. A manutenção do equilíbrio depende da interação de diferentes componentes, incluindo estímulos visuais, vestibulares e proprioceptivos. Utilizando o teste de controle postural, Suarez *et al.* (2007) investigou como as crianças surdas com respostas vestibulares normais e anormais usaram diferentes componentes da informação sensorial no controle postural. As crianças surdas com perdas vestibulares não puderam manter a posição de pé quando a informação visual foi removida e a entrada somatossensorial foi modificada. No entanto, quando a entrada visual e somatossensorial foram ativadas, essas crianças apresentaram valores de controle postural semelhantes aos das crianças surdas com função vestibular normal, bem como aos das crianças ouvintes. Isso sugere um processo de compensação no qual a entrada proprioceptiva, visual e de outros sistemas sensoriais substituíram as informações vestibulares periféricas ausentes. Suarez *et al.* (2007) relataram não efeito do IC na habilidade auditiva do IC unilateral sobre a estratégia da organização sensorial observada: as crianças implantadas não apresentaram diferença significativa no controle postural com o IC ligado e desligado.

Em um estudo foi observado desempenho abaixo do normal em relação ao equilíbrio estático de 49 crianças surdas de sete a 11 anos de idade. Depois de dez dias de treinamento de atividades para melhorar o equilíbrio estático, não houve melhora significativa do desempenho dos sujeitos comparados com o GC; porém, o tempo que eles conseguiram permanecer em um só pé aumentou significativamente. O autor do trabalho sugeriu que investigações adicionais devem ser feitas de forma a esclarecer o papel de programas de exercícios para a melhora do equilíbrio estático (EFFGEN, 1981). Entretanto, outros autores (LEWIS *et al.*, 1985) informaram que a participação de crianças em programa de equilíbrio e de

consciência corporal, resultou na melhora das habilidades de equilíbrio em crianças com PA de seis a oito anos de idade.

Gayle *et al.* (1990) encontraram, em um estudo realizado com 40 crianças (idade média de 10 anos), diferenças significativas no equilíbrio dinâmico de crianças com surdez neurossensorial comparadas com crianças ouvintes, sendo que as ouvintes apresentaram equilíbrio melhor. Esse resultado reflete, provavelmente, que essas crianças surdas não aprenderam ainda a antecipar o desequilíbrio, que pode ocorrer durante o teste de equilíbrio dinâmico. Os autores concluíram, ainda, que não existiram diferenças entre gêneros, no que se refere ao equilíbrio.

Outro estudo avaliou 30 crianças de ambos os gêneros, na faixa etária de dez a 14 anos, sendo um grupo formado por ouvintes e o outro por crianças com perda auditiva neurossensorial. Foi constatado que as crianças com perda auditiva neurossensorial apresentaram déficits na capacidade motora do equilíbrio estático, em comparação com crianças ouvintes (ARAÚJO *et al.*, 2001).

Neste estudo, o deslocamento ântero-posterior do COP mostrou maiores diferenças em relação ao mediolateral, em crianças com perda auditiva neurossensorial, em relação às crianças do GC. Embora as diferenças tenham sido grandes para a variável amplitude de deslocamento do COP, na direção médio-lateral (COPml), foram ainda maiores na direção ântero-posterior (COPap) (Figura 14). Esses resultados ocorreram pelo fato de que, no sentido ântero-posterior, a primeira resposta ocorre pela ação do tornozelo, depois dos joelhos e por fim do quadril; já no sentido médio-lateral, a resposta ocorre apenas pelo quadril (MOCHIZUKI *et al.*, 2006). Como o corpo humano possui maior número de graus de liberdade na direção ântero-posterior, é de se esperar que as oscilações do COP nesse sentido sejam maiores. Já na direção médio-lateral, como o grau de liberdade do corpo é menor; as oscilações corporais tendem a ser menores.

Resultados de estudos anteriores sugeriram que as crianças com perda auditiva neurossensorial e disfunções vestibulares simultâneas, participantes de intervenções com exercícios, melhoraram a organização sensorial do controle postural e retiveram o atraso no desenvolvimento motor progressivo (RIVAL *et al.*, 2005; RIACH; HAYES, 1987). A identificação do déficit na organização sensorial na pré-intervenção melhora ou aumenta os valores encontrados após as intervenções associadas ao sistema somatossensorial e a visão, sugerindo que essa melhora

contribuiu para o aumento no nível do desenvolvimento motor (SOUSA *et al.*, 2010; RIVAL *et al.*, 2005; RINE *et al.*, 2004).

Potter *et al.* (1984) observaram pequena diferença entre os grupos, a favor dos ouvintes; os autores comentaram que, provavelmente, as crianças surdas aprenderam a compensar o déficit vestibular com os outros órgãos responsáveis pelo equilíbrio e esse fato explicaria essa pequena diferença encontrada entre os dois grupos.

Rine *et al.* (2000) estudaram o desenvolvimento motor global e a função vestibular em um grupo de crianças com dois a sete anos de idade com SNHL. Eles mediram a duração do nistagmo após a estimulação rotatória para avaliar a função vestibular, e realizaram repetição dos testes motores e o exame vestibular em um subgrupo de crianças. Esses autores concluíram que crianças com SNHL e hipofunção vestibular simultâneas tendem a mostrar atraso progressivo do desenvolvimento motor global, e que os testes pós-rotatório do nistagmo normal tem excelente sensibilidade para a identificação de crianças com maior probabilidade de apresentar o desenvolvimento motor normal. Eles recomendaram testar a hipofunção vestibular em crianças com SNHL o mais cedo possível, nos anos pré-escolares, assim o tratamento poderia ser instituído em tempo hábil.

Um estudo transversal demonstrou que crianças com DA e com déficits da organização sensorial apresentaram piores desempenho no equilíbrio e nas habilidades motoras em muitas áreas (CROWE; HORAK, 1988).

Ao examinarem o desempenho motor de crianças surdas de uma escola elementar foi constatado que crianças com DA apresentaram significativamente problemas motores definitivos do que a amostra normal (HARTMAN *et al.*, 2011).

O teste de Romberg não é suficientemente sensível para diagnosticar a maioria dos casos de disfunção vestibular. O teste de organização sensorial da posturografia dinâmica serve para identificar a área do déficit e auxiliar na programação das estratégias para reabilitação (RINE *et al.*, 2000; TSUZUKU; KAGA, 1992).

Alguns autores têm defendido a determinação da disfunção vestibular em crianças congenitamente surdas para a elaboração de um programa de reabilitação déficit específica (HUYGEN *et al.*, 1993; TSUZUKU; KAGA, 1992; HORAK *et al.*, 1988).

Outros fatores avaliados nas comparações desta pesquisa foram o efeito da privação visual e a modificação da base de suporte. Na análise descritiva, de modo

geral, observou-se que o grupo as crianças com perda auditiva neurossensorial demonstraram, para a maioria das variáveis estabilométricas do equilíbrio corporal analisadas, maiores oscilações do COP em relação às crianças do GC. Na análise inferencial dos dois grupos independentes, para as comparações realizadas, duas variáveis estabilométricas apresentaram diferenças significativas, COPap na condição BAOF ($Z=-2,05$ e $p=0,04$) e A95 na condição BFOA ($Z=-2,56$ e $p=0,01$). Como quanto maior os valores das oscilações corporais pior é o desempenho na habilidade do equilíbrio, constatou-se que as crianças com perda auditiva neurossensorial profunda alcançaram pior desempenho na habilidade do equilíbrio especificamente nessas duas condições experimentais.

No estudo de Faquin *et al.* (2005) também ficou evidente a importância da dependência visual nas crianças estudadas, principalmente na posição unipodal, ou seja, em relação à manipulação da base de suporte. Neste estudo foram observadas diferenças estatisticamente significativas com a utilização ou falta das informações visuais. Isso remete também a influência dos outros sistemas responsáveis pelo equilíbrio corporal, uma vez que, quando não há possibilidade de utilização da visão, os sistemas somatossensorial e vestibular são mais exigidos.

Em relação ao desempenho inferior das crianças com perda auditiva neurossensorial, cabe ressaltar que a retirada da pista visual (olhos fechados) e a manipulação da base de suporte (pés juntos, afastados) comprometem ainda mais a manutenção do equilíbrio dessas crianças, uma vez que, provavelmente, já possuam disfunção vestibular. A visão torna-se fator importante no controle do equilíbrio de crianças pequenas, porém, na ausência da referência visual, os demais sistemas responsáveis pelo equilíbrio (somatossensorial e vestibular) vão refinando sua capacidade de resposta de modo a auxiliar no controle do equilíbrio.

A maturação do sistema vestibular é responsável pela estabilização dos olhos, cabeça e corpo no espaço que ajuda a manter postura ereta. O sistema vestibular é composto por duas partes: (i) o sistema ocular vestibular, que mantém a estabilização visual, (ii) o sistema vestibulo-espinhal, que é responsável pela orientação do corpo no espaço e a manutenção do tônus postural, que é necessário para a aquisição dos marcos do desenvolvimento motor. Foi documentado que é normal para um ser humano possuir determinado grau de controle postural para várias faixas etárias e de ambos os gêneros. No entanto, a criança imita o padrão de controle postural do adulto com idade de sete a dez anos. De acordo com a

perspectiva, dos sistemas sensoriais, as crianças jovens dependem do sistema visual para manter o equilíbrio. À medida que as crianças envelhecem, há progressiva predominância dos sistemas somatossensorial e vestibular (FONDRIAT, 1993; FORSSBERG; NASHNER, 1982).

Pesquisas têm demonstrado que indivíduos com disfunção vestibular apresentam maior dependência visual e, portanto, ao fechar os olhos, demonstraram maiores oscilações corporais, ou seja, pior desempenho do equilíbrio corporal (RIVAL *et al.*, 2005; RINE *et al.*, 2004).

Com base nos achados do presente trabalho, não houve diferenças significativas na condição experimental BFOF (retirada da pista visual com maior solicitação do sistema somatossensorial) para os parâmetros estabilométricos analisados, fato não esperado, uma vez que com os olhos fechados e base modificada, estudos anteriores registraram aumento das oscilações corporais (SUAREZ *et al.*, 2007). Como os protocolos das situações experimentais foram sempre executados em uma ordem fixa: BAOA; BAOF, BFOA e BFOF, pode-se sugerir que nessa sequência o protocolo com os olhos fechados poderia ter sido favorecido por um tipo “aprendizado” ou maior “intimidade” com o método (GOLDIE *et al.*, 1992).

Logo, com base nos resultados do presente estudo, pode-se afirmar que o grupo dos ouvintes apresentou melhor desempenho do equilíbrio corporal em relação ao grupo das crianças com perda auditiva neurossensorial. Esse fato está relacionado, possivelmente, com esse tipo de surdez, uma vez que essas crianças podem apresentar, concomitantemente, alterações de equilíbrio causadas pelo déficit na quantidade e/ou qualidade das informações provenientes do aparelho vestibular (SUAREZ *et al.*, 2007; RINE *et al.*, 2004; ANGELI, 2003; EFFGEN, 1981).

O déficit da organização sensorial encontrado em crianças surdas (e com possíveis disfunções vestibulares) pode evidenciar relação entre os déficits motores e as disfunções vestibulares, sugerindo, portanto, que as intervenções deveriam focalizar a melhora da efetividade da visão e do sistema somatossensorial (RINE *et al.*, 2004; SOUSA *et al.*, 2006).

Investigações relacionadas ao desenvolvimento ontogênico do equilíbrio estático demonstraram diminuição na variação da amplitude e na velocidade dos deslocamentos do COP, que ilustraram melhora da estabilidade postural com a idade (WINTER, 1990). Esses resultados mostraram que as crianças mais jovens

empregaram velocidade alta, levando-as a fazer correções grandes e rápidas, principalmente dos deslocamentos do COP. No estudo de Rine *et al.* (2004), ao redor dos oito anos de idade foi observado período crítico, no qual as crianças pareciam ter dificuldade para minimizar a magnitude e/ou por gastar muito tempo próximo à média do COP; considerando que a quantidade de atividade requerida diminuía pelo aumento da amplitude e a diminuição da velocidade dos deslocamentos do COP.

Também foi observado que as crianças mais velhas reduziram ambas a amplitude e a velocidade do deslocamento do COP, diminuindo a amplitude das excursões máximas do COP e/ou aumentando o tempo utilizado próximo à média do COP. Esse padrão pode ser interpretado como uma mudança da velocidade para uma estratégia de precisão (RIVAL *et al.*, 2005).

Durante a infância, o que ocorre é um aprimoramento dos padrões de controle postural, para a realização das atividades da vida diária. A função do exercício físico desenvolvido nessa fase do desenvolvimento seria incorporar e automatizar certas habilidades, devido à estimulação da estrutura neuromuscular, que é essencial para o controle postural. Para Gallahue *et al.* (2005), a maturação dos sistemas controladores da postura atinge o estágio final por volta de oito a 12 anos de idade.

Sabe-se que o equilíbrio corporal é uma habilidade passível de ser desenvolvida e aperfeiçoada por meio de experiências corporais e que um trabalho de desenvolvimento motor com crianças com perda auditiva neurossensorial não requer grandes adaptações. Portanto, como as crianças com surdez podem desenvolver estratégias posturais para superar ou compensar as dificuldades do equilíbrio corporal, seria importante que avaliações e treinamentos específicos fossem incorporados no dia-a-dia das escolas e instituições que atendem essa população, procurando melhorar o desempenho da habilidade do equilíbrio nessas crianças com perdas auditivas neurossensoriais, buscando adequar ou aprimorar seu desenvolvimento motor e sua qualidade de vida.

Bankoff (2007) menciona que outro fator importante para treinar ou aperfeiçoar o equilíbrio corporal ao longo da vida seria desenvolver algumas tarefas e atividades sem o auxílio do campo visual, começando desde criança. O mesmo autor também menciona que para proteger o sistema vestibular, seria importante aliviar o *stress* e as tensões localizadas na região cervical e na face.

Neste estudo, o nível de atividade física diária nas crianças foi controlado para todos os participantes, e esse fato pode influenciar na experiência motora e conseqüentemente nos resultados do equilíbrio postural nessas crianças.

Foram realizadas comparações entre os grupos estudados, com N iguais (N=43), onde se constatou que o poder do teste aumentou um pouco, passando a marcar de duas diferenças para três diferenças; logo, esses resultados mostraram que o teste melhora em eficiência quando os N são iguais. Portanto, sugere-se, sempre que possível, adotar protocolos com N emparelhados, ou, melhor ainda, utilizar protocolos com grupos dependentes, de forma que as comparações sejam pareadas, ou seja, repetidas para os mesmos indivíduos em duas condições experimentais.

Foram realizadas comparações dos gêneros intra e inter grupos. Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas nas comparações realizadas entre os gêneros quando os grupos foram analisados separadamente no GC e no GE; logo, concordaram com estudos anteriores (SOUSA 2006; BAKER *et al.*, 1998; HAGEMAN *et al.*, 1995; GAYLE *et al.*, 1990), enquanto outros têm afirmando o contrário (FIGURA *et al.*, 1991; RIACH; HAYES, 1987).

5.3 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N DESIGUAIS 57X21X22)

Na análise descritiva, para comparações dos três grupos, os resultados demonstraram que as crianças com audição normal apresentaram melhor desempenho do equilíbrio corporal em relação às crianças surdas, usuárias ou não de IC. Na comparação global dos três grupos analisados, usando o teste ANOVA, a variável A95, na condição experimental BFOA, apresentou diferenças significativas em relação ao desempenho do equilíbrio corporal entre os grupos ($p=0,021$) e $H((2,N=100)=7,746)$. O *post hoc* de *Kruskal-Wallis* confirmou as diferenças significativas entre GIC e GC ($p=0,019$) (Figura 18 e 19).

Esses resultados sobre o desempenho da habilidade do equilíbrio apoiaram estudos anteriores, onde crianças surdas apresentaram disfunções do equilíbrio

corporal e atrasos motores em comparação com seus pares ouvintes (SCHLUMBERGER *et al.*, 2004; SAVELSBERGH *et al.*, 1991; SIEGEL *et al.*, 1991; WIEGERSMA; VAN DER VELDE, 1983). Não está claro se essas diferenças se devem ao funcionamento auditivo ou a outros efeitos das etiologias da perda auditiva. No entanto, esses achados das disfunções dos déficits do equilíbrio corporal, que podem estar associados aos atrasos motores em crianças surdas, estão em contraste com outros resultados apresentados por Kutz *et al.* (2003) e Horn *et al.* (2005). Uma possível causa dessas diferenças nos resultados pode ser os diferentes tipos de instrumentos de teste utilizado para mensurar o equilíbrio corporal e as habilidades motoras que poderiam repercutir sobre o desenvolvimento motor.

No estudo de Kutz *et al.* (2003) e Horn *et al.* (2005), o desenvolvimento motor foi avaliado pela *Escala Vineland Adaptive Comportamental*, que consiste no formato de entrevista em que os pais ou cuidadores das crianças respondem a perguntas sobre habilidades de vida diária, socialização, comunicação e habilidades motoras. Conforme Horn *et al.* (2006) sugeriram, em estudo posterior, esse teste é bastante grosseiro e possivelmente tendencioso por parte das pessoas que respondem aos itens. No presente estudo, o tempo de privação sensorial das crianças usuárias de implante coclear foi em média de $4,45 \pm 1,31$ anos e a idade média foi de $8,79 \pm 1,18$ anos (Figura 13). Sabe-se que para crianças surdas mais velhas e que experimentaram longos períodos de privação auditiva pode ser esperado que demonstrem desenvolvimento motor mais atrasado do que jovens crianças surdas com períodos mais curtos da entrada auditiva limitada. Horn *et al.* (2006) encontraram evidências para essa hipótese: motricidade fina, em contraste com a coordenação motora grossa, tendeu a ser mais tardia quando as crianças surdas pré-linguais ficaram mais velhas.

Abramides *et al.* (2009) fizeram extensa revisão sobre temas relacionados à função vestibular até maio de 2008, onde relataram que a maior parte dos autores realizou estudo prospectivo partindo da observação de pacientes submetidos ao IC que apresentaram alguma queixa relacionada ao equilíbrio corporal durante sua evolução. Os autores utilizaram diferentes critérios de avaliação da função vestibular, desde questionários como o DHI (*Dizziness Handicap Inventory*), ABC (*Activities specific Balance Confidences*); eletroneistagmografia (ENG), videooculografia (VNG), uso de plataformas de força, posturografia dinâmica

computadorizada (PDC), prova rotatória pendular decrescente (PRPD), manobra de *Dix-Hallpike* e até critérios para doença de Ménière.

Esses mesmos autores também relataram que outra dificuldade encontrada foi agrupar os estudos em torno de um ponto comum, uma vez que apresentavam objetivos diversos. Buchman *et al.* (2004) foram os únicos autores a utilizarem a ENG, PDC, PRPD e DHI em conjunto, e a apresentarem estudo completo e confiável a respeito da função vestibular pré e pós-IC. Os critérios de avaliação foram os mesmos antes e após as intervenções cirúrgicas, exceção feita para Bonucci, que utilizou as provas calóricas à água no pré-operatório e o ar no pós-operatório; o que dificulta a análise dos resultados de maneira adequada e fidedigna.

Abramides *et al.* (2009) encontraram evidências clínicas de que o IC é capaz de interferir na função vestibular. O tipo de alteração funcional é balizado por fatores anatômicos, pela predisposição individual ao padrão de estímulo produzido pelo IC e ainda pela capacidade plástica do sistema neural de cada indivíduo.

Com base nas considerações mencionadas, o IC pode ter um resultado negativo sobre o desempenho motor de crianças surdas causado por lesão vestibular e problemas associados com a estabilidade postural. Portanto, uma melhor compreensão se o IC afeta, significativamente ou não, a função motora é importante para o aconselhamento pré-operatório e a reabilitação após o implante. Logo, torna-se fundamental investigar as possíveis consequências do IC sobre as habilidades do equilíbrio em crianças surdas.

Portanto, recomenda-se frequentar escolas ou instituições que forneçam serviços de intervenção precoce por meio de programas de atividades físicas específicas para minimizar possíveis disfunções do equilíbrio corporal nas crianças com deficiência auditiva usuárias e não usuárias do IC; para aperfeiçoar habilidades motoras importantes para um desenvolvimento motor mais adequado.

Cabe ressaltar que as crianças deste estudo eram alunos do CEAL-LP e tiveram acesso a esse tipo de programa de intervenção precoce antes dos três anos de idade, com atendimentos estruturados e realizados por fisioterapeuta e educadores físicos nas áreas de psicomotricidade, reorganização sensorial e estimulação aquática.

5.4 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS ENTRE O GRUPO CONTROLE, GRUPO DE NÃO-USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR E GRUPO DE USUÁRIOS DE IMPLANTE COCLEAR (N IGUAIS 20X20X20)

Há ampla evidência de que crianças com perda auditiva neurosensorial profunda apresentam concorrentes déficits motores e do equilíbrio (RAJENDRAN; ROY, 2011). No entanto, há escassez em investigações das intervenções sobre os déficits do equilíbrio e do desempenho motor em crianças com DA. Nesta pesquisa, não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo de implantados e não implantados, embora houvesse tendência não significativa das crianças surdas usuárias de IC (GIC) apresentarem em média maiores valores de oscilação corporal em comparação aos encontrados para crianças não usuárias de IC (GNIC).

Isso levou à identificação de diferenças significativas entre o grupo dos ouvintes e o grupo de crianças usuárias de IC que não se mantiveram em relação à comparação entre o grupo dos ouvintes e o grupo de crianças surdas não usuárias de IC. Portanto, com relação ao impacto do IC sobre o desempenho da habilidade do equilíbrio, as diferenças encontradas acentuaram a necessidade de mais pesquisas nessa área do conhecimento.

Na análise descritiva para comparações dos três grupos dependentes, com 20 crianças para cada um dos grupos, constatou-se que ao utilizar o grupo controle como referência houve tendência dos grupos GNIC e GIC a apresentarem valores maiores dos parâmetros estabíloométricos, tendência também encontrada nas comparações globais dos grupos independentes.

Na análise inferencial constatou-se que quatro condições experimentais apresentaram diferenças significativas entre os grupos quando as amostras foram pareadas, apontadas pelo teste *ANOVA*, e posteriormente confirmadas pelo *post hoc* de *Kruskal-Wallis* (Tabela 8).

O teste *ANOVA* e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* demonstraram que a variável A95 apresentou diferenças significativas entre as crianças com audição normal e o grupo de usuário de IC ($p=0,04$, $H=6,44$ e nível $p=0,04$) na condição experimental base aberta olhos abertos (Figura 23).

Na condição experimental base aberta olhos fechados, o teste *ANOVA* e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* mostraram que a variável COPap apresentou diferenças significativas entre as crianças ouvintes e as crianças usuárias de IC ($p=0,01$, $H=9,33$ e nível $p=0,01$) (Figura 24).

A velocidade média de deslocamento do COP apresentou diferenças significativas entre os ouvintes e as crianças com perda auditiva neurosensorial profunda e usuários de IC ($p=0,02$, $H=8,06$ e nível $p=0,03$) na condição experimental BFOA segundo o teste *ANOVA* e foram confirmadas pelo *post hoc* de *Kruskal-Wallis* (Figura 25).

Na condição experimental base fechada olhos abertos o teste *ANOVA* e o *post hoc* de *Kruskal-Wallis* mostraram que a variável A95 apresentou diferenças significativas entre as crianças ouvintes e as crianças com IC ($p=0,01$, $H=10,09$ e nível $p=0,01$) (Figura 26).

Tais resultados corroboraram os achados do estudo de Gheysen *et al.* (2008), no qual investigaram as consequências do implante coclear nas capacidades motoras das crianças surdas, onde encontraram que as crianças surdas usuárias de IC não alcançaram melhor desempenho no equilíbrio e nas habilidades motoras em comparação com as crianças não-usuárias de IC.

Kegel *et al.* (2010) ressaltaram que crianças com deficiência auditiva apresentaram maiores riscos de déficits nas habilidades motoras e do equilíbrio quando comparadas com crianças com desenvolvimento típico. Foram avaliadas 53 crianças com desenvolvimento normal e 23 crianças com DA, entre seis e 12 anos de idade, sem disfunções neuromotoras ou ortopédicas. Todas as crianças realizaram três testes na plataforma de forças e quatro testes de equilíbrio funcional. Os autores demonstraram que as crianças com DA apresentaram mais dificuldades nas tarefas do equilíbrio em comparação com as crianças com desenvolvimento normal quando as informações sensoriais foram eliminadas ou perturbadas.

Schlumberger *et al.* (2004) demonstraram que crianças ouvintes obtiveram melhor desempenho do equilíbrio corporal quando comparadas às crianças com surdez. No entanto, quando o equilíbrio foi comparado separadamente nas crianças menores e maiores de sete anos de idade, o grupo dos ouvintes alcançou melhor equilíbrio corporal do que as crianças com surdez sem IC; entretanto, não foi encontrada diferença significativa entre o grupo dos ouvintes e das crianças com IC em qualquer faixa etária. Schlumberger *et al.* (2004) sugeriram que o atraso motor

encontrado nas crianças surdas poderiam ser atribuído à privação auditiva. Além disso, eles alegaram que a entrada auditiva danificada deve ser restaurada o mais cedo possível porque um IC precoce pode melhorar a habilidade não-verbal (motora).

Embora não possa ser demonstrado que crianças com IC diferem claramente de crianças sem IC sobre o desempenho do equilíbrio corporal, pode-se afirmar que as crianças do GIC, certamente, não obtiveram melhor desempenho do que as crianças do GNIC. Um fator que pode ter contribuído para a ausência de qualquer efeito significativo do IC é o tamanho reduzido da amostra. Vinte crianças em cada um dos grupos de surdos são relativamente baixos números e, assim, pode ter limitado o poder dos testes estatísticos. Não é inconcebível que uma amostragem mais ampla poderia encontrar diferenças significativas entre crianças usuárias e não-usuárias de IC.

Supõe-se que o elevado tempo de privação sensorial e a implantação tardia das crianças pertencentes ao GIC, primeiros beneficiados pelo Programa Aprendendo a Escutar (PAE) do CEAL-LP, representam fatores que poderiam ter contribuído para pior desempenho da habilidade do equilíbrio corporal entre os grupos GIC e GC.

Embora as razões para as diferenças levantadas neste estudo e na investigação de Schlumberger *et al.* (2004) não sejam totalmente evidentes, as diferentes características da deficiência auditiva entre os grupos participantes, como por exemplo: tempo de uso do IC, etiologia da perda auditiva, tipos de instrumentos dos dispositivos do IC e os procedimentos cirúrgicos, podem ser considerados como fatores importantes. No estudo de Schlumberger *et al.* (2004), as crianças não-usuárias de IC tinham significativamente mais baixos escores de QI, e obtiveram desempenho inferior nas tarefas visuais. Assim, pode-se supor que esses fatores contribuíram para os resultados observados. No presente estudo, foram adotadas diversas recomendações de estudos semelhantes e recentes para evitar possíveis vieses de confundimento já descritos anteriormente. Cabe ressaltar que todas as crianças participantes da amostra apresentaram perda auditiva neurossensorial profunda bilateral, entre as quais, algumas crianças eram usuárias de IC unilateral e outras usuárias de AASI. Mesmo assim, fatores associados às características da deficiência auditiva podem ter influenciado os resultados, uma vez que se constatou alta variabilidade no grupo de crianças surdas não-usuárias de implante coclear, quando comparada com o GIC.

Buchman *et al.* (2004), por meio de dados subjetivos, utilizaram o *Dizziness Handicap Inventory* (DHI), um questionário aplicado aos pacientes sobre a função do equilíbrio e de auto-avaliação, e não encontraram diferenças significativas quando comparadas as pontuações dos pacientes no pré e pós-operatório de um mês, quatro meses, um ano, e períodos de dois anos. Isso contrastou com o estudo realizado por Steenerson *et al.* (2001), que entrevistou pacientes após o IC e descobriu que 74% desses (35/47) relataram novos sintomas de vertigem ou desequilíbrio. Mais recentemente, Enticott *et al.* (2006), utilizando o mesmo questionário DHI, constataram que 32% (47/146) dos pacientes relataram significativas perturbações vestibulares após a cirurgia do IC.

Da mesma forma, Fina *et al.* (2003) usaram uma avaliação dos sintomas e constataram que 39% (29/75) dos pacientes relataram tonturas. Kubo *et al.* (2001) e Ito (1998) realizaram estudos semelhantes, e indicaram que 49% (46/94) e 47% (26/55) dos pacientes, respectivamente, relataram tonturas após o implante.

Por meio da posturografia dinâmica computadorizada (PDC), ensaios clínicos mais objetivos têm sido utilizados para avaliar as mudanças na função vestibular após o implante coclear, e também têm mostrado resultados variados. Steenerson *et al.* (2001) avaliaram as medidas da estabilidade postural no pré-operatório e pós-operatório com PDC e relataram que 68% (32/47) dos pacientes passaram a ter resultados anormais após o IC (STEENERSON *et al.*, 2001). Contrariamente a esse estudo, Buchman *et al.* (2004), também utilizando PDC em seis pacientes, avaliaram o equilíbrio corporal antes e depois do IC e relataram melhorias com um mês, quatro meses, um ano, e nos intervalos de dois anos, tanto com o dispositivo *on* e *off*.

As investigações dos efeitos do IC no sistema vestibular pediátrico têm mostrado que crianças com perda auditiva profunda apresentaram melhorias significativas na aquisição da fala e linguagem, quando implantados em uma idade adiantada, comparada ao uso de aparelhos de amplificação convencionais (DETTMAN *et al.*, 2007; NICHOLAS; GEERS 2006; WALTZMAN; ROLAND, 2005; OSBERGER *et al.*, 1993). Isso resultou em crianças que receberam IC em idades muito menores, inclusive com idade inferior a um ano (DETTMAN *et al.*, 2007; WOLFE *et al.*, 2007; WALTZMAN; ROLAND, 2005).

Como as crianças estão sendo implantadas precocemente, bem antes do que elas possam ficar de pé ou caminhar, é importante determinar se existe risco

maior para a disfunção vestibular na população pediátrica. Buchman *et al.* (2004) constataram que das 22 crianças com idades entre dois e 16 anos, que foram testadas, aproximadamente 70% tinham respostas ausentes ou de baixa intensidade no pré-operatório na orelha implantada, em comparação com os 25%-30% dos adultos que apresentavam ausência ou baixa intensidade das respostas. Buchman *et al.* (2004) concluíram que as crianças estavam em menor risco dos efeitos vestibulares do IC do que pacientes adultos.

Jin *et al.* (2006) examinaram a função sacular de crianças com IC usando potenciais evocados miogênicos vestibulares (VEMP) e encontraram que seis das 12 crianças apresentaram VEMP normal no pré-operatório. No pós-operatório, uma criança apresentou diminuição na amplitude VEMP e 11 não mostraram resposta do VEMP com o aparelho desligado, enquanto que três dos 11 apresentaram resposta do VEMP com o dispositivo ligado. Futuros estudos examinando a função vestibular de crianças com graves perdas auditivas profunda ajudariam a determinar os riscos para o sistema vestibular em crianças submetidas ao IC. Futuras pesquisas também precisam examinar os efeitos iniciais e no longo prazo do IC no equilíbrio funcional das crianças menores.

Recente estudo avaliou a incidência das disfunções do equilíbrio estático e dinâmico em um grupo de crianças com perda auditiva neurosensorial profunda, usuárias de IC. O estudo utilizou o teste *Bruininks-Oseretsky of Motor Proficiency 2* (BOT2) em um subteste do equilíbrio corporal, onde encontraram diferenças significativas na função do equilíbrio nas crianças com perda auditiva neurosensorial com implante coclear, em comparação com os controles pareados por idade (CUSHING *et al.*, 2008).

Do mesmo modo, Suarez *et al.* (2007), utilizando o teste de controle postural para avaliar o equilíbrio entre crianças com DA e crianças com audição normal, descobriram que as crianças ouvintes apresentaram desempenho significativamente melhor em comparação com as crianças com perda auditiva neurosensorial. Os resultados desse estudo sugeriram que, em geral, as crianças surdas utilizaram informações visuais e somatossensoriais para manter o equilíbrio e a ativação do IC unilateral não teve efeito no controle do equilíbrio.

Embora estudos recentes contribuam com grandes avanços para comparações dos resultados entre crianças usuárias de IC e crianças ouvintes, as mudanças longitudinais na capacidade de equilíbrio antes e depois da implantação

em crianças pequenas ainda não foram avaliadas adequadamente. Um aspecto interessante que esses estudos têm começado a adotar é o uso das medidas do equilíbrio funcional (BAUDHUIN, 2010).

Atuais testes clínicos da função vestibular utilizados para avaliar pacientes com IC nos estudos acima têm certas limitações, pois esses testes não podem avaliar com precisão as dificuldades funcionais que os pacientes com tonturas enfrentam (LOUGHRAN *et al.*, 2006; PEREZ *et al.*, 2003; JACOBSON; CALDER, 2000; ROBERTSON; IRELAND, 1995). Uma opção alternativa para os testes são aqueles utilizados por fisioterapeutas. Essas avaliações podem ser medidas mais concretas da incapacidade real de um paciente e o risco de quedas para o padrão de exames laboratoriais vestibulares.

Os testes funcionais do equilíbrio foram originalmente desenvolvidos para determinar o risco de quedas em idosos, mas atualmente também são usados para pacientes com disfunção vestibular para medir o progresso durante a terapia. Essas avaliações incluem testes padrão do equilíbrio como o *Timed Up and Go* (TUG), o *Dynamic Gait Index* (DGI) e *Berg Balance Scale* (BBS). Muitos médicos também usam testes do equilíbrio estático, a exemplo do clássico teste de Romberg, o *tandem* Romberg, a postura única e a posição paralela em espuma, cada um com e sem informação visual na avaliação dos pacientes que apresentam queixa de tontura ou desequilíbrio.

Esses testes avaliam a capacidade de manter determinada posição no espaço com entrada somatossensorial e visual alterada e podem ser uma medida mais sensível para detectar a disfunção vestibular. Cabe ressaltar que esses testes funcionais podem servir como uma boa alternativa quando o equipamento de teste vestibular não está disponível ou quando a realização de exames em crianças bem menores não é possível.

Baudhuin (2010) realizou estudo prospectivo para avaliar os efeitos do implante coclear unilateral ou bilateral sobre o desempenho do equilíbrio funcional e a percepção da tontura em crianças e adultos. Os testes do equilíbrio estático e dinâmico usados foram adotados por serem simples e fáceis para avaliar o equilíbrio funcional. O *tandem* Romberg com os olhos fechados e a posição paralela com espuma demonstraram alterações significativas nos dados de todo o grupo depois do IC.

Cabe ressaltar que os testes mencionados não são medidas padrão para a função vestibular, mas são avaliações clínicas utilizadas principalmente por fisioterapeutas e foram desenvolvidos para avaliar a função do equilíbrio e o risco de quedas. Os paradigmas desses testes poderão servir para avaliar com rapidez e facilidade a função do equilíbrio em crianças e adultos, no entanto, são necessárias mais pesquisas para determinar sua validade e confiabilidade.

Deficiência auditiva na infância é um problema de escala mundial que causa a limitação mais grave que se pode abater sobre uma criança, uma vez que impede o seu desenvolvimento ideal. Essa deficiência tem de ser vista como uma condição multifacetada, levando-se em consideração a variedade de fatores que determinam os efeitos da DA sobre o desenvolvimento infantil. O foco da avaliação e do tratamento dessas crianças destina-se primariamente sobre o desenvolvimento da linguagem; entretanto, o desenvolvimento global também deverá ser monitorado pelos profissionais que atuam na área de saúde auditiva (RAJENDRAN; ROY, 2011).

Desse modo, a fim de minimizar os efeitos adversos da DA sobre o desenvolvimento global, além do acompanhamento das disfunções auditivas, torna-se crucial a realização dos exames de rastreio e intervenções adequadas para possíveis déficits do equilíbrio e motores; de modo a garantir a detecção precoce dessas disfunções, que frequentemente não são percebidas ou são subestimadas. Portanto, é importante reavaliar a função motora nessas crianças durante o curso de sua infância a fim de assegurar intervenção precoce apropriada (RAJENDRAN; ROY, 2011; SOUSA *et al.*, 2006).

Identificação precoce e intervenção imediata da deficiência auditiva na infância são cruciais para melhor reabilitação. Disfunções vestibulares relacionadas ao déficit e a eficácia da intervenção terapêutica para esse tipo de DA em crianças começaram a ser documentadas recentemente (RINE, 2004).

Vários pesquisadores recomendaram testes vestibulares do controle postural, da função motora, e questionários da qualidade de vida para crianças com perda auditiva neurossensorial (RAJENDRAN; ROY, 2011; KEILMANN *et al.*, 2007; SOUSA *et al.*, 2006; RINE *et al.*, 2004).

A documentação relacionada à avaliação do equilíbrio, déficits motores e dos questionários da qualidade de vida dessas crianças não foi incluída nos programas educacionais para crianças com DA, a não ser que óbvios distúrbios neurológicos ou ortopédicos sejam diagnosticados (RAJENDRAN; ROY, 2011).

Sabe-se que os professores e os pais dessas crianças, frequentemente, relataram incoordenação e déficits do equilíbrio que podem prejudicar o desempenho motor ideal da criança (BUTTERFIELD, 1986).

Estudos recentes reforçaram a perspectiva de que as avaliações detalhadas do equilíbrio, das habilidades motoras e do *Health Related Quality of Life* (HRQOL) devam ser incluídos como parte da avaliação clínica de rotina, bem como nos programas educacionais para crianças deficientes auditivos (RAJENDRAN; ROY, 2010). Como afirmado por Dummer *et al.* (1996), se essas crianças forem providas de oportunidades apropriadas para a prática, elas podem adquirir as habilidades motoras fundamentais na mesma sequência e aproximadamente na mesma proporção que seus pares normais.

6 CONCLUSÃO

Em termos de tendências globais, na comparação dos parâmetros estabilométricos entre os grupos controle e experimental, constatou-se que o GE, apresentou valores maiores nas oscilações corporais. Portanto, de forma geral, o desempenho no teste de equilíbrio, quantificado pela plataforma de força, demonstrou que as crianças com perda auditiva neurosensorial profunda alcançaram pior desempenho na habilidade do equilíbrio quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico.

Na análise inferencial para as comparações realizadas entre GC e GE, para amostras independentes, duas condições experimentais demonstraram diferenças significativas: COPap em BAOF ($Z=-2,05$ e $p=0,04$) e A95 em BFOA ($Z=-2,56$ e $p=0,01$). Logo, constatou-se que as crianças com deficiência auditiva profunda apresentaram maior dificuldade de controle postural na postura ereta quieta, quando comparadas com crianças ouvintes, nessas duas condições experimentais.

Neste estudo, evidenciou-se que a área de 95% da elipse de deslocamento do COP demonstrou ser mais sensível para detectar diferenças entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com deficiência auditiva, usuárias ou não usuárias de implante coclear, com idade entre sete e dez anos, em relação a outros parâmetros estabilométricos considerados para avaliação do equilíbrio corporal em diferentes condições de teste na plataforma de forças. Constatou-se que a variável área de 95% da elipse do COP foi sensível para marcar diferenças entre crianças do GIC e do GC.

Na presente pesquisa, quando comparados os gêneros feminino e masculino, intragrupo e intergrupos, em todas as condições experimentais, os resultados não mostraram diferenças significativas para a maioria das variáveis. Dessa forma, optou-se por agrupar meninos e meninas e realizar as comparações entre o GC e GE.

Da mesma forma, nas comparações entre crianças surdas com e sem implante coclear, em todas as condições experimentais, também não foram encontradas diferenças significativas entre GIC e GNIC, para a maioria das variáveis. Assim, as crianças com DA foram agrupadas e formaram o GE.

Nas comparações para amostras independentes, dos parâmetros estabilométricos entre o grupo controle (GC), o grupo de não-usuários de IC

(GNIC) e o grupo de usuários de IC (GIC), os resultados demonstraram que crianças com desenvolvimento típico e audição normal, de modo geral apresentaram melhor desempenho do equilíbrio postural em relação às crianças surdas, usuárias ou não de IC.

Na análise descritiva para comparações dos três grupos dependentes (pareados), com 20 crianças para cada um dos grupos, constatou-se que ao utilizar o GC como referência houve uma tendência dos grupos GNIC e GIC de apresentarem valores maiores dos parâmetros estabilométricos, tendência também encontrada nas comparações globais dos grupos independentes.

Na análise inferencial para comparações dos três grupos pareados, constatou-se que quatro condições experimentais apresentaram diferenças significativas entre o grupo de ouvintes (GC) e de crianças com perda auditiva neurossensorial profunda, usuárias de IC (GIC): a variável A95 na condição experimental BAOA; a variável COPap na condição experimental BAOF; a variável V na condição experimental BFOA e a variável A95 na condição experimental BFOA.

Foram realizadas comparações entre os grupos GC e GE, com N iguais (N=43), onde se constatou que o poder do teste aumentou, passando a marcar de duas diferenças para três diferenças; logo, esses resultados mostraram que o teste melhora em eficiência quando os N são iguais. Portanto, sugere-se, adotar protocolos com N emparelhados, ou, melhor ainda, utilizar protocolos com grupos dependentes, de forma que as comparações sejam pareadas.

Em relação à tendência de um desempenho inferior das crianças com deficiência auditiva, usuárias ou não usuárias de implante coclear, cabe ressaltar que a retirada da pista visual e a manipulação da base de suporte comprometeram ainda mais a manutenção do equilíbrio dessas crianças. O déficit da organização sensorial encontrado em crianças surdas (e com possíveis disfunções vestibulares) evidencia uma relação entre os déficits na habilidade do equilíbrio e nas disfunções vestibulares. Portanto, sugere-se que as intervenções por meio de programas motores deveriam focalizar a melhora da efetividade da visão e do sistema somatossensorial.

A situação base fechada (BF) foi a condição de teste experimental mais importante para comparar o controle postural entre crianças com deficiência auditiva e os ouvintes. Logo, a manipulação do tipo de base de suporte, de modo geral,

demonstrou maiores diferenças significativas nos valores do deslocamento do COP em relação à informação visual.

Com base nos achados do presente trabalho, não houve diferenças significativas na condição experimental BFOF (retirada da pista visual com maior solicitação do sistema somatossensorial) para os parâmetros estabilométricos analisados. Esses resultados encontraram justificativas, pelo fato de as crianças com DA participantes, receberem intervenção precoce destinadas à avaliação e acompanhamento dos possíveis déficits motores e do equilíbrio, que foi incluída nos programas educacionais do CEAL-LP, como parte da avaliação clínica de rotina, segundo recomendações de estudos internacionais.

Embora não possa ser demonstrado que crianças do GIC diferem claramente das crianças do GNIC sobre o desempenho do equilíbrio corporal, pode-se afirmar que as crianças usuárias de IC, certamente, não obtiveram melhor desempenho em relação às crianças do GC.

As características da deficiência auditiva (por exemplo, idade ao implante, a etiologia da perda auditiva, tipos de instrumentos) entre os dois grupos de crianças surdas podem ter influenciado os resultados, uma vez que as variabilidades para as crianças do GNIC foram maiores quando comparadas as crianças do GIC.

Mesmo no caso do N emparelhado, poucas diferenças foram encontradas, cerca de 25% do total de 16 estudos realizados em diversas condições experimentais. Esse resultado pode ser interpretado, pelo menos, de duas formas: a variabilidade alta exige que o N seja muito maior, e que se façam maiores promediações no interior de cada condição de teste; e isso poderia acontecer com aumento das tentativas por condição experimental ou com registros temporais mais longos; desafios também descritos como limitações em estudos anteriores, principalmente envolvendo crianças menores.

Outro aspecto a ser considerado refere-se ao fato de que algumas condições experimentais possam ter pequena sensibilidade para mensurar diferenças em estudos entre crianças com desenvolvimento típico e crianças com DA, usuárias e não-usuárias de IC. Portanto, sugere-se para futuros ensaios longitudinais a utilização de condições experimentais que possam avaliar o comportamento do controle postural em condições de maiores exigência dos sistemas responsáveis pelo controle postural. Logo, recomenda-se a utilização de

testes para a avaliação do equilíbrio funcional associados à mensuração dos parâmetros estabilométricos em plataforma de forças.

Há ampla evidência na literatura de que crianças com perda auditiva neurossensorial profunda apresentam concorrentes déficits motores e do equilíbrio. No entanto, há escassez em investigações das intervenções sobre os déficits do equilíbrio e do desempenho motor em crianças com surdez. A identificação precoce e intervenção imediata da deficiência auditiva na infância são cruciais para melhor (re)habilitação. Futuros conhecimentos científicos deverão auxiliar os tratamentos médicos, fonoaudiológicos, fisioterápicos e físicos; não apenas para identificar os possíveis déficits sensoriais das crianças com deficiência auditiva, mas principalmente para acompanhar e direcionar as futuras intervenções, assegurando melhora da qualidade de vida por meio de ações preventivas aplicadas nessas crianças.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAMIDES, P. A.; BENTO, R. F.; BITAR, R. S. M.; NETO, V. B.; TSUJI, R. K. Como o Implante Coclear Pode Interferir na Função Vestibular?. Arq. Int. Otorrinolaringol. 2009;13(2):195-200.

ANGELI, S. Value of vestibular testing in young children with sensorineural hearing loss. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, vol. 129, ed. 4, p. 478-82, 2003.

ARAÚJO, S. M.; MEIRA JÚNIOR, C. M.; CANTARELLI, E. M. Equilíbrio estático em crianças portadoras de deficiência auditiva neurossensorial. Cad UniABC de Educação Física, v.16, p. 56-70, 2001.

ASHA - American Speech and Hearing Association; Northern, J, Downs, M P (1991) Hearing in children (4th ed.) Baltimore Williams e Wilkins; OMS – Organização Mundial de Saúde; Bess, F. H. e Humes, L. E. (1995) Audiology: The Fundamentals. Baltimore Williams e Wilkins. Informações Básicas sobre Deficiência Auditiva. Disponível em <<http://www.entreamigos.com.br/textos/default/infdefault.htm>>.

BAKER, C. P.; NEWSTEAD, A. H.; MOSSEBERG, K. A. Reability of static standing balance in nondisabled children: comparasion of two methods of measurement. Pediatric rehabilitation, v. 2, n. 1, p. 15-20, jan. 1998.

BALKANY, T. J.; HODGES, A. V.; ESHRAGHI, A. A.; BUTTS, S.; BRICKER, K.; LINGVAI, J.; POLAK, M.; KING, J. Cochlear implants in children - a review. Acta Otolaryngol, v. 122, n. 4, p. 356-362, 2002.

BANCE, M. L.; O'DRISCOLL, M.; GILES, E.; RAMSDEN, R. T. Vestibular stimulation by multichannel cochlear implants. Laryngoscope, v. 108, p. 291-294, 1998.

BANHARA, M. R.; NASCIMENTO, L. T.; COSTA FILHO, O. A.; BEVILACQUA, M. C. Uso combinado do implante coclear e aparelho de amplificação sonora individual em adultos. R. Dist. Comun. São Paulo, v. 6, n. 1, p. 27-33, abr. 2004.

BANKOFF, A. D. P.; PELEGRINOTTI, I. L.; MORAES, A. C.; GALDI, E. H. G.; MOREIRA, Z. W.; MASSARA, G.; RONCONI, P. Analisis poddometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la técnica vídeo-podometrica. Congresso científico olímpico, Málaga, Espanha, v.1, n.208, p.18, 1992.

BARATTO, L.; MORASSO, P. G.; RE, C.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. Motor Control, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

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.

BARELA, J. A. Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway. Dissertation (Doctor of Philosophy – University of Maryland, Maryland, 1997.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. Revista Paulista de Educação Física, São Paulo, Suplemento, n. 3, p. 79-88, 2000.

BAUDHUIN, J. L. Balance function following cochlear implantation. 2008. 55 f. Tese (Doutorado em Audiologia) - Independent Studies and Capstones, Program in Audiology and Communication Sciences, Washington University School of Medicine, Washington. 2008.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. Neurociências: desvendando o sistema nervoso. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

BENDAT, J. S.; PIERSOL, A. G. (2000). Random data : analysis and measurement procedures , Third Edition. New York: Wiley-Interscience, 2000. 594 p.

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.; MARTINEZ, M. A. N.; BALEN, A. S.; PUPO, A. C.; REIS, A. C. M.; FROTA, S. Tratado de Audiologia. São Paulo, Santos, 2011.

BEVILACQUA, M. C.; MORET, A. L. M. Deficiência auditiva: conversando com familiares e profissionais da saúde. São José dos Campos, Pulso, 2005.

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.; FORMIGONI, G. M. P. Audiologia Educacional: uma opção terapêutica para a criança deficiente auditiva. Carapicuíba, Pró-fono, 1997.

BIZZO, G.; GUILLET, N.; PATAT, A.; GAGEY, P. M. (1985). Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. Med Biol Eng Comput, 23(5), 474-476.

BOOTHROYD, A. Hearing Impairments in Young Children. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall. 1982.

BOUCCARA, D.; ESTEVE FRAYSSE, M. J.; LOUNDON, N.; FRAYSSE, B.; GARABEDIAN, N.; STERKERS, O. Vestibular dysfunction after cochlear implantation: a national multicenter clinical study. Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord). 2005, 126(4):275-8.

BREY, R. H.; FACER, G. W.; TRINE, M. B.; LYNN, S. G.; PETERSON, A. M.; SUMAN, V. J. Vestibular effects associated with implantation of a multiple channel cochlear prosthesis. Am J Otol. Jul 1995; 16(4) :424-30

- BROOKHOUSER, P. E.; GRUNDFAST, K. M. General sensorineural hearing loss. In: *Otolaryngology Head and Neck Surgery*. 3rd ed. St. Louis: ed. Mosby; 1998. p.504-34.
- BUCHMAN, C. A.; JOY, J.; HODGES, A.; TELISCHI, F.; BALKANY, T. Vestibular Effects of Cochlear Implantation. *The Laryngoscope*. 2004, 114(10 part 2):1-22.
- BULPITT, C. J., Recruitment of subjects. In: BULPITT, C. J.: *Randomised controlled trials*. The Hague: Martinus Nijhoff Publishers, 39-43, 1983.
- BUREAU INTERNATIONAL D' AUDIOPHONOLOGIE (BIAP). [Les recommandations] [Internet]. Liège: BIAP; 2005. Recommendation BIAP n° 02/1bis. Classification audiométrique des déficiences auditives; [cited 2011 May 15]; p.5. Available from: <http://www.biap.org/recom02-1.htm>. French.
- BUTTERFIELD, S. A. (1986) Gross motor profiles of deaf children. *Percept Mot Skills* 62:68–70.
- CARON, O.; FAURE, B.; BRENIERE, Y. (1997). Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *J Biomechanic*, 30(11-12), 1169-1171.
- CASADIO, M.; MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. (2004). Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application. *Gait e Posture*, in press.
- CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin. Biomech.* (Bristol, Avon), vol. 17, no. 910, pp.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. 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.
- COPELAND, B. J.; PILLSBURY, H. C. Cochlear implantation for the treatment of deafness. *Annual Rev Med*. 2004; 55:157-167.
- CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; PRINCE, F.; RAÎCHE, M. (2001). Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COPCOM variable. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 80-85.
- COSTA FILHO, O. A. *Implantes cocleares multicanais no tratamento da surdez em adultos [tese]*. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 1998.

COSTA, O. A.; BEVILACQUA, M. C.; AMANTINI, R. C. B. Considerações sobre o implante coclear em crianças. In: BEVILACQUA, M. C.; MORET, A. L. M. Deficiência auditiva: conversando com familiares e profissionais de saúde. São José dos Campos (SP): Pulso; 2005. p. 123-138.

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.

CUSHING, S. L.; CHIA, R.; JAMES, A. L.; PAPSIN, B. C.; GORDON, K. A. A test of static and dynamic balance function in children with cochlear implants: the vestibular olympics. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2008 Jan;134(1):34-8.

DETTMAN, S. J.; PINDER, D, BRIGGS, R. J.; DOWELL, R. C.; LEIGH, J. R. Communication development in children who receive the cochlear implant younger than 12 months: risks versus benefits. *Ear Hear*. 2007 Apr;28(2 Suppl):11S-18S.

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.

DOWELL, R. C.; COWAN, R. S. C. Evaluation of benefit: infants and children. In: CLARK, G. M.; COWAN, R. S. C.; DOWELL, R. C. Cochlear implantation for infants and children. San Diego: Singular Publishing Group, 1997, cap. 12, p. 205-221.

DRAKE, R.; DRAVITSKI, J.; VOSS, L. Hearing in children after meningococcal meningitis *J Paediatr Child Health* 2000;36(3):240-3.

DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. [Tese: Livre docência na área de biomecânica]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, 3(1), 12-27.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. (2000). On the fractal properties of natural human standing. *Neurosci Lett*, 283(3), 173-176.

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

EDEN, D.; FORD, R. P. K.; HUNTER, M. F.; MALPAS, T. J.; DARLOW, B.; GOURLEY, J. Audiological screening of neonatal intensive care unit graduates at high risk of sensorineural hearing loss. *N Z Med J* 2000;113:182-3.

EFFGEN, S. K. Effect of an exercise program on the static balance of deaf children. *Physical Therapy*, v.61, p. 873- 877, 1981.

EISENBERG, L. S.; NELSON, J. R.; HOUSE, W. F. Effects of the single electrode cochlear implant on the vestibular system of the profoundly deaf adult. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 1982, 91(2 Pt 3):47-54.

ENBOM, H.; MAGNUSSON, M.; PYYKKO, I. Postural compensation in children with congenital or early-acquired bilateral vestibular loss, *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 100 (6) (1991) 472—478.

ENGEL-YEGER, B.; WEISSMAN, D. (2009). A comparison of motor abilities and perceived self-efficacy between children with hearing impairments and normal hearing children. *Disabil Rehabil* 31:352–358.

ENTICOTT, J. C.; TARI, S.; KOH, S. M.; DOWELL, R. C.; O'LEARY, S. J. Cochlear implant and vestibular function. *Otol Neurotol.* 2006, 27(6):824-30.

FAQUIN, A.; MELO, S. I. L. Características e inter-relação da sensibilidade plantar e do equilíbrio de atletas e não-atletas. 2005. 144f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

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.

FINA, M.; SKINNER, M.; GOEBEL, J. A.; PICCIRILLO, J. F.; NEELY, J. G.; BLACK, O. Vestibular dysfunction after cochlear implantation. *Otol Neurotol* 2003;24:234–242.

FORSSBERG, H.; NASHNER, L. M. Ontogenic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *J Neurosci* 1982, 2:545-552.

FOUDRIAT, B. A.; DI FABIO, R. P.; ANDERSON, J. H. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: A normative study with diagnostic implications. *Int J Paediatrics Otorhinolaryngol* 1993, 27:255-271.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos. 3ª ed. São Paulo: Editora Phorte 2005.

GAYLE, G. W.; POHLMAN, R. L. Comparative study of the dynamic, static, and rotary balance of deaf and hearing children. *Perceptual and Motor Skills*. 1990;70(3):883–888.

GELFAND, S. A.; PIPER, N. Acoustic reflex thresholds: variability and distribution effects. *Ear Hear.* 1984 Jul-Aug;5(4):228-34.

GHEYSEN, F.; LOOTS, G.; VAN WAELVELDE, H. (2008). Motor development of deaf children with and without cochlear implant. *J Deaf Stud Deaf Educ* 13(2):215–224

GOBBI, L. T. B.; MENUCHI, M. R.; UEHARA, E. T.; SILVA, J. J. Influência da informação exproprioceptiva em tarefa locomotora com alta demanda de equilíbrio em crianças. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, Taguatinga, v.11, p.79-86, 2003.

GOLDIE, P. A.; EVANS, O. M.; BACH, T. M. Steadiness in one-legged stance: development of a reliable force-platform testing procedure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.73, n.4, p. 348-354, 1992.

GURFINKEL, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, 14(Spec No C), 9-13.

GUYTON, A. C. *Fisiologia humana e mecanismo das doenças*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de fisiologia médica*. 9ªed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1997.

HADDERS-ALGRA, M.; BROGREN, E.; FORSSBERG, H. Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *Journal of Physiology, Oxford*, n. 493, p. 273–288, 1996.

HAGEMAN, P. A.; LEIBOWITZ, J. M.; BLANKE, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 961-965.

HASAN, S. S.; ROBIN, D. W.; SHIAMI, R. G. Drugs and postural sway. *IEEE. Eng. Med. e 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.

HEDBERG, A.; CARLBERG, E. B.; FORSSBERG, H.; HADDERS-ALGRA, M. Development of postural adjustments in sitting position during the first half year of life. *Developmental Medicine e Child Neurology, Sheffield*, n. 47, p. 312-320, 2005.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. *Gait e 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. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006;35(suppl 2):ii7–ii11.

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, *Developmental Medicine and Child Neurology*, v.30, p. 64-79, 1988.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 10(6), 727-738.

HORN, D. L.; PISONI, D. B.; MIYAMOTO, R. T. Divergence of fine and gross motor skills in prelingually deaf children: Implications for cochlear implantation. *Laryngoscope*. 2006 Aug;116(8):1500-6

- HORN, D. L.; PISONI, D. B.; SANDERS, M.; MIYAMOTO, R. T. Behavioral assessment of prelingually deaf children before cochlear implantation. *Laryngoscope*. 2005 Sep;115(9):1603-11.
- HULLEY, S. B. *Delineando a pesquisa clínica: uma abordagem epidemiológica*. 2ª ed., Porto Alegre, Artmed, 2003.
- HUYGEN, P. L.; VAN RIJN, P. M.; CREMERS, C. W.; THEUNISSEN, E. J. The vestibulo-ocular reflex in pupils at a Dutch school for the hearing impaired; findings relating to acquired causes, *Int. J. Pediatr Otorhinolaryngol*. 25 (1993) 39-47.
- INCESULU, A.; VURAL, M.; ERKAM, U. Children with cochlear implants: Parental perspective. *Otol Neurotol*. 2003 Jul;24(4):605-11.
- ISAACSON, G. Universal newborn hearing screening in an Inner-City, managed care environment. *Laryngoscope* 2000; 110:881-94.
- ITO, J. Influence of the multichannel cochlear implant on vestibular function. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1998, 118(6):900-2.
- JACOBSON, G. P.; CALDER, J. H. Self-perceived balance disability/handicap in the presence of bilateral peripheral vestibular system impairment. *Journal of the American Academy of Audiology* 2000. 11(2): 76-83.
- JAYARAJAN, V.; RANGAN, S. Delayed deterioration of hearing following bacterial meningitis. *J Laryngol Otol* 1999;113:1011-14.
- JERGER, S.; JERGER, J. *Alter ações auditivas*. São Paulo: Atheneu, 1989.
- JIN, Y.; NAKAMURA, M.; SHINJO, Y.; KAGA, K. (2006). Vestibular evoked myogenic potentials in cochlear implant children. *Acta Otolaryngologica*, 126, 164–169.
- JOINT COMMITTEE ON INFANT HEARING 1994 Position Statement. American Academy of Pediatrics Joint Committee on Infant Hearing. *Pediatrics*. 1995 Jan;95(1):152-6.
- KADOYA, R.; UEDA, K.; MIYAZAKI, C.; HIDAYA, Y.; TOKUGAWA, K. Incidence of congenital rubella syndrome and influence of the rubella vaccination program for schoolgirls in Japan, 1981-1989. *Am J Epidemiol* 1998;148(3):263-8.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. *Principles of neural science*. Appleton e Lange, East Norwalk, Connecticut, 3a ed, 1991.
- KANTNER, R. M.; RUBIN, A. M.; ARMSTRONG, C. W.; CUMMINGS, V. (1991). Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol*, 12(4), 196-204.
- KEGEL, A.; DHOOGHE, I.; PEERSMAN, W.; RIJCKAERT, J.; BAETENS, T.; CAMBIER, T.; WAELVELDE, H. V. Construct validity of the assessment of balance in children who are developing typically and in children with hearing impairments. *Phys Ther*. 2010; 90:1783-1794.

KEILMANN, A.; LIMBERGER, A.; MANN, W. J. Psychological and physical well-being in hearing impaired children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2007, 71(11):1747-52.

KELLY, J.P. The sense of balance. In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T. M. (editor). *Principles of neural science*. New York: Appleton e Lange, 1991. p. 500-511.

KLEIN, K.; RAPIN, I. Perda intermitente da audição de condução e desenvolvimento da linguagem. In: BISHOP, D.; MORGFORD, K. *Desenvolvimento da linguagem em circunstâncias excepcionais*. Rio de Janeiro: Revinter, 2002. p. 123-143.

KUBO, T.; YAMAMOTO, K.; IWAKI, T.; DOI, K.; TAMURA, M. Different forms of dizziness occurring after cochlear implant. *Euro Arch Otorhinolaryngol*. 2001, 258(1):9-12.

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.

KUTZ, W.; WRIGHT, C.; KRULL, K. R.; MANOLIDIS, S. Neuropsychological testing in the screening for cochlear implant candidacy. *Laryngoscope*. 2003 Apr;113(4):763-6.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; PRINCE, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 896-901.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. (2004). Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech*, 37(9), 1421-1426.

LAGASSE, N.; DHOOGHE, I.; GOVAERT, P. Congenital CMV-infection and hearing loss. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 2000;54(4):431-6.

LAI, T.T.; SVIRSKY, M. A.; MEYER, T. A.; KAISER, A. R.; BASALO, S.; SILVEIRA, A.; *et al*. Identification and pitch perceptions by cochlear implant users. 1999. Eastern Society for Pediatric Research, *J. Investig. Med.* 47 (2) (1999), Atlantic City, NJ.

LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of human movement*. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 1997.

LAW, J. *Identificação precoce dos distúrbios da linguagem na criança*. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

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.

LIEBERMAN, L. J.; VOLDING, L.; WINNICK, J. P. Comparing motor development of deaf children of deaf parents and deaf children of hearing parents. *Am Ann Deaf*. 2004;149: 281-289.

LLOYD, L. L.; KAPLAN, H. Audiometric interpretation: a manual o basic audiometry. University Park Press: Baltimore; 1978. p. 16-7, 94.

LORAM, I. D.; LAKIE, M. (2002). Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*, 545(Pt 3), 1041-1053.

LOUGHRAN, S.; GATEHOUSE, S.; KISHORE, A.; SWAN I. R. C. (2006). Does patient-perceived handicap correspond to the modified clinical test for the sensory interaction on balance? *Otology e Neurotology* 2006. 27(1): 86-91.

MARLOW, E. S.; HUNT, L. P.; MARLOW, N. Sensorineural hearing loss and prematurity *Arch Dis Child Fetal Neonatal* 2000;82:F141-4.

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

MELON, N. K. Language aquisiton. In: NIPARKO, J. K.; KIRK, K. I.; MELLON, N. K.; ROBBINS, A. M.; TUCCI, D. L.; WILSON, B. S. Cochlear implants: principles and practices. Philadelphia: Lippincott Willians e Wilkins, cap. 5, 2000.

MESQUITA, S. T.; CANÔAS, J. W.; COSTAÇO, A. Implante coclear: quem são seus usuários *J. Bras. Fonoaudiol.*, Curitiba, v. 3, n. 13, p. 207-273, out.-dez. 2002.

MIGLIACCIO, A. A.; DELLA SANTINA, C. C.; CAREY, J. P.; NIPARKO, J. K.; MINOR, L. B. The vestibulo-ocular reflex response to head impulses rarely decreases after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2005, 26(4):655-60.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria GM/MS n. 2073, de 28 de setembro de 2004. Institui a Política Nacional de Atenção à Saúde Auditiva. Brasília: Ministério da Saúde, 2004.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria SAS/MS n. 587, de 7 de outubro de 2004. Determina que as Secretarias de Estado da Saúde adotem as providências necessárias à organização e implantação das Redes Estaduais de Atenção à Saúde Auditiva. Brasília: Ministério da Saúde, 2004.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Portaria SAS/MS n. 589, de agosto de outubro de 2004. Altera a tabela de procedimentos SIA/SUS. Brasília: Ministério da Saúde, 1995.

MIYAMOTO, R.; HOUSTON, D.; KIRK, K.; PERDEW, A.; SVIRSKY, M. Language development in deaf infants following cochlear implantation. *Acta Otolaryngol.*, Stockholm, v. 123, n. 2, p. 214-244, nov. 2003.

MOCHIZUKI, L.; ÁVILA, A. O. V.; AMADIO, A. C. Interpretação Preliminar de Parâmetros Biomecânicos na Variação da Postura dos Apoios na Manutenção da Postura Ereta. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1999, p.119-123, Florianópolis, Santa Catarina.

MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C.; ZATSIORSKY, V. M.; LATASH, M. L. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 22, n. 1, p. 51-60, 2006.

MORET, A. L. M. Implante coclear: audição e linguagem em crianças deficientes auditivas neurossensoriais profundas pré-linguais. 2002. 123 f. Tese (Doutorado em Distúrbios da Comunicação) - Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo, Bauru.

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

NICHOLAS, J.G.; GEERS, A. E. Effects of early auditory experience on the spoken language of deaf children at 3 years of age. *Ear Hear.* 2006 Jun;27(3):286-98.

NIEDZIELSKA, G.; KATSHA, E.; SZYMOLA, D. Hearing defects in children born of mothers suffering from rubella in the first trimester of pregnancy. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2000;54:1-5.

NIPARKO, J.K.; BLANKENHORN, R. Cochlear implants in young children. *Ment Retard Dev Disabil Res Rev.* 2003;9(4):267-75.

NORTHERN, J. L.; DOWNS, M. P. 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, L. F.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. *Revista brasileira de biomecânica.* Ano1, n.1, nov. 2000, 33-38.

OMS - Organização Mundial de Saúde.

O'NEILL, C.; O'DONOGHUE, G. M.; ARCHOBOLD, S. M.; NIKOLOPOULOS, T. P.; SACH, T. Variations in gains in auditory performance from pediatric cochlear implantation. *Otol. Neurotol.*, Hagerstown, v. 1, n. 23. p. 44-48, out. 2002.

OSBERGER, M. J.; MASO, M.; SAM, L. K. Speech intelligibility of children with cochlear implants, tactile aids, or hearing aids. *J Speech Hear Res.* 1993 Feb;36(1):186-203.

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: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain: a journal of neurology*, 107, 1143-1163, 1984.

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.

PEREZ, N.; MARTIN, E.; GARCIA-TAPIA, R. Dizziness: relating the severity of vertigo to the degree of handicap by measuring vestibular impairment. *Otolaryngology - Head e Neck Surgery* 2003. 128(3): 372-81.

PETRIE, A.; SABIN, C. *Estatística Médica*. 2ª ed. São Paulo, ROCA, 2007.

POTTER, C. N.; SILVERMAN, L. N. Characteristics of vestibular function and static balance skills in deaf children. *Phys Ther.*; vol. 64, ed. 7, p. 1071-1075, 1984.

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.

RAJENDRAN, V.; ROY, F. G. An overview of motor skill performance and balance in hearing impaired children. *Ital J Pediatr* 37:33, 2011.

RAJENDRAN, V.; ROY, F. G. Comparison of health related quality of life of primary school deaf children with and without motor impairment. *Ital J Pediatr* 36:75, 2010.

RAJENDRAN, V.; ROY, F. G.; JEEVANANTHAM, D. Postural control, motor skills, and health-related quality of life in children with hearing impairment: a systematic review. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2011.

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

REYNELL, J. K.; GRUBER, C. P. *Reynell developmental language scales*. Los Angeles: Western Psychological Services. 1990.

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

RIBARI, O.; KÜSTEL, M.; SZIMARI, A.; REPASSY, G. Cochlear implantation influences contralateral hearing and vestibular responsiveness. *Acta Otolaryngol*. 1999, 119(2):225-8.

RIBARI, O.; SZIMARI, A.; KÜSTEL, M.; REPASSY, G. How does cochlear implantation affect the contralateral vestibular system? *Int Tinnitus J*. 2002, 8(2):108-10.

RIBEIRO, A.; CASTRO, F.; OLIVEIRA, P. Surdez Infantil. *Rev Brás Otorrinolaringol* 2002; 68(3):417-23.

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.

ROBBINS, A. M.; GREEN, J.; BOLLARD, P. Language development in children following one year of Clarion implant use. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.*, St. Louis, n. 185, p. 94-95, dec. 2000.

ROBBINS, A. M.; SVIRSKY, M.; KIRK, K. I. Children with implants can speak, but can they communicate? *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997 Sep;117(3 Pt 1):155-60.

ROBERTSON, D. D.; IRELAND, D. J. Dizziness handicap inventory correlates of computerized dynamic posturography. *J Otolaryngol.* 1995; 24(2):118-24.

ROSEN, S.; FAULKNER, A.; WILKINSON, L. (1999). Adaptation by normal listeners to upward spectral shifts of speech: Implications for cochlear implants. *Journal of the Acoustical Society of America* 106, 3629-3636.

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

RUBEN, R. J. Persistency of an effect: otitis media during the first year of life with nine years follow-up. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1999; 49:S115-8.

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

SAID, T. C.; BEVILACQUA, M. C.; MORET, A. L. M. Percepção de fala e desenvolvimento de linguagem oral em crianças deficientes auditivas pré-linguais usuárias de implante coclear. *Pró-fono.* 2010; 22: 275-80.

SAKALOSKI, M.; ALAVARSI, E.; GUERRA, G. R. Fonoaudiologia na Escola. São Paulo: Lovise, 2000.

SANTANA, A. P. O processo de construção da linguagem: estudo comparativo de duas crianças usuárias de implante coclear. *R. Dist. Comun., São Paulo*, v. 17, n. 2, p. 233-243, ago. 2005.

SAVELSBERGH, G. J. P.; NETELENBOS, J. B.; WHITING, H. T. A. Auditory perception and the control of spatially coordinated action of deaf and hearing impaired children. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 1991; 32, 489–500.

SCHLUMBERGER, E.,; NARBONA, J.; MANRIQUE, M. Nonverbal development of children with deafness with and without cochlear implants. *Dev Med Child Neurol.* 2004 Sep;46(9):599-606.

SCHLUTER, W. W.; REEF, S. E.; REDD, S. C.; DYKLWICZ, C. A. Changing epidemiology of congenital rubella syndrome in the United States. *J Infect Dis* 1998;178(3):636-41.

SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T. M. H.; JEKA, J. J. Action-perception patterns emerge from coupling and adaptation. *Ecological Psychology*, New York, v.10, n.3-4, p.323-346, 1998.

SHUMWAY-COOK, A.; ANSON, D.; HALLER, S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.69, p. 395-400, 1988.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle Motor. Teoria e aplicações práticas. 2a ed. São Paulo, Manole, 2003.

SIEGEL, J. C.; MARCHETTI, M.; TECKLIN, J. S. Age-related balance changes in hearing-impaired children. *Physical Therapy*, 1991; 71, 183–189.

SILMAN, S.; SILVERMAN, C. A. Basic audiologic testing. In: SILMAN, S.; SILVERMAN, C. A. *Auditory diagnosis: principles and applications*. San Diego: Singular Publishing Group; 1997. P.: 44-52

SILVA, A. A.; MAUDONNET, O.; PANHOCA, R. A deficiência auditiva na infância. Retrospectiva de dez anos. *ACTA AWHO* 1995;14(2):72-5.

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

SOARES, J. F.; SIQUEIRA, A. L. *Introdução à Estatística Médica*. 2.a ed. Coopmed Editora Médica. Belo Horizonte, 2002.

SONE, M.; SCHACHERN, P. A.; PAPARELLA, M. M. Loss of spiral ganglion cells as primary manifestation of aminoglycoside ototoxicity. *Hear Res* 1998;115(1-2):217-23.

SOUSA, A. M. M. Avaliação da coordenação motora global e do equilíbrio em portadores de deficiência auditiva [tese]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2006.

SOUSA, A. M. M.; BARROS, J. F.; NETO, B. M. S.; GORLA, J. I. Avaliação do controle postural e do equilíbrio em crianças com deficiência auditiva. *Rev Educ Fís./UEM* v.21, n. 1, 2010.

STEENERSON, R. L.; CRONIN, G. W.; GARY, L. B. Vertigo after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2001 Nov;22(6):842-3.

STELMACHOWICZ, P. G.; GORGA, M. P. Pediatric audiology: Early identification and management of hearing loss. In: *Otolaryngology Head and Neck Surgery*. 3rd ed. St. Louis: ed. Mosby; 1998. p.401-17.

STOFFREGEN, T. A.; PAGULAYAN, R. J.; BARDY, B. G.; HETTINGER, L. J. (2000). Modulating postural control to facilitate visual performance. *Human Movement Science*, 19(2), 203-220.

SUAREZ, H.; ANGELI, S.; SUAREZ, A.; ROSALES, B.; CARRERA X.; ALONSO, R. Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2007; 71 (4): 629-37.

SUAREZ, H.; MUT, F.; LAGO, G.; SILVEIRA, A.; DE BELLIS, G.; VELLUTI, R. A.; PEDEMONTE, M.; SVIRSKY, M. Changes in the Cerebral Blood Flow in Postlingual Cochlear Implant Users. *Acta Oto-Laryngologica*, v.: 119, p.: 239 - 243, 1999.

SUSIN, C. Basic statistical analysis for dental research. In: Rode SM, Dias KRHC, França CM. *Handbook of scientific methodology*. IADR latinoamericana, 2009

SVIRSKY, M. A.; ROBBINS, A. M.; KIRK, K. I.; PISONI, D. B.; MIYAMOTO, R. T. Language development in profoundly deaf children with cochlear implants. *Psychol Sci*. 2000 Mar;11(2):153-8.

SVIRSKY, M. A.; SILVEIRA, A.; NEUBURGER, H.; TEOH, S. W.; SUÁREZ, H. Long-term auditory adaptation to a modified peripheral frequency map, *Acta Otolaryngol.* 124 (4) (2004) 381-386.

SZIRMAI, A.; RIBARI, O.; REPASSY, G. Air caloric computer system application in monitoring vestibular function changes after cochlear implantation. *Otolaryngol head Neck Surg.* 2001, 125(6):631-4.

TIEN, H. C.; LINTHICUM, F. H. JR. Histopathologic changes in the vestibule after cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2002;127:260–264.

TSAI, C. L.; WU, S. K.; HUANG, C. H. Static balance in children with developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci*, 2008; 27(1):142-53.

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

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA. Hospital Universitário de Brasília. HUB faz segundo implante coclear no DF. Disponível em: <<http://www.unb.br/noticias/unbagencia/releases.php?id=177>>. Acesso em 26 mai. 2011.

VAN DER BROEK, P.; HUYGEN, P. L.; SPIES, T.; MENS, L. H.; ADMIRAAL, R. J. Vestibular function in cochlear implant patients. *Acta Otolaryngol.* 1993, 113(3):263-265.

VAN DER FITS, I. B. M.; OTTEN, E.; KLIP, A. W. J.; VAN EYKERN, L. A.; HADDERS, M. The development of postural adjustments during reaching in 6- to-18 month old infants evidence for two transitions. *Experimental Brain Research.* Groningen, v. 126, n. 4, p. 517-528, 1999.

VIBERT, D.; HÄUSLER, R.; KOMPIS, M.; VISCHER, M. Vestibular function in patients with cochlear implantation. *Acta Otolaryngol Suppl.* 2001, 545:29-34.

VIEIRA, A. B. C.; MACEDO, L. R. Gonçalves DU. O diagnóstico da perda auditiva na infância. *Rev. Pediatr. (SP)* 2007; 29 (1): 43-49

WALCH, C.; ANDERHUBER, W.; KÖLE, W.; BERGHOLD, A. Bilateral sensorineural hearing disorders in children: etiology of deafness and evaluation of hearing tests. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2000; 53:31-8.

WALTZMAN, S. B.; ROLAND J. T. JR. Cochlear implantation in children younger than 12 months. *Pediatrics.* 2005 Oct;116(4):e487-93.

WIEGERSMA, P. H.; VAN DER VELDE, A. Motor development of deaf children. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, 1983; 24, 103–111.

WINTER, D. A. (1995a). A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of Balance during Standing and Walking. Waterloo: Waterloo Biomechanics.

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

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 80:1211–1221.

WOLFE, J.; BAKER, S.; CARAWAY, T.; KASULIS, H.; MEARS, A.; SMITH, J.; SWIM, L.; WOOD, M. 1-Year Postactivation Results for Sequentially Implanted Bilateral Cochlear Implant Users. *Otol Neurotol*. 2007 Aug;28(5):589-96.

WOOLLACOTT, 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.; SHUMWAY-COOK, A.; WILLIAMS, H. G. (1989). The development of posture and balance control in children. In MH Woollacott e A. Shumway-Cook (Eds.), *Development of posture and gait across the life span* (pp. 77–96). Columbia, SC: University of South Carolina Press.

WOOLLEY, S. M.; RUBIN, A.; KANTER, R. M.; ARMSTRONG, C. W.; (1993). Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry. *J Otolaryngol* 22: 368-375

WORLD HEALTH ORGANIZATION. International Travel and Health. Diseases maps. Geneva, [s.d.]. Several color maps. Disponível em: <http://www.who.int/ith/disease_maps_index.html>. Acesso em: 21 set. 2004.

ZATORRE, R. J. (2001). Do you see what I'm saying? Interactions between auditory and visual cortices in cochlear implant users. *Neuron*, 31, 13-14.

ZATSIORSKY, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.

ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control* 4, 185–200.

ANEXOS

ANEXO A - DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA INSTITUCIONAL

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Equilíbrio Corporal e Controle Postural entre Crianças com Desenvolvimento Típico e Crianças com Deficiência Auditiva Usuárias e Não-usuárias de Implante Coclear

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 do equilíbrio corporal:

- Mensuração do equilíbrio em plataforma de força, que analisam o comportamento do Centro de Pressão nas seguintes posições:
- Olhos Abertos, Base Aberta;
- Olhos Fechados, Base Aberta;
- Olhos Abertos, Base Fechada;
- Olhos Fechados, Base Fechada.

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 B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

Projeto de Pesquisa: Equilíbrio Corporal e Controle Postural entre Crianças com Desenvolvimento Típico e Crianças com Deficiência Auditiva Usuárias e Não-usuárias de Implante Coclear.

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 do equilíbrio de seu corpo, o que não lhe causará mal algum;
- 2- O presente trabalho objetiva mensurar o equilíbrio corporal para fornecer parâmetros para as equipes multiprofissionais avaliar, planejar e acompanhar as intervenções aplicadas às crianças;
- 3- Para coleta dos dados será utilizado à plataforma de forças para avaliar o equilíbrio corporal por meio da análise do Centro de Pressão, onde a criança deverá ficar sobre essa plataforma nas seguintes posições: Olhos Abertos, Pés Naturalmente Posicionados; Olhos Fechados Pés Naturalmente Posicionados; 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 C - APRECIACÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



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: 124/2006

Título do Projeto: “Estudo longitudinal: relação entre coordenação motora corporal e os parâmetros estabilométricos no desenvolvimento motor de crianças com deficiência auditiva”.

Pesquisadora Responsável: Aneliza Maria Monteiro de Sousa

Data de Entrada: 28/09/2006.

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 124/2006 com o título: “Estudo longitudinal: relação entre coordenação motora corporal e os parâmetros estabilométricos no desenvolvimento motor de crianças com deficiência auditiva”. Analisado na 10ª Reunião, realizada no dia 14 de novembro de 2006.

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, 12 de dezembro de 2006.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB

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